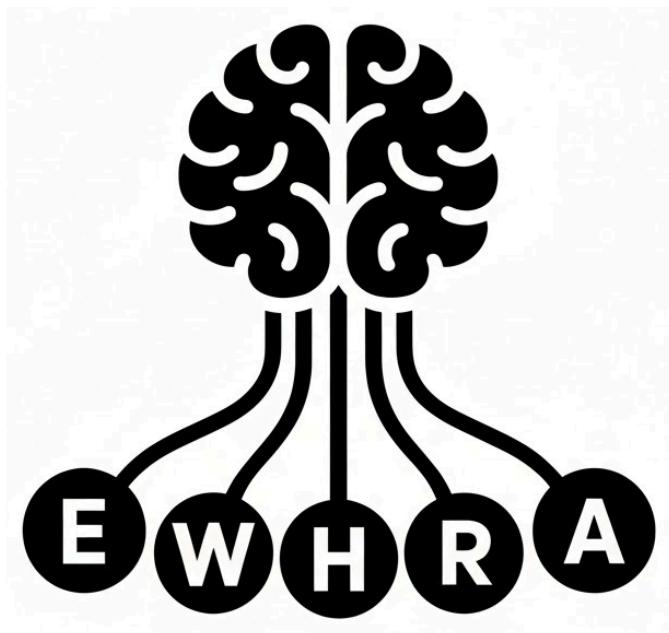


EWHRA

Electroencephalographic Wave Helmet to Regulating Attention



Martin Rodrigo, Santiago - Moya Santucho, Atila - Zangara Rüffer, Máximo

Instituto Técnico Salesiano Villada

7°B Electrónica

Ferraro, Federico - Remedi, Marco - Schulthess, Matias

28/11/2025

Índice

Índice.....	1
Introducción.....	2
Investigación.....	3
La técnica encefalográfica.....	3
Bases fisiológicas de la encefalografía.....	3
Ondas cerebrales.....	5
Ondas Delta.....	5
Ondas Theta.....	5
Ondas Alfa.....	6
Ondas Beta.....	6
Ondas Gamma.....	7
Interfaces cerebro-computadora.....	8
Sistema internacional 10/20.....	8
EWHRA (Electroencephalographic Wave Helmet to Regulating Attention).....	9
Adquisición de señal.....	10
Arquitectura de alimentación.....	11
Filtro pasa-banda.....	13
Etapa de amplificación.....	14
Principio de funcionamiento.....	17
Disposición de los electrodos.....	17
Conexión BLE.....	18
Interfaz Gráfica.....	19
Conclusión.....	21
Referencias.....	22
Bibliografía.....	22
Investigación.....	22
EWHRA.....	22

Introducción

La actividad mental se manifiesta de forma directa en la actividad eléctrica del cerebro y se codifica en señales que pueden ser registradas. En las últimas décadas se han desarrollado varios estudios que prueban que la actividad del **electroencefalograma** (EEG) registrada en el cuero cabelludo puede ser la base de sistemas de comunicación, llamados **interfaces cerebro-computadora** (ICC). Esta tecnología basada en EEG extrae características específicas en tiempo real de señales producidas por la actividad cerebral, y las emplea para operar dispositivos externos, como computadoras, conmutadores o prótesis. Un sistema ICC utiliza características en estas señales para permitir que un sujeto se comunique con el mundo exterior.

En la actualidad, el desarrollo de interfaces cerebro-computadora han abierto un nuevo campo de aplicación en la monitorización y control de **estados mentales**. Dentro de este campo, se destaca la “**relajación**” que se asocia con la disminución de los efectos del estrés, la mente deja de estar en estado de alerta/defensa y pasa a un estado de calma. Este estado se puede relacionar directamente con la “**somnolencia**”, debido a que refleja un estado de transición entre la vigilia y el sueño que reduce drásticamente las funciones cognitivas, entre ellas la atención. Si bien esta condición es beneficiosa en contextos de meditación o descanso, su presencia dificulta el mantenimiento de la **atención sostenida**, afectando negativamente el rendimiento en actividades que requieren alta concentración.

En el presente trabajo se desarrolla una solución a los problemas que produce el exceso de calma inadecuada, utilizando ICC basada en EEG, brindando así una solución en tiempo real y un neurofeedback adecuado para que el usuario sepa en todo momento su estado de atención.

Investigación

La técnica encefalográfica

Un “**electroencefalograma**” es una técnica no invasiva que registra la actividad eléctrica del cerebro en tiempo real mediante el uso de electrodos fijados sobre el cuero cabelludo. Las neuronas se comunican entre sí a través de impulsos eléctricos y están activas todo el tiempo. Estos impulsos generan patrones según la actividad específica cerebral, comúnmente llamados “**ondas cerebrales**”, que se relacionan con diferentes estados mentales y conductas.

Bases fisiológicas de la encefalografía

La neurona es la unidad básica del cerebro y del sistema nervioso, una célula altamente especializada en la transmisión de impulsos nerviosos. Como cualquier célula biológica, está delimitada por una fina membrana celular que además de su función de separar el interior del exterior de la célula, posee determinadas propiedades que son esenciales para el funcionamiento eléctrico de la célula nerviosa.

Una neurona posee tres partes fundamentales: dendritas, soma y axón. La neurona recibe impulsos eléctricos a partir de sus dendritas, esos impulsos son procesados en el soma o cuerpo celular y retransmitidos por el axón, hacia las dendritas de una o varias neuronas. Las dendritas, tienen la función de recibir los impulsos nerviosos de otras neuronas y conducirlos al cuerpo o soma para que sean procesados. El cuerpo o soma posee una forma piramidal o cilíndrica, y contiene el núcleo de la célula nerviosa. Los impulsos nerviosos que provienen de las dendritas son procesados, generando nuevos impulsos que se retransmiten. El cuerpo celular es como un procesador de impulsos nerviosos, sumando el potencial eléctrico que viene de las dendritas. A su vez, es el responsable de proveer las funciones necesarias de la neurona. El axón de una neurona es único y se puede prolongar por distancias

comparables a las dimensiones del organismo. Además, es responsable de llevar los impulsos generados en el cuerpo de la neurona hasta la sinapsis. El axón puede ser visto como una vía de transporte, o una línea de transmisión. Tiene una forma lisa, con pocas ramificaciones.

La conexión entre el axón de una neurona y la dendrita de otra cercana, mediante neurotransmisores, se define como sinapsis y está compuesta por varias partes. Consiste principalmente en un terminal pre-sináptico, por donde llega un estímulo proveniente de otra célula. Posteriormente, en la región inter-sináptica, el estímulo nervioso que llega a la sinapsis se transfiere a la membrana dendrítica a través de sustancias conocidas como neurotransmisores. El resultado de esta transferencia es una alteración en el potencial eléctrico de la membrana post-sináptica. Dependiendo de la naturaleza de los neurotransmisores, la señal puede ser excitatoria, lo que aumenta la probabilidad de que una neurona transmita una señal, o inhibitoria, lo que disminuye esa probabilidad de transmisión.

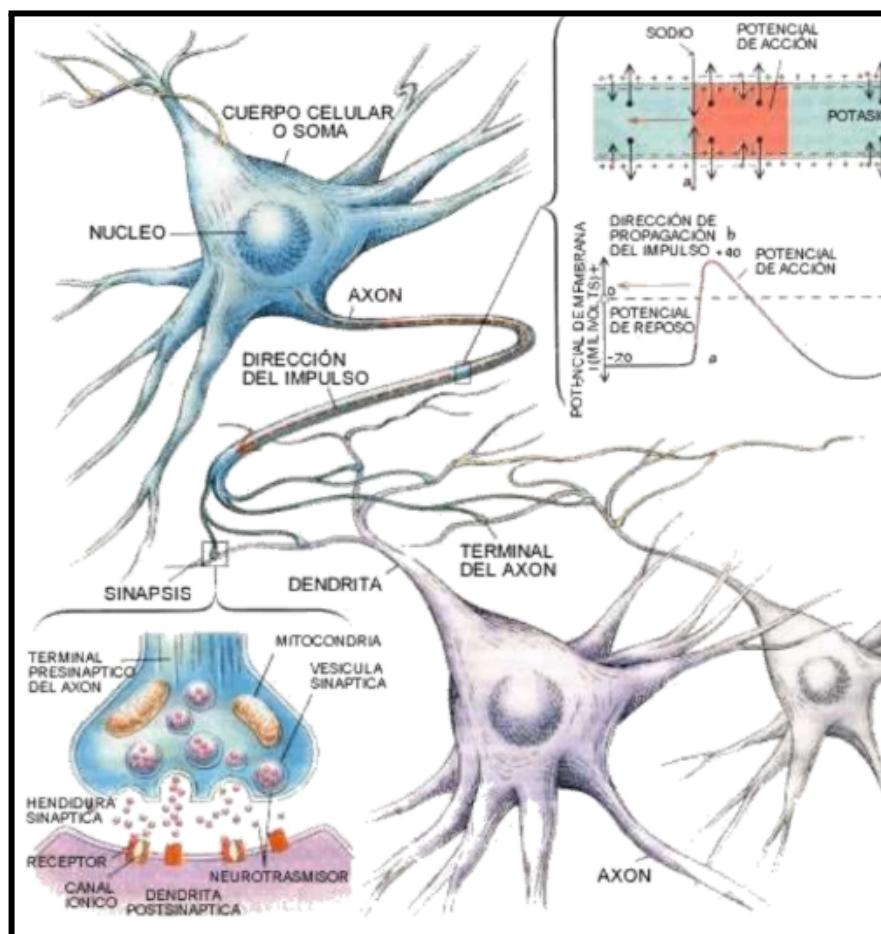


Figura 1.1 - Esquema de una neurona típica, descripción de la sinapsis y el potencial de acción.

Ondas cerebrales

Los ritmos cerebrales que se registran mediante EEG son ondas regulares a lo largo del tiempo, y están caracterizadas por su frecuencia, localización y asociación con varios aspectos del funcionamiento y el estado del cerebro.

Las **ondas cerebrales** son patrones repetitivos de actividad eléctrica generados por el cerebro, resultantes de la comunicación entre neuronas. Estas ondas, de baja amplitud, se miden en microvoltios y no siempre siguen una forma sinusoidal regular. Se clasifican en cinco tipos principales: **delta, theta, alfa, beta y gamma**, cada uno asociado con diferentes estados mentales y funciones cognitivas. Además, un desequilibrio en las ondas cerebrales puede presentar problemas según el tipo de onda alterada.

Ondas Delta

Pertenecen a la banda de menor frecuencia, son inferiores a 4Hz y suelen experimentarse durante la meditación profunda y el sueño profundo. Son cruciales para la salud general y la longevidad, ya que ayudan al cuerpo y a la mente a recuperarse del esfuerzo del día anterior. Las personas con un rendimiento óptimo disminuyen las ondas delta cuando se requiere una alta concentración y un rendimiento óptimo. Sin embargo, la mayoría de las personas diagnosticadas con trastorno por déficit de atención aumentan de forma natural, en lugar de disminuir, la actividad de la onda delta al intentar concentrarse.

Tras traumatismos craneoencefálicos, un aumento de ondas delta se asocia con resultados cognitivos negativos y con un pronóstico prolongado. Además, la reducción de ondas delta en el sueño profundo incrementa el riesgo cardiovascular y la mortalidad.

Ondas Theta

Poseen una frecuencia de 3,5Hz a 8Hz y se clasifican como actividad "lenta". Se relacionan con la creatividad, la intuición, la ensoñación y la fantasía, y son un depósito de recuerdos, emociones y sensaciones. Las ondas theta son intensas durante la concentración

interna, la meditación, la oración y la conciencia espiritual, reflejan el estado entre la vigilia y el sueño, y se relacionan con la mente subconsciente.

Elevaciones de ondas theta durante la vigilia evidencian déficits de atención y lapsos cognitivos. Esta sobreactivación se traduce en errores en tareas sostenidas y tiempos de reacción mayormente lentos.

Ondas Alfa

Representan un estado cerebral tranquilo, pero alerta, a menudo descrito como un "estado de flujo", cuando un individuo se siente muy presente y serenamente inmerso en la actividad que realiza. Las ondas alfa alcanzan su punto máximo alrededor de los 12Hz. Una producción alfa saludable y adecuada promueve la capacidad de ingenio mental, ayuda a la capacidad de coordinación mental y mejora la sensación general de relajación y fatiga.

Su intrusión en sueño profundo produce despertares fragmentados y sueño no reparador. Los pacientes con insomnio crónico muestran en su mayoría, un promedio alto de ritmo alpha durante el descanso físico profundo (sueño NREM). Sin embargo, el porcentaje de población sin insomnio, presentan un promedio mucho menor de ondas alpha durante el sueño NREM. La reducción de ondas alfa en el hemisferio derecho-parietal es marcador de hiperexcitación y déficit en filtrado sensorial.

Ondas Beta

La actividad beta es una actividad "rápida" y tiene una frecuencia aproximada de 14Hz a 30Hz. Se experimentan a menudo cuando uno se siente alerta, pero, si se experimentan durante demasiado tiempo, pueden provocar estrés, ansiedad e incluso depresión. Además, es el estado en el que se encuentra la mayor parte del cerebro.

Su elevación crónica también se relaciona con el insomnio. Pacientes con insomnio muestran una señal beta elevada que representa hasta el 20 % del espectro —el doble de lo normal— y una latencia (Multiple Sleep Latency Test) reducida en un 50 %. Estudios indican

que la actividad beta, especialmente >20 Hz, está consistentemente elevada en estados de ansiedad crónica y estrés, reflejando hiperactivación simpática.

Ondas Gamma

Son las más rápidas y se experimentan a menudo cuando uno está inmerso en un proceso complejo. La frecuencia gamma se mide a partir de los 30Hz y es el único grupo de frecuencias presente en todas las partes del cerebro. Una buena memoria se asocia con una actividad de 40Hz bien regulada y eficiente, mientras que una deficiencia de 40Hz provoca dificultades de aprendizaje.

En la enfermedad de Alzheimer y en el deterioro cognitivo leve se observa una reducción en la potencia de gamma inducida por estímulos visuales, y se relaciona con errores en pruebas de memoria inmediata. Además, en pacientes con trastorno de ansiedad generalizada (GAD), se documenta una disminución considerable de ondas gamma en regiones frontocentrales, asociada con puntuaciones elevadas en escalas de ansiedad.

Múltiples estudios de EEG de alta densidad reportan reducciones de potencia y coherencia gamma en Trastornos del Espectro Autista (TEA), incluso en familiares de primer grado, sugiriendo un componente hereditario de estas anomalías.

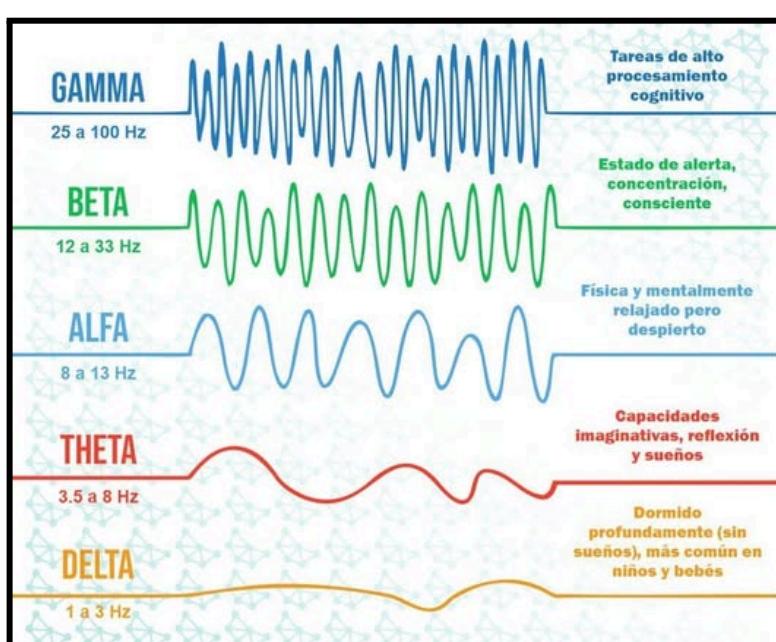


Figura 1.2 - Ondas cerebrales - Características en términos de frecuencia y amplitud.

Interfaces cerebro-computadora

Las **interfaces cerebro-computadora** pueden ser definidas como herramientas de comunicación y control, basados principalmente en la interacción entre dos componentes: el cerebro del usuario y la computadora. Esta interacción consiste en la generación de un comando por parte del usuario utilizando su actividad cerebral, en la extracción de información relevante de este comando por parte de la computadora, y su posterior clasificación para ser utilizada como entrada de un sistema. La computadora intenta comprender el comando enviado por el usuario, extrayendo la información pertinente, y luego la clasifica. A continuación, el usuario recibe retroalimentación generada por la computadora, que indica cómo la computadora entendió el comando que recibió.

Sistema internacional 10/20

El **sistema internacional 10/20** está construido y diseñado para la colocación de electrodos sobre la cabeza de un ser humano. Éste es utilizado en todo el mundo para la técnica encefalográfica. Los números «10» y «20» se refieren a las distancias entre electrodos adyacentes, que corresponden al 10 % y al 20 % de la distancia total (anterior-posterior o derecha-izquierda) del cráneo. La distancia total se basa en las ubicaciones anatómicas del cuero cabelludo: nasión e inión (dirección anteroposterior) y los dos puntos preauriculares (dirección derecha-izquierda), como se muestra en la **figura 1.3**. Utilizando estos puntos de referencia anatómicos, se puede determinar la colocación de los electrodos en estas direcciones con las proporciones predefinidas: se utiliza el 10 % de la distancia desde los puntos de referencia hasta el primer electrodo en esa dirección, y el 20 % entre los demás electrodos. Por ejemplo, el electrodo Fp1 se coloca al 10 % de la distancia total desde el nasion, y el electrodo Fz se coloca al 20 % de la distancia total desde Fp1.

La letra del electrodo indica la región cerebral general que cubre. De adelante hacia atrás, la nomenclatura de los electrodos es la siguiente: Fp (prefrontal o polo frontal), F

(frontal), C (línea central del cerebro), T (temporal), P (parietal) y O (occipital). Los electrodos ubicados entre estas líneas combinan varias letras, ordenadas de adelante hacia atrás. Además, las letras M y A se utilizan a veces para referirse a las mastoides y los lóbulos de las orejas, respectivamente. Generalmente, estas ubicaciones se incluyen como referencia (fuera de línea) para el análisis de la señal.

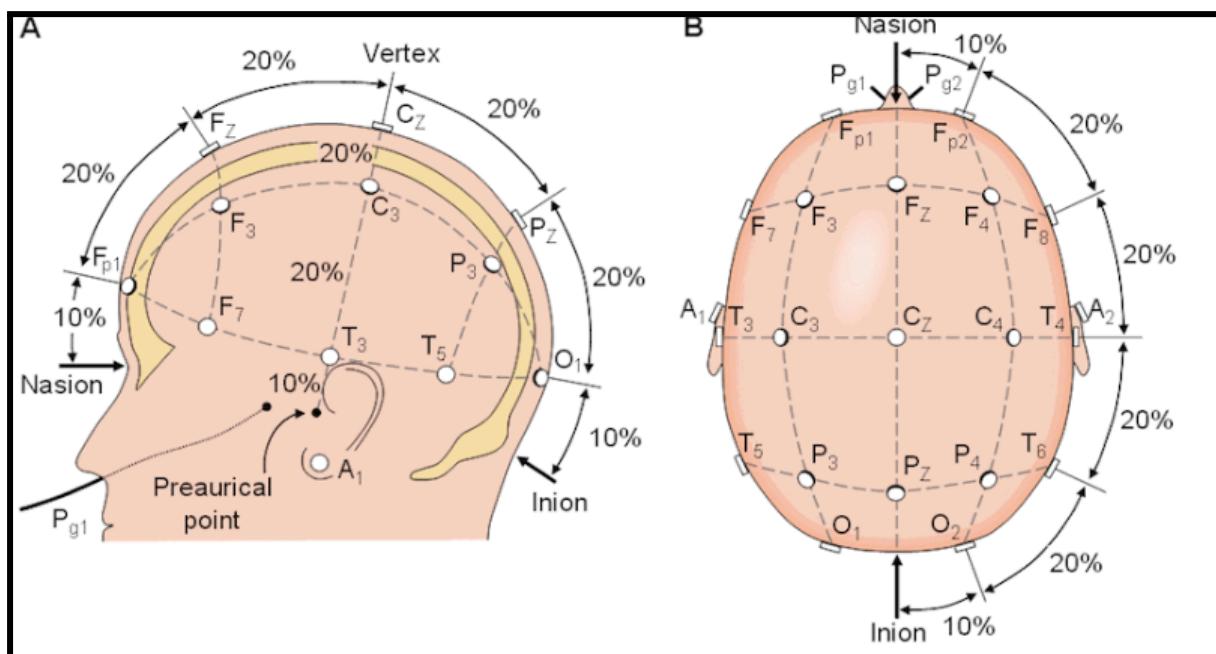


Figura 1.3 - Puntos de referencia anatómicos.

EWHRA (Electroencephalographic Wave Helmet to Regulating Attention)

La atención sostenida y la concentración están asociadas con la actividad de ondas beta (13–30 Hz), mientras que las ondas theta (4–8 Hz) predominan en estados de relajación y somnolencia. Un aumento de la actividad theta y una disminución de la actividad beta se ha observado en individuos con Trastorno por Déficit de Atención e Hiperactividad (TDAH). Diversos estudios han demostrado que este desequilibrio en las ondas cerebrales puede variar según las regiones corticales, siendo más pronunciado en áreas frontales del cerebro, las cuales están implicadas en funciones ejecutivas y de atención.

La privación del sueño afecta negativamente las funciones cognitivas, especialmente la atención y la capacidad para realizar múltiples tareas. La red de atención del cerebro se ve particularmente comprometida, lo que puede llevar a errores y accidentes.

En actividades cotidianas que requieren atención sostenida, como estudiar, trabajar o conducir, la relajación excesiva puede llegar a generar algún efecto no deseado. Un estado de relajación extremo, no es sinónimo de un estado de somnolencia, más bien refleja una disminución en la atención que no suele expresarse en comportamientos observables y que puede intervenir tanto en nuestro rendimiento cognitivo, como en el cumplimiento de alguna tarea.

Puesto que la actividad neuronal en la banda beta se consolida como el principal indicador fisiológico de la atención sostenida, resulta indispensable contar con herramientas que permitan su monitoreo más allá de los límites de un laboratorio clínico. Como respuesta a esta problemática, se presenta el proyecto **EWHRA** (Electroencephalographic Wave Helmet to Regulating Attention). Se requiere un sistema capaz de identificar de forma objetiva y en tiempo real cuándo el usuario entra en un nivel de relajación indeseado. Este mismo le debe permitir percatarse que no está en un estado óptimo para realizar la acción concurrida en ese momento.

Adquisición de señal

Un componente fundamental de las ICC son los electrodos que recogen la señal eléctrica producida por la actividad cerebral. Estos sensores son elegidos para captar una señal confiable, minimizando las interferencias.

En la técnica EEG, usada en el ámbito de la neurología y la neurociencia, se utilizan los llamados electrodos ‘húmedos y pasivos’, fabricados de oro (Au) o cloruro de oro (ClAu); los cuales necesitan una interface semisólida (gel, pasta conductora) entre el cuero cabelludo y los mismos para acoplar la impedancia de ambas superficies, separar el cabello en el lugar

de contacto y minimizar el movimiento del paciente para lograr una buena señal. Esto limita la usabilidad del sistema al dificultar el uso prolongado y la fácil colocación de los mismos. El uso de geles y pastas resulta inconveniente para la aplicación que se desea implementar, al obligar al usuario a utilizar el líquido conductor, y reduciendo el tiempo de uso de los mismos, además de dejar residuos en el cabello del usuario. Asimismo, los electrodos convencionales requieren un tiempo de colocación y conocimiento sobre el sistema internacional 10-20 para su correcta ubicación.

Arquitectura de alimentación

Para garantizar la autonomía y la estabilidad eléctrica del sistema EWHRA, se diseñaron dos etapas de potencia basadas en dos baterías de Li-Ion tipo 18650 conectadas en serie. Esta configuración proporciona una tensión nominal total aproximada de 7.4V (3.7V + 3.7V), la cual se distribuye en dos etapas.

En principio se hizo énfasis en la alimentación que involucra al microcontrolador. La tensión total del banco de baterías alimenta un regulador lineal de voltaje LM7805. Este componente es responsable de entregar una salida constante y estable de +5V, necesaria para alimentar el microcontrolador. El uso del regulador asegura que, incluso si la carga de las baterías fluctúa, el "cerebro" digital del sistema reciba un voltaje fijo, protegiendo al ADC y al módulo Bluetooth de variaciones.

Por otra parte, para la adquisición de señales EEG, se implementó una topología de fuente partida (split-supply) extrayendo una conexión desde el punto medio (nodo común) entre otras dos baterías. Esto permite obtener dos rieles de voltaje respecto a la referencia (GND): +3.7V y -3.7V [1]. Esta alimentación dual es fundamental para los amplificadores operacionales, permitiéndoles procesar la señal de corriente alterna (AC) del cerebro sin recortar los semiciclos negativos de la onda.

Se debe tener en cuenta que el consumo de todas las baterías sea el mismo para evitar cualquier tipo de interferencia en la etapa digital y analógica del circuito.

La elección de esta topología de alimentación responde a tres pilares fundamentales:

- **Funcionalidad:** Se requiere un dispositivo práctico y que no sea molesto a la hora de su utilización. El uso de celdas 18650 ofrece una alta densidad de energía en un formato compacto, permitiendo horas de monitoreo continuo sin cables. Esto facilita que el dispositivo sea “vestible” y no intrusivo durante las actividades que requieren atención. Este tipo de alimentación permite mantener un tamaño y peso cómodo para el usuario.
- **Supresión de ruido:** En la electroencefalografía, las señales se miden en microvoltios. Conectar el dispositivo a la red eléctrica doméstica (220V AC) introduciría un "ruido de línea" de 50Hz/60Hz, que interfiere en la lectura de las ondas cerebrales. El uso de baterías proporciona una fuente de corriente continua pura eliminando las interferencias electromagnéticas provenientes de la red.
- **Seguridad del usuario:** Si bien los sensores para EEG están siendo utilizados para sacar señal eléctrica del cerebro, estos también la pueden inyectar. Al utilizar baterías, se logra un aislamiento galvánico total respecto a la red eléctrica de alta tensión. Esto elimina físicamente el riesgo de descargas eléctricas por fallas en la fuente o picos de tensión en la red, protegiendo la integridad del usuario.

Al utilizar baterías como alimentación, se reconoce que en cierto punto el usuario deberá cargar estas mismas. Teniendo en cuenta que el cargador si se conectara a una red eléctrica de 220V, la placa se deshabilitará en presencia de este para seguridad del usuario. Toda la información de este tipo, se le brindará al usuario a través de un manual de uso.

Filtro pasa-banda

Una de las características de las ondas EEG que fueron mencionadas, es el ruido que poseen y su alta susceptibilidad a ser afectadas por este. Se pensó y diseñó un circuito de filtrado para la obtención de la señal más pura, intentando eliminar la mayor cantidad de ruido posible.

Un **filtro pasa-banda** es un circuito que permite el paso de frecuencias dentro de un rango específico y atenúa o bloquea la señal dentro de las frecuencias que se encuentran fuera de ese rango. El filtro tiene dos frecuencias de corte, una inferior (f_1) y una superior (f_2). El rango entre medio de estas es la frecuencia que va a pasar y el punto medio se lo va a llamar frecuencia central (f_0) representadas en la **figura 2.1**. El diseño del circuito fue hecho en base a la necesidad de poder captar las **señales beta**, para ello, el rango de frecuencia que debe pasar tiene que ser de 13 Hz a 30 Hz, cualquier otro valor que esté presente debe ser filtrado.

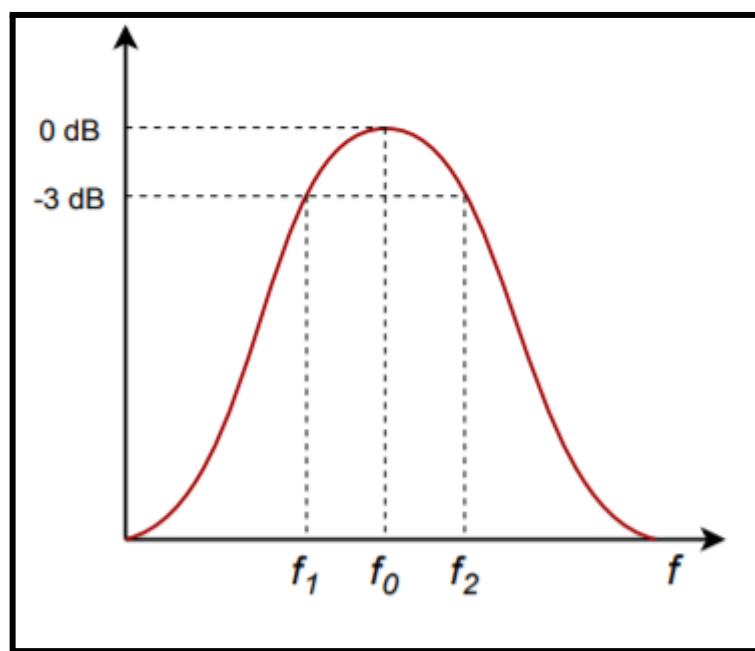


Figura 2.1 - Representación gráfica de un filtro pasa-banda.

Una manera de realizar un filtro pasa-banda es un arreglo en cascada de un filtro pasa-alto con uno pasa-bajo. Cada uno de los filtros mostrados es una configuración Sallen-Key Butterworth con dos polos. Tanto el circuito [2] como los cálculos para el diseño

fueron extraídos del libro “Dispositivos electrónicos” del autor Thomas L. Floyd (página 821, 16-5).

Para calcular el valor necesario de cada componente se utilizaron las siguientes fórmulas extraídas del libro.

Filtro pasa-bajo (página 816).

$$\bullet \quad f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$\bullet \quad R = \frac{1}{2\pi Cf_c}$$

Se propuso un valor de $C = 100\text{nF}$ y se definió $f_c = 30\text{Hz}$.

$$\bullet \quad R = 53,051K\Omega = 56K\Omega$$

Filtro pasa-alta (página 820).

$$\bullet \quad f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$\bullet \quad C = \frac{1}{2\pi Rf_c}$$

Se propuso un valor de $R = 3.300\Omega$ y se definió $f_c = 13\text{Hz}$.

$$\bullet \quad C = 3,7\mu F = 4,7\mu F$$

Etapa de amplificación

Se diseñaron 2 etapas de amplificación para lograr aumentar el valor de las ondas beta (50uF max.). Es necesario dividir esta instancia debido a que el amplificador de instrumentación (INA129) no es capaz de amplificar lo suficiente por sí mismo. Analizando el datasheet [3] se identificó que la ganancia máxima es de 10.000 con una resistencia de 4.94Ω , teniendo a la salida 500mV como valor máximo y se desea alcanzar 3,3V.

Se va tomar como referencia, a la hora de realizar los cálculos, una señal con una amplitud de 50uV debido a que este es el valor máximo que puede alcanzar la onda beta. En caso de que llegue a este valor, la amplificación no debe superar 3,3V. Esto se debe a que la señal amplificada será enviada a un microcontrolador ESP32-C3 super mini [4] el cual en sus entradas no deben llegar a valores mayores de 3,3V.

La señal es amplificada inicialmente luego de pasar por el filtro pasa-banda, utilizado el mismo amplificador operacional, TL084 [5], para el armado de este. Se realizó un **amplificador no inversor**, cuya fórmula es $V_o = V_i(1 + \frac{R_f}{R_i})$ teniendo de referencia la

figura 2.2.

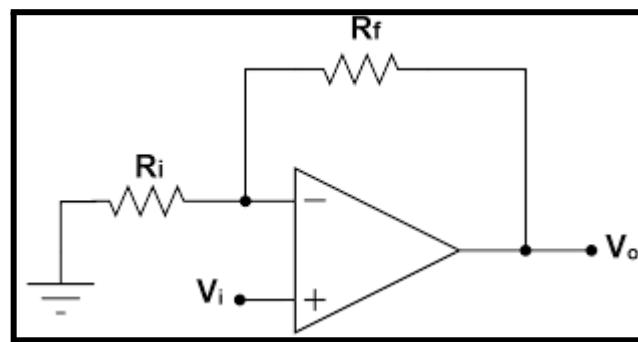


Figura 2.2 - Circuito amplificador no inversor.

Señal amplificada mil veces.

- $V_o = 50\mu F (1 + \frac{100k}{100})$

- $V_o = 50mV$

Para la siguiente etapa de amplificación se buscó incrementar la señal de 50mV a 3,3V, para ello se utilizó un circuito típico encontrado en el mismo datasheet del INA129, **figura 2.3.** Para alcanzar este valor la ganancia del circuito debe ser igual a 66.

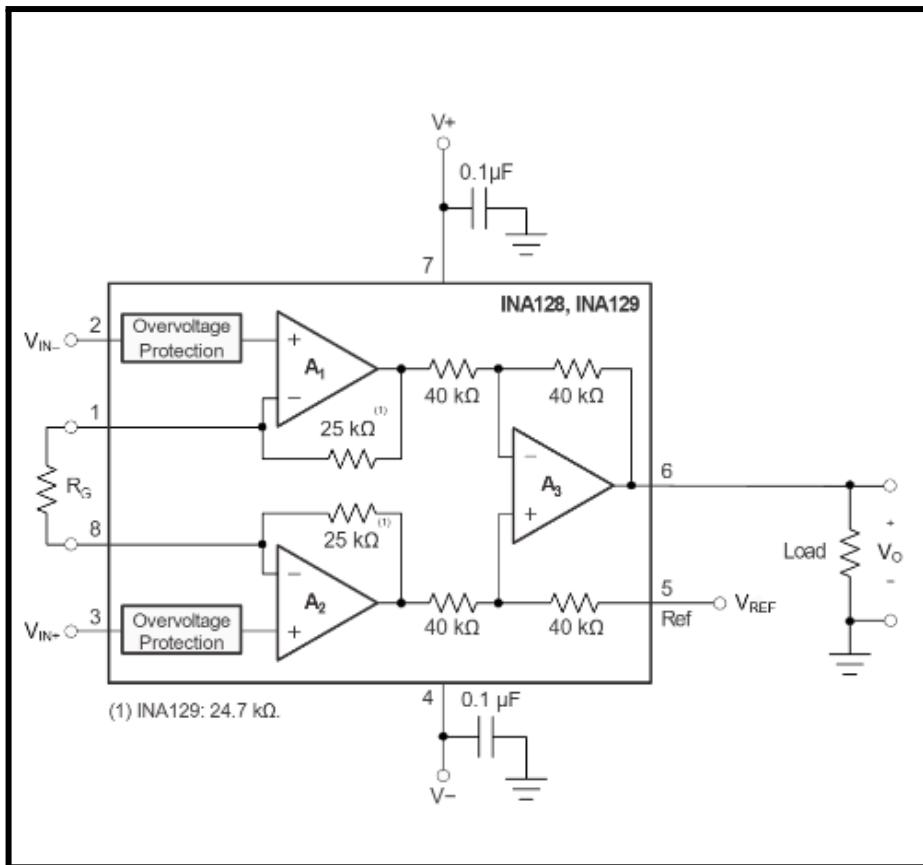


Figura 2.3 - Circuito amplificador INA129.

Fórmula Vo.

- $V_o = G \cdot (V_{in} - V_{in\bar{2}}) + V_{REF}$
- $V_o = 66 \cdot (50mV - 0) + 0$
- $V_o = 3,3V$

El valor tomado por V_{in} es igual a 0 ya que está conectado a GND. En el caso de $V_{REF} \approx 0$, al estar conectado al punto Cz del sistema 10-20 estará captando señales las cuales se encuentran en el orden de los microvoltios siendo insignificantes a la hora de realizar el cálculo, por ello se la considero 0.

Fórmula de ganancia.

- $G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{R_G}$
- $R_G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{G}$
- $R_G = 1 + \frac{49,4k\Omega}{66}$
- $R_G = 749,48\Omega = 680\Omega$

Principio de funcionamiento

Disposición de los electrodos

Para el correcto funcionamiento del producto es vital que los sensores se encuentren en el lugar correcto a la hora de utilizarlo. Para ello habrá que guiarse por el sistema internacional 10/20 explicado anteriormente.

Sabiendo que únicamente se deberán captar las señales beta se utilizaran 3 sensores, uno para la señal, otro como referencia y el último estará conectado a GND. El sensor encargado de captar la señal estará colocado en el punto **Fp1**, siguiendo con la referencia que estará en **A1** o **A2** (es indiferente su elección) y por último GND se deberá posicionar en **Cz** como se ve en la **figura 3.1**. Para la colocación de este último el usuario deberá descubrir el cuero cabelludo desplazando su pelo hacia los costados para luego colocar el sensor.

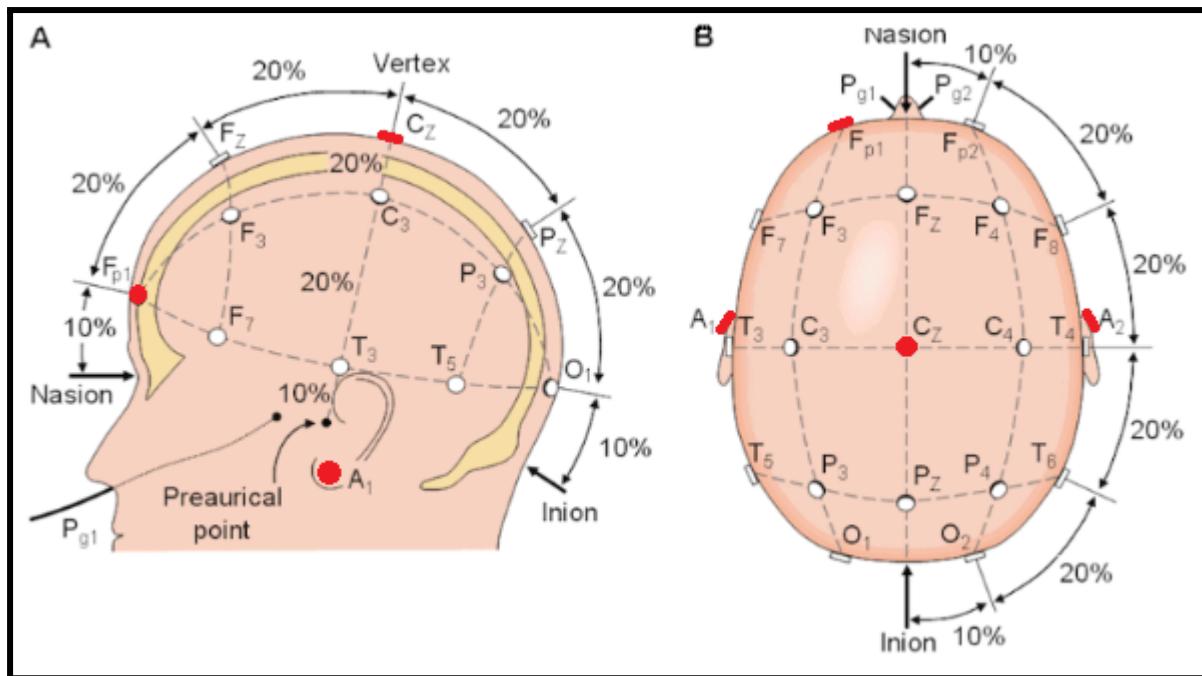


Figura 3.1 - Puntos de colocación de sensores resaltados en rojo.

Conexión BLE

Para la comunicación entre el dispositivo y la interfaz se decidió utilizar bluetooth low energy (BLE). A diferencia del Bluetooth clásico, BLE está diseñado para un bajo consumo y conexiones rápidas y cortas, lo que permite una duración de batería muy prolongada en dispositivos pequeños.

Para que el usuario logre conectarse al dispositivo utilizando la app de EWHRA [5], lo primero que debe realizar es encender el bluetooth del aparato electrónico en el que se haya descargado la app. Luego de verificar esto, únicamente tocando el botón “CONECTAR” se va a vincular automáticamente con el dispositivo EWHRA como se ve en la **figura 4.2** permitiéndole visualizar en qué estado se encuentra.



Figura 4.1 - Dispositivo no conectado.

Interfaz Gráfica

Para la visualización del estado de la persona se diseñó una aplicación a través de la plataforma [app inventor](#). Se buscó un diseño simple y fácil de comprender para el usuario. Teniendo el dispositivo conectado por BLE y los sensores colocados en la cabeza, se podría ver el estado del usuario en la interfaz de EWHRA.

Para iniciar con la aplicación se deberá tocar el botón “COMENZAR” **figura 4.2**. Se podrán ver 3 etapas diferentes según la actividad cerebral, la primera aparecerá como “ALTO” indicando que la persona se encuentra en un estado óptimo para realizar cualquier actividad. La segunda estará señalada como “MEDIO”, esto significa que el usuario puede continuar trabajando pero le advierte que está cerca de entrar a un estado indeseado. El tercer y último mensaje que puede verse reflejado en la app es el de “BAJO”, indicando que se debe dejar la actividad y descansar **figura 4.3**.

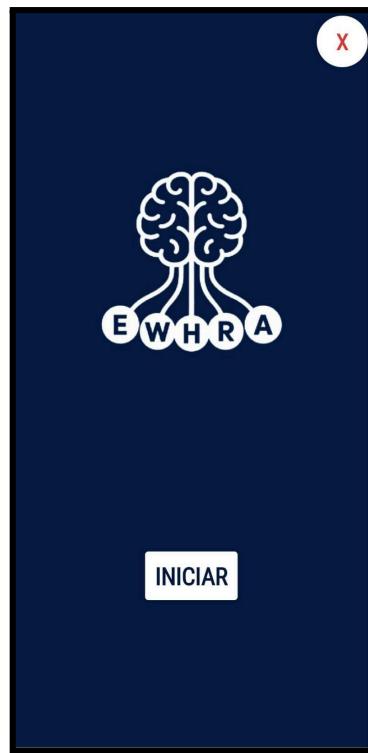


Figura 4.2 - Pantalla de inicio de la interfaz de EWHRA.



Figura 4.3 - Dispositivo conectado mostrando el estado del usuario.

Conclusión

En el presente trabajo se desarrolló un sistema de Interfaz Cerebro-Computadora basado en electroencefalografía, diseñado específicamente para abordar la problemática de la somnolencia y concientizar sobre el peligro que presenta este estado mental. El diseño del producto se fundamentó en una investigación previa que permitió establecer los criterios necesarios para detectar cuándo este estado se manifiesta y poder prevenir su exceso.

Durante la etapa de implementación técnica, el proyecto enfrentó desafíos concretos. Se detectaron errores en el esquemático del circuito pasa-banda que resultaron en la disfuncionalidad de la placa de circuito impreso (PCB). Este inconveniente se presentó en dos ocasiones; en ambas instancias, el equipo implementó la misma solución: la corrección del diseño esquemático y la refabricación de la placa.

Además de los conocimientos adquiridos, este proyecto le permitió al grupo desarrollar diversas habilidades de autogestión. Se reconoce que hubo dificultades en la administración del tiempo durante la primera mitad del año, debido a un enfoque excesivo en la etapa de adquisición de señal que postergó otras fases del desarrollo. Aún así, se lograron identificar los errores y se optimizó la eficiencia del trabajo en la segunda etapa del año.

Finalmente se desarrolló un producto para ayudar a estudiantes a prevenir la presencia de la somnolencia durante actividades que requieren atención constante. No obstante, existen más implementaciones para EWHRA que podrían ser de igual importancia. Por ejemplo, los siniestros viales por la somnolencia no son un evento extraño en la actualidad. La fatiga es una causa frecuente de accidentes viales en general, y un estudio en ómnibus de larga distancia en Argentina encontró que la mayoría de los conductores considera que el cansancio es la primera causa de accidentes. Las empresas de transporte de carga a la hora de enviar un camión asumen el riesgo de la existencia de un accidente de este tipo, con EWHRA se podría supervisar el estado de cada conductor para evitar cualquier caso no deseado.

Referencias

[\[1\]. Alimentación](#)

[\[2\]. Circuito Esquemático](#)

[\[3\]. Datasheet INA129](#)

[\[4\]. Datasheet ESP32-C3](#)

[\[5\]. Datasheet TL084](#)

[\[6\]. appEWHRA.apk](#)

Bibliografía

Investigación

- [La técnica encefalográfica](#)
- [La técnica de electroencefalografía](#)
- [Técnicas de procesamiento de EEG para detección de eventos](#)
- [Ondas Cerebrales](#)

EWHRA

- [Dispositivos Electronicos - Thomas L. Floyd](#)