

# EEG

UNIDAD CENTRAL DEL VALLE DEL CAUCA  
, VALENTINA BETANCOURT GONZÁLEZ,JAVIER LOPEZ  
2025



**Resumen**— Este informe trata sobre el proceso de diseño y construcción de un dispositivo EEG, abarcando desde la selección de componentes y el desarrollo del hardware hasta la implementación del software.

**Abstract**— This report focuses on the design and construction of an EEG device, covering the selection of components, hardware development, software implementation, and functional testing.

## 1. Introducción

### 1.1 Planteamiento del problema

Las personas con epilepsia enfrentan un importante desafío relacionado con la detección y prevención temprana de crisis epilépticas, ya que estas pueden ocurrir de forma repentina y sin señales externas evidentes. En muchos casos, la predicción de un ataque depende de la observación clínica o del autoinforme del paciente, métodos que resultan subjetivos y limitados en precisión. Esto genera dificultades para anticipar episodios y tomar medidas preventivas que reduzcan el riesgo de lesiones o complicaciones graves.

En este contexto, las tecnologías de registro de la actividad cerebral, como los electroencefalogramas (EEG), ofrecen una alternativa objetiva y científicamente válida para el monitoreo continuo del cerebro. Sin embargo, los dispositivos EEG convencionales suelen ser costosos, complejos de operar y poco accesibles para hospitales o centros de atención con recursos limitados. Además, su tamaño y falta de portabilidad restringen su uso en la vida cotidiana, impidiendo un

monitoreo en tiempo real fuera del entorno clínico.

Ante esta problemática, surge la necesidad de desarrollar un sistema EEG portátil, económico y fácil de usar, que permita detectar patrones cerebrales anormales asociados con el inicio de una crisis epiléptica, brindando la posibilidad de emitir alertas preventivas al paciente o cuidador. El diseño de este dispositivo, mediante herramientas como Eagle para la creación de la placa de circuito impreso (PCB), busca ofrecer una solución tecnológica accesible que mejore la seguridad y calidad de vida de las personas con epilepsia, permitiendo un seguimiento más continuo y confiable de su actividad cerebral.

### 1.2 Justificación del proyecto

El desarrollo de un electroencefalograma (EEG) portátil orientado a la detección temprana de crisis epilépticas responde a una necesidad urgente en el ámbito de la ingeniería biomédica y la neurotecnología aplicada a la salud neurológica. Los sistemas actuales de monitoreo EEG, aunque precisos, presentan limitaciones en portabilidad, costo y accesibilidad, lo que dificulta su implementación en entornos domésticos o en regiones con recursos médicos limitados.

La propuesta de diseñar un EEG portátil utilizando el software Eagle para el desarrollo del circuito esquemático y la creación de la PCB ofrece una alternativa de bajo costo y alta funcionalidad. Este proyecto promueve el desarrollo de una tecnología accesible que permita registrar y analizar señales cerebrales en tiempo real, detectando patrones previos a una crisis epiléptica y emitiendo alertas tempranas.

Además, esta iniciativa impulsa el avance de la neurociencia preventiva, al permitir la identificación de biomarcadores eléctricos asociados con la inminencia de un ataque epiléptico, lo que podría contribuir a intervenciones más eficaces y personalizadas.

De esta manera, el dispositivo no solo representa un avance en el campo de la ingeniería médica, sino también una herramienta que puede reducir riesgos, mejorar la autonomía del paciente y optimizar la respuesta médica o familiar ante una posible crisis.

Por tanto, este proyecto constituye un aporte significativo al bienestar y seguridad de las personas con epilepsia, así como al trabajo de profesionales de la salud que buscan integrar soluciones tecnológicas innovadoras en el manejo de esta condición neurológica.

económico y accesible.

- Diseñar el esquema eléctrico y la PCB del dispositivo EEG utilizando el software Eagle.
- Construir y ensamblar el prototipo del EEG portátil, integrando los componentes seleccionados en la PCB diseñada.
- Validar el funcionamiento del dispositivo mediante pruebas preliminares en condiciones controladas, orientadas a la detección de señales cerebrales previas a una crisis epiléptica.
- Evaluar la facilidad de uso, portabilidad y efectividad del dispositivo en contextos reales de monitoreo de pacientes con epilepsia.

### 1.3.1 Objetivo general

- Diseñar y desarrollar un dispositivo EEG portátil mediante el uso del software Eagle para el diseño de su circuito impreso (PCB), con el fin de detectar patrones cerebrales asociados a crisis epilépticas y contribuir a su prevención temprana.

### 1.3.2 Objetivos específicos

- Investigar los fundamentos teóricos del EEG y su aplicación en la detección y prevención de crisis epilépticas.
- Seleccionar los componentes electrónicos adecuados para el diseño de un EEG portátil funcional,

## II. Estado del Arte: Detección de Crisis Epilepticas mediante EEG

La epilepsia es una enfermedad crónica caracterizada por episodios recurrentes de actividad eléctrica descontrolada en el cerebro (Fisher et al., 2014). El electroencefalograma (EEG) ha sido fundamental en su diagnóstico y seguimiento, al permitir medir la actividad eléctrica cerebral en tiempo real (Smith, 2018). En años recientes, la automatización del análisis de EEG mediante inteligencia artificial ha avanzado de forma notable, especialmente en la detección y predicción temprana de crisis epilépticas.

## **1. Acharya et al. (2018): Redes neuronales profundas para detección automática**

**Qué hicieron:** Implementaron una red neuronal convolucional profunda (Deep CNN) para clasificar segmentos de EEG en crisis o no crisis, utilizando datasets públicos como CHB-MIT.

**Resultados:** Lograron una precisión del 96.4 %, con sensibilidad del 95 % y especificidad del 98 %, mejorando significativamente sobre métodos tradicionales (SVM, Random Forest).

**Importancia:** Demostró que modelos completamente automatizados —sin extracción manual de características— pueden alcanzar alta precisión, abriendo la puerta a sistemas clínicos eficientes.

**Fuente:** Acharya, U. R., Oh, S. L., Hagiwara, Y., Tan, J. H., & Adeli, H. (2018). *Computers in Biology and Medicine*, 100, 270–278. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2017.09.017>

## **2. Seab & Gotman (2019): CNN en espectrogramas de EEG**

**Qué hicieron:** Convirtieron señales EEG en espectrogramas y entrenaron una red convolucional (2D CNN) para detectar crisis aunque con diferentes patrones de frecuencia y amplitud.

**Resultados:** Sensibilidad del 90 %, con menos de 0.5 falsas alarmas por hora en pruebas clínicas.

**Importancia:** Este enfoque aprovecha características frecuenciales temporales, y es robusto frente a ruido, lo cual es valioso en entornos ambulatorios.

**Fuente:** Saab, K., & Gotman, J. (2019). *Clinical Neurophysiology*, 130(2), 206–216. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2018.10.015>

## **3. Johansen et al. (2020): EEG inalámbrico y detección personalizada**

**Qué hicieron:** Desarrollaron un sistema de EEG portátil y sin cables que se sincroniza con un teléfono móvil para procesar señales en tiempo real; permite personalizar el modelo a cada paciente.

**Resultados:** Alcanzaron una latencia media de 4 segundos y sensibilidad del 92 % en entorno hospitalario real.

**Importancia:** Muestra el potencial de llevar la detección al domicilio, integrando dispositivos portátiles y personalización del modelo, clave para telemedicina.

**Fuente:** Johansen, A. R., Jin, J., Thomsen, C. E., Sørensen, H. B. D., & Kjær, T. W. (2020). *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 24(2), 377–386. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2019.2899820>

## **4. Embrace (Empatica, 2018): Primer wearable aprobado para crisis**

**Qué hicieron:** Desarrollaron Embrace, un reloj hospitalario aprobado por la FDA (510(k)) que detecta convulsiones tónico-clónicas mediante acelerómetro y actividad electrodermal.

**Resultados clínicos:** En un estudio con 135 pacientes monitoreados por video-EEG durante 6 530 h, el dispositivo detectó el 100 % de las crisis convulsivas con componente motor.

**Importancia:** Representa la transición efectiva entre investigación y dispositivo clínico real, útil en monitoreo ambulatorio prolongado.

**Fuente:** Empatica. (2018). Embrace Seizure Monitoring — FDA K181861. U.S. Food and Drug Administration.

[https://www.accessdata.fda.gov/cdrh\\_docs/pdf1/8/K181861.pdf](https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf1/8/K181861.pdf)

## 5. RNS (NeuroPace, 2014): Detección integrada en implante terapéutico

**Qué hicieron:** RNS es un dispositivo implantable que monitorea electrocorticografía (ECOG), detecta actividad ictal y entrega estimulación eléctrica para prevenir o abortar crisis.

**Resultados:** En el ensayo pivotal, pacientes mostraron una reducción mediana del 44 % en frecuencia de crisis en el primer año, que creció hasta el 75 % tras seguimiento prolongado.

**Importancia:** Ilustra cómo la detección puede integrarse con tratamiento activo, ofreciendo un enfoque terapéutico robusto y efectivo.

**Fuente:** Morrell, M. J., & RNS System Pivotal Trial Investigators. (2014). *Epilepsia*. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4233950/>

Desde 2010, la detección de crisis epilépticas mediante EEG ha transitado de prototipos basados en pacientes específicos, hacia modelos de deep learning eficientes, pasando por dispositivos portátiles y sistemas implantables terapéuticos. Cada uno ha añadido valor: precisión clínica (Acharya), resistencia al ruido (Saab), portabilidad (Johansen), implementación real (Embrace), y tratamiento activo (RNS). Sin embargo, aún quedan desafíos: adaptar estos sistemas a entornos reales (minimizar falsos positivos), asegurar la generalización entre pacientes y hacerlos accesibles fuera del hospital.

## III. Diseño del sistema

### 3.1 Descripción general

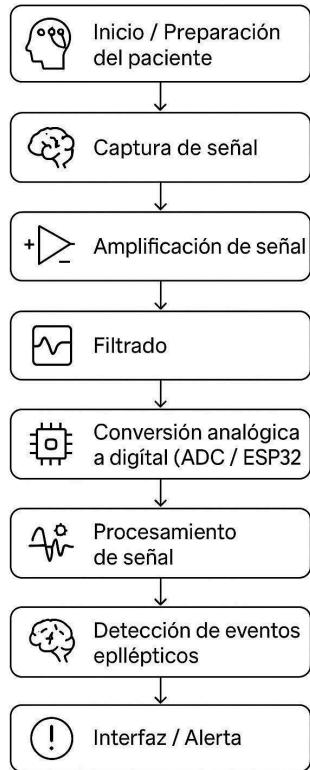
El sistema propuesto consiste en un dispositivo EEG portátil, diseñado específicamente para el monitoreo de la actividad cerebral en busca de prevenir ataques epilépticos basándose en la

detección de espigas epilépticas en la actividad cerebral. Su objetivo principal es proporcionar una herramienta de bajo costo, accesible y fácil de usar.

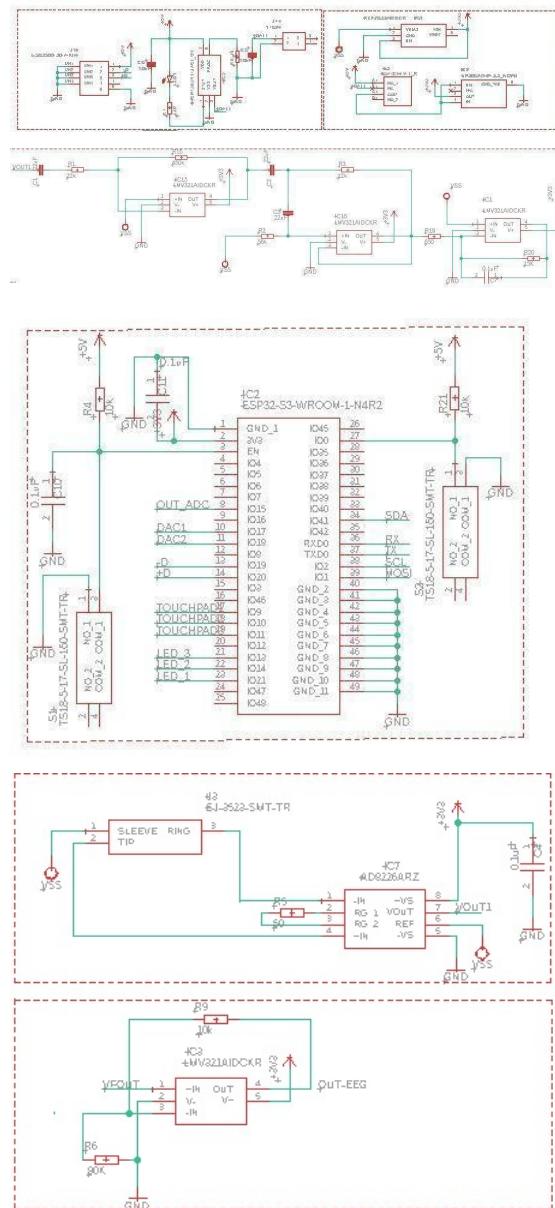
**3.2 Arquitectura Sistema.** El sistema se compone de las siguientes secciones:

- Adquisición de señales: Electrodos de gel para captar las frecuencias cerebrales.
- Amplificación y filtrado: Uso de amplificadores como el INA114 o AD8226 para mejorar la calidad de la señal.
- Procesamiento y almacenamiento: Microcontrolador ESP32 para digitalizar y transmitir los datos.
- Visualización de datos: Software de procesamiento para el análisis de patrones de señales cerebrales.

### 3.3 Diagrama de bloques y flujo de datos.



- Batería
- Puerto de carga micro-USB
- ESP32-S3-WROOM
- Pulsadores
- Regulador de 3.3V
- Switch



### 3.4 Diseño electrónico.

El diseño electrónico del sistema de monitoreo del sueño se basa en un circuito de adquisición de señales biológicas, tomando como referencia circuitos como el AD8232. Este diseño permite captar las señales eléctricas generadas por el cuerpo, con el fin de analizarlas posteriormente, los materiales a utilizar son los siguientes:

- Amplificador de instrumentación AD8226
- Amplificadores operacionales LMV321
- Resistencias de varios valores
- Capacitores de varios valores
- Electrodos

Aquí se puede observar el esquemático que se realizó en EAGLE para posteriormente pasar al diseño de su PCB

### 3.5 Diseño de PCB

Una vez revisado el esquemático este correcto pasamos a la PCB, donde con la misma herramienta EAGLE se realizará dicha PCB que su diseño contempla un tamaño compacto, con pistas cuidadosamente trazadas para evitar interferencias electromagnéticas y tomando en cuenta lo siguiente:

- Tamaño ergonómico, pensando en la comodidad del usuario durante el monitoreo nocturno.
- Conectores para electrodos y salida de datos hacia la ESP32.
- Rutas de señal analógica separadas de las digitales.
- Usa pistas cortas y directas entre los electrodos, amplificadores y filtros.

### 3.5.1 Esquematicos y normas

Se realizó el diseño esquemático del circuito electrónico utilizando un software CAD especializado como Eagle Autodesk. Se consideraron las normas IPC-2221 para el diseño general de placas y la norma IPC-7351 para la creación de huellas de componentes. Los componentes fueron seleccionados en función de disponibilidad comercial, parámetros eléctricos y dimensiones físicas.

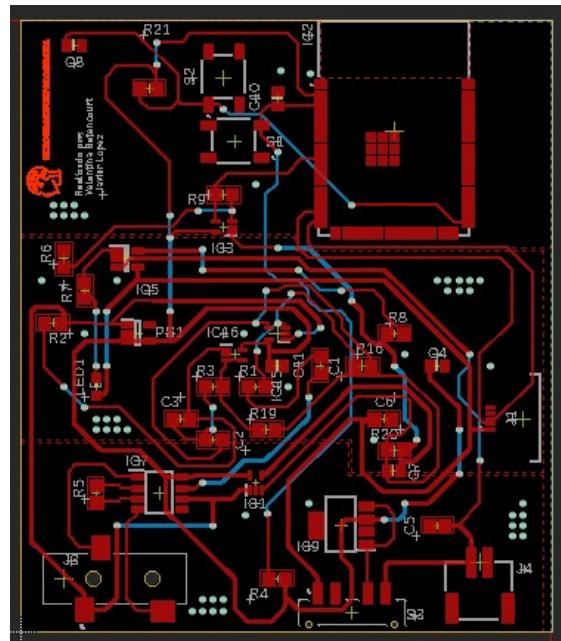
### 3.5.2 Diseño del PCB y cumplimiento de estandares

El diseño del PCB se llevó a cabo asegurando un enrutamiento óptimo de señales, respetando reglas de diseño como

separación entre pistas, áreas de planos de tierra y alimentación, y reducción de ruido electromagnético. Se aplicaron buenas prácticas como el uso de desacoplos cercanos a los pines de alimentación de los circuitos integrados y el diseño de pistas críticas con impedancia controlada cuando fue necesario.

### 3.5.3 Pruebas automáticas del PCB

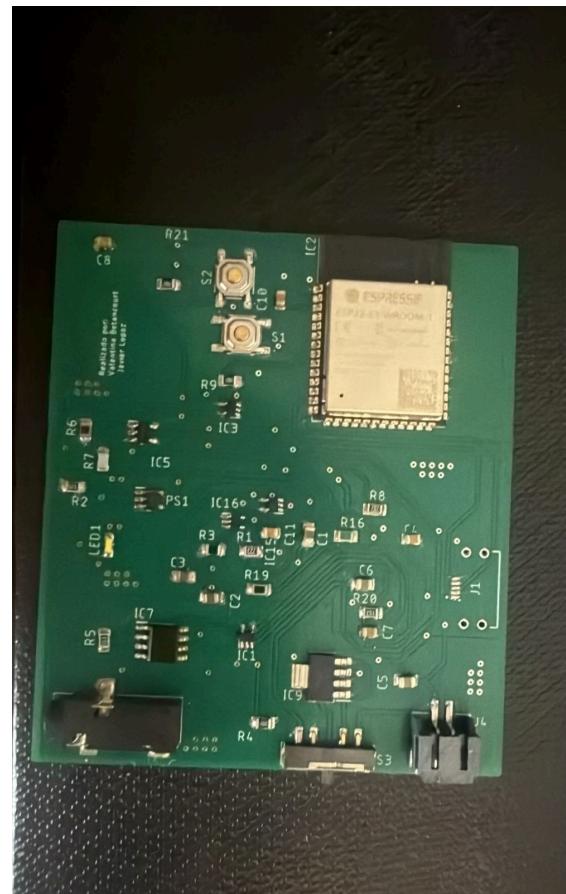
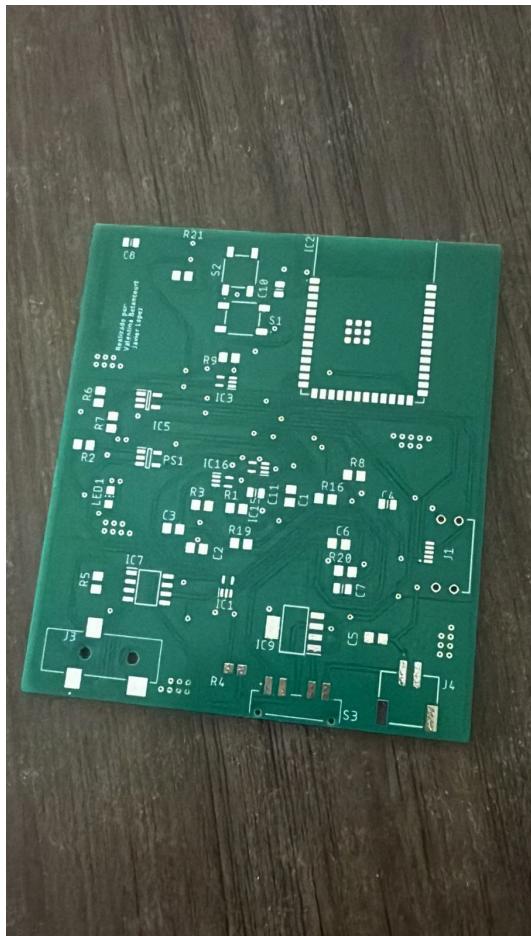
Se realizaron pruebas automáticas del PCB mediante herramientas de validación del software Eagle, como verificación de reglas eléctricas (ERC) y verificación de reglas de diseño (DRC). Posteriormente, se generaron archivos Gerber y se realizó una simulación térmica y de integridad de señal cuando el diseño lo requería. También se prepararon los archivos para pruebas funcionales en el ensamblado final.



**4.1.1 Ensamblado del circuito de adquisición:** Se ensambló sobre la PCB con técnicas de soldadura manual y SMD.

**4.1.2 Diseño de filtros análogos:** Se implementaron filtros pasa bajos de segundo orden con una frecuencia de corte de [valor] Hz.

**4.1.3 Pruebas de señal y ajuste de amplificación:** Se calibraron las ganancias para asegurar un nivel adecuado de señal a la entrada del ADC.



## 4.2 IMPLEMENTACION DEL SOFTWARE

**4.2.1 Programación de adquisición de datos:** Se configuraron ADCs de [resolución] bits para muestreo a [frecuencia] Hz.

**4.2.2 Algoritmos de procesamiento digital:** Se aplicaron FFT para análisis en frecuencia y filtros digitales pasa banda.

**4.2.3 Comunicación inalámbrica:** Se implementó una interfaz Bluetooth/WiFi para transmisión a una app o PC.

**4.2.4 Interfaz gráfica para visualización:** Se desarrolló una GUI en [Python/Java/otro] usando [Tkinter/Qt/otro].

**4.2.5 Integración del sistema:** Todo el sistema fue integrado, probado y verificado en condiciones de operación reales.

## **V. CARACTERIZACION Y VALIDACION**

### **5.1 Métodos de prueba del hardware**

Se aplicaron pruebas funcionales, térmicas y de estabilidad en el tiempo.

### **5.2 Métodos de prueba del software**

Se verificó la cobertura del código, la gestión de errores y la estabilidad del sistema ante entradas anómalas.

### **5.3 Analisis de las señales y evaluación de calidad**

Las señales adquiridas fueron comparadas con una referencia calibrada y evaluadas mediante métricas como SNR y THD.

### **5.4 Caracterización del sistema**

**5.4.1 Exactitud de medición:** [Error máximo de X% respecto a referencia calibrada]

**5.4.2 Consumo de energía:** [mA o mW en modo activo y reposo]

**5.4.3 Tiempo de operación:** Autonomía de [X] horas con batería de [valor] mAh.

**5.4.4 Impedancia de entrada:** [valor en ohmios], adecuada para no afectar la fuente de señal.

### **5.5 Comparacion con sistemas comerciales**

El sistema presenta un costo [X]% menor, y ofrece funcionalidades similares a equipos de referencia como [nombre de equipos].

## **VI. INNOVACION Y PROPUESTA DE VALOR**

### **6.1 Justificación de la innovación**

El proyecto propone una solución compacta, económica y modular frente a sistemas tradicionales más costosos y voluminosos.

### **6.2 Aplicaciones y mejoras sobre sistemas existentes**

Mejoras en portabilidad, consumo energético y adaptabilidad para distintas plataformas médicas o educativas.

### **6.3 Impacto en la sociedad y potencial de escalabilidad**

Aplicable en contextos rurales, educativos o de bajo presupuesto, con posibilidades de adaptación a nuevos sensores y mejoras futuras.

## **VII. APLICACIONES Y CASOS DE USO**

### **7.1 Aplicaciones de campo medico**

Monitoreo fisiológico, electrocardiografía, electromiografía, etc.

### **7.2 Aplicaciones de neurociencia y control BCI**

Adquisición de señales EEG para estudios cognitivos o sistemas de control por pensamiento.

270–278.  
<https://doi.org/10.1016/j.compbio-med.2017.09.017>

### 7.3 Aplicaciones de accesibilidad

Interfaz para personas con movilidad reducida para controlar dispositivos mediante señales biológicas.

### 7.4 Casos de uso propuesto por el equipo

- Plataforma educativa para enseñanza de instrumentación.
- Prototipo de evaluación remota de pacientes.

## VIII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 8.1 Logros alcanzados

Desarrollo completo de hardware, firmware y software.

Comunicación inalámbrica funcional y visualización efectiva.

### 8.2 Dificultades encontradas

Problemas con interferencia electromagnética.

Retos en la integración del software y depuración de bugs.

### 8.3 Mejoras y trabajo futuro

Incorporación de inteligencia artificial para análisis de datos.

Miniaturización del hardware y encapsulado final.

Empatica. (2018). Embrace Seizure Monitoring — FDA K181861. U.S. Food and Drug Administration.  
[https://www.accessdata.fda.gov/cdrh\\_docs/pdf18/K181861.pdf](https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf18/K181861.pdf)

Fisher, R. S., Acevedo, C., Arzimanoglou, A., Bogacz, A., Cross, J. H., Elger, C. E., Engel, J., ... Wiebe, S. (2014). ILAE official report: A practical clinical definition of epilepsy. *Epilepsia*, 55(4), 475–482.  
<https://doi.org/10.1111/epi.12550>

Johansen, A. R., Jin, J., Thomsen, C. E., Sørensen, H. B. D., & Kjær, T. W. (2020). Personalizing seizure detection using wireless EEG in a hospital environment. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 24(2), 377–386.  
<https://doi.org/10.1109/JBHI.2019.2899820>

Morrell, M. J., & RNS System Pivotal Trial Investigators. (2014). Final results of the RNS System pivotal trial: responsive cortical stimulation for treatment of focal epilepsy. *Epilepsia*.  
<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4233950/>

Saab, K., & Gotman, J. (2019). A deep learning approach to detect seizures from scalp EEG. *Clinical Neurophysiology*, 130(2), 206–216.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2018.10.015>

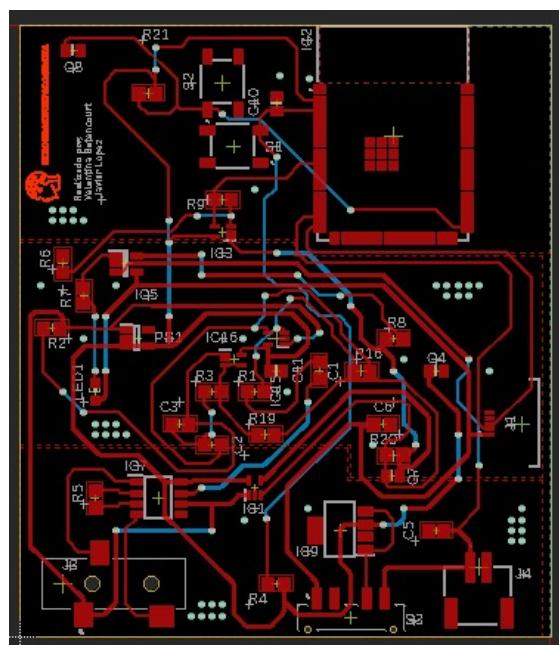
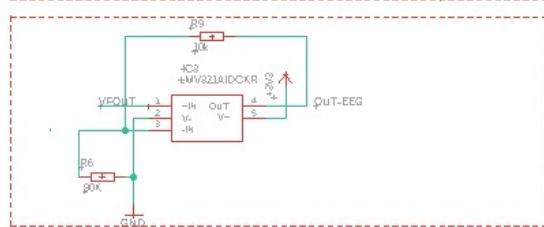
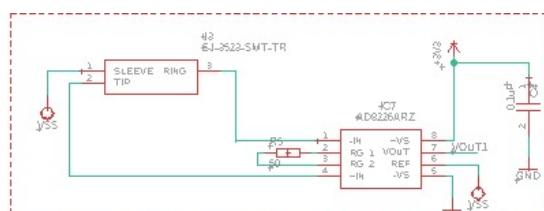
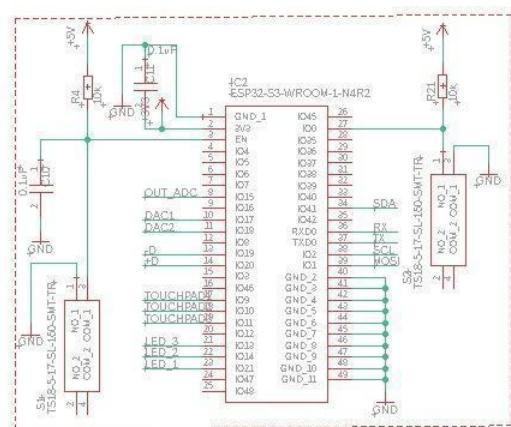
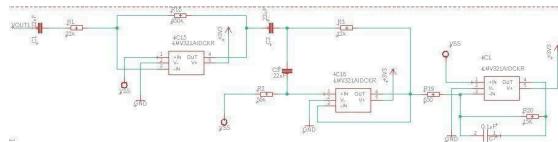
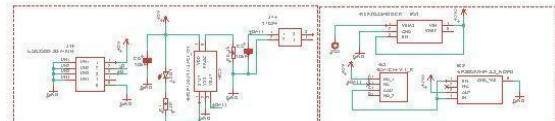
Smith, S. J. M. (2018). EEG in the diagnosis, classification, and management of patients with epilepsy. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 89(8), 825–833.  
<https://doi.org/10.1136/jnnp-2017-317287>

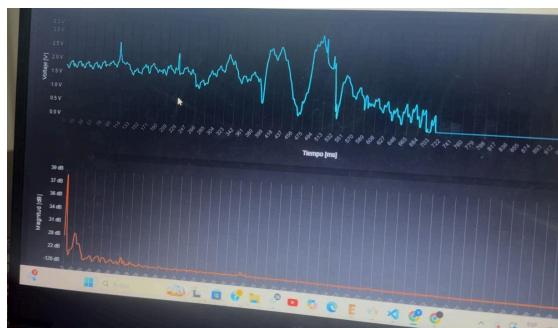
## IX. Referencias

Acharya, U. R., Oh, S. L., Hagiwara, Y., Tan, J. H., & Adeli, H. (2018). Deep convolutional neural network for the automated detection and diagnosis of seizure using EEG signals. *Computers in Biology and Medicine*, 100,

## X. ANEXOS

## 10.1 Diagramas electricos y pcb





## XI. INTEGRACIÓN DE MATERIAS

### 11.1 Circuitos electrónicos II

Tomar la señal eléctrica cerebral, que es muy débil (microvoltios), amplificarla y acondicionarla usando electrónica analógica (amplificadores), para luego procesarla

digitalmente con un microcontrolador (ESP32).

La señal EEG:

- Tiene una **amplitud de 10 a 100  $\mu$ V (microvoltios)**.
- Es muy **susceptible al ruido** (interferencia muscular, eléctrica, etc.).
- Se mueve en frecuencias bajas (**0.5 a 100 Hz**), principalmente de 0.5 a 40 Hz.

Para eso se necesita **amplificadores de instrumentación** y filtros adecuados.

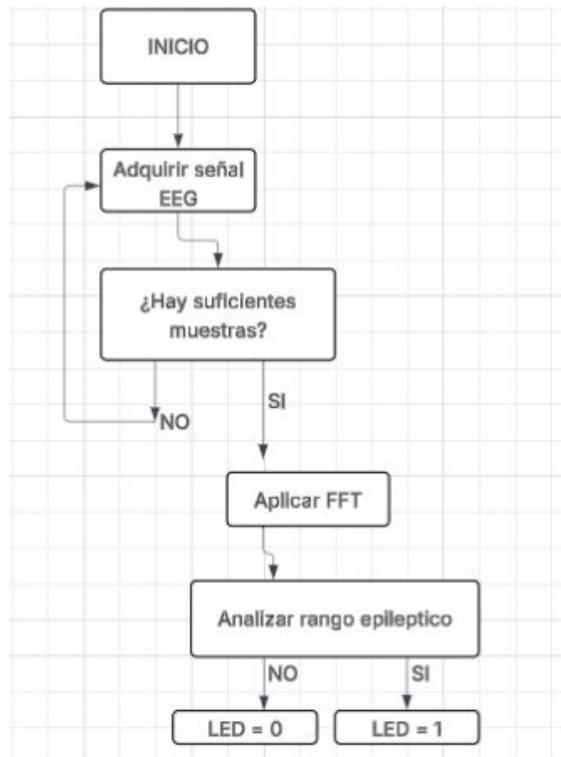
Amplifica señales diferenciales y rechaza ruido común (interferencias).

El proceso de filtrado de la señal con los amplificadores operacionales se realiza de la siguiente manera

Etapa	Qué hace	Tipo de filtro
1 <sup>a</sup> etapa (IC15)	Amplifica y corta graves muy bajos	Pasa-altos activo
2 <sup>a</sup> etapa (IC16)	Moldea la banda media / define tono	Pasa-banda activo
3 <sup>a</sup> etapa (IC1)	Suaviza el resultado, corta agudos	Pasa-bajos activo

### 11.2 Electronica digital 2

Se analiza el funcionamiento del proyecto y se genera una maquina de estados



```

pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
analogReadResolution(12);
}

// LOOP PRINCIPAL - FSM

void loop() {
    switch (currentState) {

        case WAIT_SIGNAL:
            // Espera una señal mínima (>1000 ADC)
            if (analogRead(ADC_PIN) > 1000) {
                currentState = ACQUIRE;
            }
            break;

        case ACQUIRE:
            for (int i = 0; i < SAMPLES; i++) {
                vReal[i] = analogRead(ADC_PIN);
                vImag[i] = 0;
                delayMicroseconds(1000000 / SAMPLING_FREQUENCY);
            }
            currentState = PROCESS_FFT;
            break;

        case PROCESS_FFT:
            FFT.Windowing(vReal, SAMPLES, FFT_WIN_TYP_HAMMING, FFT_FORWARD);
            FFT.Compute(vReal, vImag, SAMPLES, FFT_FORWARD);
            FFT.ComplexToMagnitude(vReal, vImag, SAMPLES);
            currentState = DETECT_SPIKE;
            break;

        case DETECT_SPIKE:
            spike_detectado = false;
            for (int i = 0; i < SAMPLES / 2; i++) {
                double freq = (i * SAMPLING_FREQUENCY) / SAMPLES;
                if (freq >= 20 && freq <= 70) {
                    if (vReal[i] > 80) {
                        spike_detectado = true;
                    }
                }
            }
            currentState = OUTPUT;
            break;
    }
}

case OUTPUT:
    if (spike_detectado) {
        digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
        Serial.println("SPIKE DETECTADO (LED = 1)");
    } else {
        digitalWrite(LED_PIN, LOW);
        Serial.println("Normal (LED = 0)");
    }
    currentState = IDLE;
    break;

case IDLE:
    delay(100);
    currentState = WAIT_SIGNAL;
    break;
}
  
```