



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
SISTEMAS ELECTRÓNICOS – INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA

DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA LA EXTRACCIÓN DE SEÑALES EEG Y
DISEÑO DE UN SISTEMA CLASIFICADOR PARA UNA INTERFAZ CEREBRO-
COMPUTADORA

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRA EN INGENIERÍA

PRESENTA:
ING. ITZEL MERCADO RICARDO

TUTOR
Dr. SAÚL DE LA ROSA NIEVES
FACULTAD DE INGENIERÍA

Ciudad Universitaria, Ciudad de México
enero 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dr. Rodríguez Cuevas Jorge
Secretario: Dr. Peña Cabrera Juan Mario
1er. Vocal: Dr. De la Rosa Nieves Saúl
2do. Vocal: M.I. Escobar Salguero Larry
3er. Vocal: Dr. Lomas Barrie Víctor Manuel

Lugar donde se realizó la Tesis:

Laboratorio de Instrumentación Electrónica de Sistemas Espaciales (LIESE).
Facultad de Ingeniería, Ciudad Universitaria.
Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM).
Ciudad de México.

TUTOR DE TESIS:

Dr. De la Rosa Nieves Saúl

FIRMA

• • •
//

A mis padres, Beatriz y Álvaro, jamás existirá una forma de agradecerles toda una vida llena de luchas y sacrificios constantes, lo que soy es por y gracias a ustedes que son mi pilar, este logro no es mío, es de los tres.

A mi hermana, Nayibi, gracias por siempre estar presente como amiga, guía y protectora, pero sobre todo te agradezco por compartir lo mejor y más bonito de ti conmigo.

A mi mejor amigo y compañero Richi, gracias por confiar, por la ayuda, por tu apoyo, por impulsarme a ser mejor, por enseñarme lo que es ser un equipo y mostrarme que se puede crecer juntos.

A Migue quien me ha mostrado lo que es la amistad incondicional.

A mi Asesor por su apoyo y paciencia durante la realización de este trabajo.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por la beca 1005367 que me otorgó y permitió realizar mis estudios de maestría.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por ser mi alma máter.

¡Gracias!

Resumen

Las Interfaces Cerebro-Computadora han tenido un gran desarrollo en los últimos años, debido a su potencial como herramientas de apoyo a personas con limitaciones motrices, para que éstas logren comunicarse o interactuar con su entorno día a día. Es por lo que, en este trabajo de tesis, se presenta una propuesta de un método de extracción, procesamiento y clasificación de señales cerebrales de un individuo, para usar esa información como método de reconocimiento de letras para formar palabras que desea expresar el individuo, pero que físicamente le es imposible pronunciar, y establecer un medio de comunicación sin la intervención de alguna actividad motora en una Interfaz Cerebro-Computadora.

Para el desarrollo que se presenta, se realizó una investigación de técnicas de medición de la actividad eléctrica del cerebro que permitió establecer la electroencefalografía como método de registro de la actividad bioeléctrica, asimismo de determinó que las señales de estudio son las que provienen de eventos tipo SSVEP¹ (por su siglas en inglés), es decir que por medio de una interfaz gráfica de usuario se generaron cuatro estímulos visuales al usuario a una frecuencia determinada que provoca que en la actividad cerebral se reflejen las mismas frecuencias; para el procesamiento de las señales se utilizaron bancos de filtros FIR² (por sus siglas en inglés), para posteriormente entrenar un sistema clasificador de vecinos cercanos KNN, éste permitió identificar entre las diferentes clases de estímulos presentados. Cada clase está asociada a diferentes letras, por lo que la selección de una se ve reflejado en la interfaz gráfica de usuario que permite ir formando palabras y que además sirve como retroalimentación.

Las medidas de evaluación para este trabajo se centran en la exactitud alcanzada y en la portabilidad del sistema.

1 Steady State Visually Evoked Potential/Potenciales evocados visualmente en estado estacionario.

2 Finite Impulse Response /Respuesta al Impulso Finita.

Acrónimos

BCI	Brain Computer Interface	ITR	Tasa de transferencia de información
DSP	Procesador digital de señales	KNN	Clasificador de vecinos más cercanos
ECG	Electrocardiografía	LDA	Análisis discriminante lineal
ECoG	Electrocorticografía	MEA	Matriz de electrodos múltiples
EEG	Electroencefalografía	MEG	Magnetoencefalografía
ELA	Esclerosis Lateral Amiotrófica	PET	Tomografía por emisión de positrones
EMG	Electromiografía	TI	Texas Instruments
ERD	Desincronización relacionada con eventos	SCP	Potenciales corticales lentos
ERP	Potencial relacionado con eventos	SMR	Ritmo sensoriomotor
ERS	Sincronización relacionada con eventos	SN	Sistema Nervioso
FFT	Transformada rápida de Fourier	SNC	Sistema Nervioso Central
FIR	Respuesta finita al impulso	SNP	Sistema Nervioso Periférico
fMRI	Imágenes de resonancia magnética funcional	SNR	Relación señal ruido
GUI	Graphical User Interface	SSAEP	Potenciales evocados auditivos en estado estacionario
ICC	Interfaz Cerebro-Computadora	SSEP's	Potenciales evocados en estado estacionario
IDE	Entorno de desarrollo integrado	SSSEP	Potenciales evocados somatosensorialmente de estado estacionario
IFCN	Federación Internacional de Neurofisiología clínica	SSVEP	Potenciales evocados visualmente en estado estacionario
IHC	Interfaz Humano Computadora	STFT	Short Time Fourier Transform
IIR	Respuesta infinita al impulso	SVM	Máquina de soporte vectorial
INEGI	Instituto Nacional de Estadística y Geografía		

Índice

1. Introducción.....	1
1.1. Definición el problema	3
1.2. Objetivo general	4
1.3. Objetivos particulares.....	4
2. Estado del arte	5
2.1. Investigación del estado del arte.....	5
3. Antecedentes.....	12
3.1. Sistema Nervioso	12
3.2. Cerebro.....	13
3.2.1. Neurona	15
3.2.2. Potencial membrana y potencial de acción	15
3.2.3. Sinapsis	17
3.3. Ondas cerebrales asociadas al estado de conciencia	19
3.3.1. Ondas Delta	19
3.3.2. Ondas Theta.....	19
3.3.3. Ondas Alfa.....	20
3.3.4. Ondas Beta.....	20
3.3.5. Ondas Gamma	20
3.4. Ondas cerebrales asociadas al <i>Neurofeedback</i>	20
4. Interfaz Cerebro-Computadora	21
4.1. Métodos de adquisición	22
4.2. Patrones de adquisición - Modelos de extracción.....	23
4.3. Acondicionamiento.....	28
4.4. Extracción de las características	29
4.5. Clasificación de las características	30
4.6. Aplicación final - Neurofeedback.....	31

5. Diseño del proyecto	32
5.1. Metodología	32
5.2. Planeación con base en el estado del arte	33
5.3. Generación de conceptos	35
5.4. Diseño en el nivel sistema	36
5.4.1. Bloque de adquisición.....	36
5.4.1.1. Selección del modelo de extracción	36
5.4.1.2. SSVEP	37
5.4.1.3. Selección del método de adquisición.	40
5.4.1.4. Electroencefalografía.....	41
5.4.1.5. Selección de los electrodos	42
5.4.1.6. Selección del dispositivo de adquisición	43
5.4.2. Bloque de procesamiento.....	45
5.4.2.1. Selección de la técnica de extracción de características	45
5.4.2.2. Selección del modelo clasificador.....	47
5.4.2.3. Selección de la unidad de procesamiento	47
5.4.2.3. Launchpad TMS320F28379D.....	49
5.4.3. Aplicación final.....	50
5.4.3.1. Selección del software de desarrollo.....	50
5.4.3.2. Unity	51
5.4.4. Diseño en el nivel sistema propuesto	52
5.5. Diseño de detalle	53
5.5.1. Configuración para la adquisición.....	53
5.5.2. Configuración para la unidad de procesamiento.....	55
5.5.3. Configuración para la interfaz de usuario.....	56
6. Fabricación y pruebas.....	59
6.1. Casco para la adquisición	59
6.2. Interfaz gráfica.....	65
6.3. Adquisición de la señal biológica.....	67
6.4. Acondicionamiento de la señal y extracción de las características	68
6.4.1. Filtros FIR	71
6.5. Clasificación de las características.....	74
6.5.1. Clasificador de vecinos más cercanos KNN.....	76
7. Resultados y análisis de resultados.....	79
7.1. Resultados de la etapa de la extracción de las características	79
7.2. Resultados del modelo clasificador	82

7.3. Métricas de evaluación del sistema desarrollo	85
8. Conclusiones	87
8.1. Trabajo a futuro.....	88
Lista de tablas	89
<i>Apéndice A Esquema de conexiones de la tarjeta Ganglion board</i>	90
<i>Apéndice B TMS320F28379D Datasheet</i>	93
<i>Apéndice C Módulo TP4056 Datasheet.....</i>	95
Referencias	98

1. Introducción

El área de investigación denominada Interacción Humano-Computadora (IHC), es el estudio de la relación que existe entre los seres humanos y las computadoras que utilizan para realizar diversas tareas; y tiene como finalidad entender cómo se comportan los usuarios, las tareas que necesitan realizar y el modo en que los sistemas computacionales necesitan estar estructurados y configurados para facilitar el cumplimiento de éstas [1]. De forma general, la IHC puede considerarse como un proceso de entradas y salidas de información, mediante el cual los usuarios envían instrucciones a una computadora, y luego la computadora muestra los resultados después de procesar la información.

Desde que se conoce el término IHC, se ha identificado su uso en prácticamente todos los campos de la ciencia y bajo numerosas líneas de investigación. Entre los desarrollos de IHC, uno de los que más ha atraído el interés de los investigadores ha sido el estudio de las Interfaces Cerebro - Computadora (ICC, o BCI por sus siglas en inglés).

Una ICC es un sistema que mide la actividad eléctrica del cerebro, procesa y clasifica esta información, para asignar a cada medida una tarea específica, con la intención de funcionar como intérprete de la intención del usuario.

El término ICC fue presentado al mundo en 1973 por Jacques Vidal, quien era profesor de la Universidad de California [2],[3], a partir de entonces se abrió una línea de investigación, que permitirían años más tarde la creación fundamentada de diferentes dispositivos ICC. De acuerdo con Jonathan R. Wolpan, quien es investigador del Centro Nacional de Neurotecnologías Adaptativas en Nueva York, fue hasta 1995 que se empezaron a realizar prototipos experimentales y nuevos desarrollos comerciales [3], en la Fig. 1.1 se pueden apreciar algunos de los aspectos más importantes en la evolución de esta tecnología.

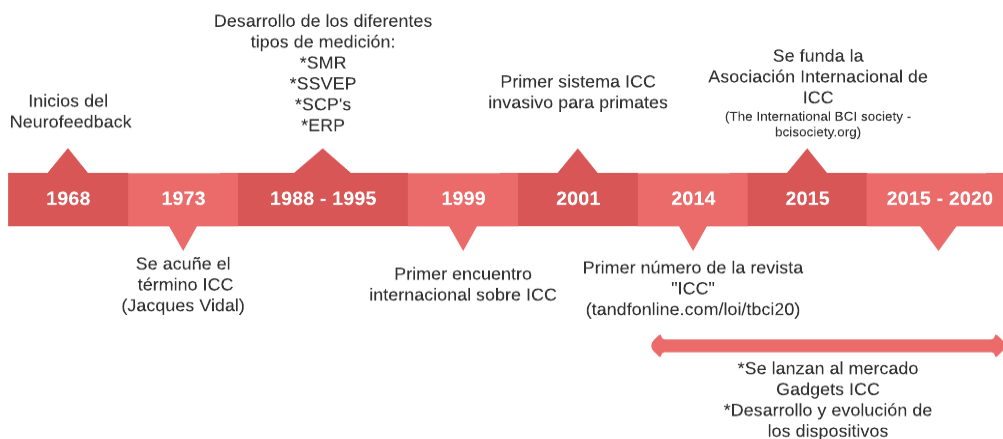


Fig. 1.1: Tendencias tecnológicas y eventos históricos relacionados con las ICC [2].

Desde el año 2011 que se lanzó al mercado el primer dispositivo y hasta la actualidad, existe una amplia gama de ICC, donde cada versión ha sido diseñada para trabajar en una o varias tareas, pero dentro de un campo de aplicación específico [4][5], en la Fig. 1.2 se visualizan las áreas de desarrollo.

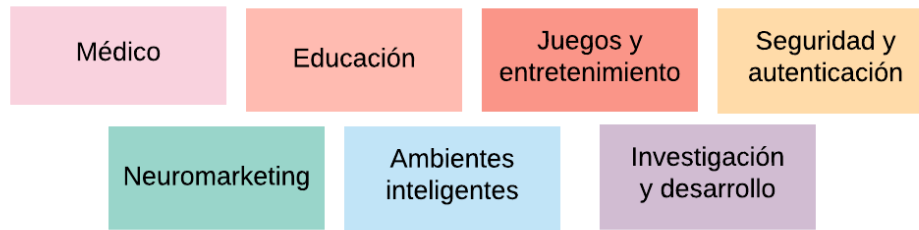


Fig. 1.2: Campos de aplicación de las Interfaces Cerebro-Computadora [5],[4].

Dentro del sector médico sirven para llevar a cabo la detección, monitoreo o rehabilitación de ciertas enfermedades. En la educación se utiliza para estudiar la respuesta cognitiva y crear programas que estimulen el cerebro y de esta manera mejorar el aprendizaje. Para el entretenimiento se han combinado las características de juegos o videojuegos ya existentes con estos nuevos proyectos para mantener y hacer más atractiva esta industria. En seguridad se están utilizando como nuevas fuentes de información de identidad. En neuromarketing se ocupan para evaluar la respuesta ante anuncios publicitarios con fines comerciales y políticos. Para los ambientes inteligentes se ha utilizado para la automatización de servicios dentro de una vivienda o edificios. Por último y quizá más importante en este trabajo está el campo de investigación y desarrollo, éste consta de crear únicamente interfaces que permitan extraer y procesar la información cerebral sin ninguna aplicación final, a cambio ofrecen softwares (libres o de paga), que permitan a los usuarios crear nuevas aplicaciones para diferentes tareas o simplemente como estudio e investigación [4],[5],[6].

A lo largo de este trabajo se muestra el diseño y construcción de una propuesta de un sistema de adquisición y la propuesta de un sistema clasificador para utilizar en una ICC, tomando como referencias principales aquellos que se han creado para el sector de investigación y desarrollo.

En este primer capítulo, se presenta el origen de las ICC, los campos de estudio con los que trabaja, se establece el surgimiento del problema de investigación, y se plantean los objetivos generales y particulares.

En el capítulo 2 se realizó una exhaustiva investigación del estado del arte que permite dar a conocer al lector cual es la situación actual de tecnologías de este tipo que podrían dar solución al problema planteado.

En el capítulo 3 se introduce al lector hacia la base teórica que es necesaria conocer para entender el origen de la actividad eléctrica que se desea medir, además se presentan otros conceptos básicos, con la finalidad de que al lector le sea más fácil entender el desarrollo de este proyecto.

En el capítulo 4 se presenta el principio de funcionamiento de una ICC, y se describe a detalle cada una de las partes que la componen.

En el capítulo 5 se plantea la metodología y serie de pasos a seguir para dar solución a la problemática presentada en el capítulo 1.

En el capítulo 6 se muestra con base en el análisis del estado del arte, el diseño que se propone en este trabajo, se establecen las necesidades específicas para cada subsistema, a partir de ello se generan, discuten y evalúan las tecnología y principios de trabajo que pueden satisfacer cada necesidad para hacer una correcta elección de cada elemento, finalmente se da información concreta sobre las características que poseen cada uno de los elementos que integrará el proyecto y se define su arquitectura.

En el capítulo 7 y 8 se muestra cada uno de los pasos realizados para la fabricación del sistema de adquisición, la unidad de procesamiento y la interfaz gráfica que en conjunto forman una ICC, se presentan las pruebas realizadas y el análisis de estas que permiten obtener resultados que evalúan la exactitud y funcionalidad del proyecto.

En el capítulo 10 se establecen las conclusiones a las que se llegó a partir del análisis de los resultados y se proponen e identifican las áreas a mejorar para el trabajo a futuro.

1.1. Definición el problema

En México según los datos reportados por el sitio web del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) en el año 2010 existía en el país un total de 4,527,784 personas que tenían algún tipo de discapacidad con limitación física, cifra que ascendió a 6,174,688 personas en el censo realizado en el año 2020, se estima que más del 62% de esta población presenta un diagnóstico de incapacidad motriz crónica, es decir que tienen diagnosticadas enfermedades como: esclerosis lateral amiotrófica (ELA), ataxia, esclerosis múltiple, entre muchas otras.

Este tipo de enfermedades frecuentemente provocan que las personas pierdan la capacidad de controlar voluntariamente sus movimientos lo cual tiene como consecuencia el desarrollo de la disartria³ [7],[8] que les impide expresarse o comunicarse escrita y/o verbalmente. En consecuencia, los individuos con estos padecimientos se vuelven dependientes de alguna persona para su cuidado, limitando la comunicación a base de gestos e interpretaciones por parte de la persona a cargo. Este segmento de la población a pesar de tener limitaciones críticas de movimiento muscular en su mayoría no presenta afectaciones en la actividad cerebral, por lo cual el uso de una ICC permitiría extraer dicha información e interpretarla como diferentes instrucciones de control para diferentes dispositivos electrónicos y de esta manera facilitar en poco la manera en que interactúan con su entorno.

³ Dificultad para la articulación de las palabras que se observa en algunas enfermedades nerviosas [8].

Por lo anterior, se propone el diseño de un sistema de extracción y un sistema clasificador que pueda utilizarse en una ICC para procesar la información eléctrica proveniente del cerebro con el fin de crear una nueva vía de comunicación orientado a aquellas personas que por diferentes circunstancias no pueden hacerlo de manera convencional.

1.2. Objetivo general

Desarrollar un sistema vestible⁴, que permita extraer, procesar y clasificar la información proveniente de las señales cerebrales, para interpretar ésta como comando de control para la manipulación de una aplicación (tablero dinámico para formar palabras) como un medio de comunicación.

1.3. Objetivos particulares

- Implementar un sistema electrónico que permita la adquisición de las señales del cerebro.
- Realizar la identificación de las ondas cerebrales con fines de control, a través de un proceso digital de señales.
- Generar instrucciones de control y/o manejo de una aplicación, a partir de señales cerebrales.
- Diseñar una aplicación, que permita desplegar mensajes (configurables) básicos de comunicación y que pueda ser manipulada mediante las instrucciones generadas anteriormente.

⁴ Del adjetivo en inglés “wearable” que se refiere a un tipo de tecnología portátil y vestible que interactúa para la transmisión o recolección de algún tipo de dato.

2. Estado del arte

2.1. Investigación del estado del arte

Con más de una década en investigaciones y desarrollos en ICC, son muchos los proyectos que existen enfocados en crear propuestas para asistir de diferentes formas a personas que presentan algún tipo de discapacidad motriz. Basando la investigación del estado del arte en bases de datos como IEEE Xplore, Elsevier, ScienceDirect, Springer, así como páginas web de desarrolladores se exponen en esta sección los trabajos más destacados de los últimos 5 años (2015 – 2020).

Es importante mencionar que la mayoría de los proyectos realizados se apoyan de algún dispositivo de adquisición de señales previamente fabricado, éstos fueron desarrollados dentro del área “investigación y desarrollo” Fig. 1.2, cada uno de ellos es capaz de medir la actividad eléctrica cerebral y entregar esta información (con o sin procesamiento previo), de esta forma los desarrolladores son capaces de medir, interpretar y usar dicha información de manera libre en una amplia gama de aplicaciones. Las lista de los instrumentos de adquisición disponibles actualmente en el mercado se presentan en la Tabla 2.1 [9] - [10], [11]–[18], [19]–[21].

En 2015 E. Yin, Z. Zhou y otros miembros realizaron un trabajo titulado “A Dynamically Optimized SSVEP Brain Computer Interface (BCI) Speller” [22], su investigación y desarrollo consistió en diseñar un tablero alfanumérico sobre una computadora, este es capaz de identificar un elemento específico entre un arreglo de elementos de 6 filas y 6 columnas. El objetivo principal fue estudiar dos métodos de procesamiento de señales a partir de un mismo método de adquisición y entrenamiento.

Para la adquisición utilizaron un sistema llamado “BrainAmp” fabricado por [15] (ver Tabla 2.1), para el procesamiento de señales no se detalla el software utilizado, solo los métodos matemáticos implementados los cuales son: análisis de datos por correlación canónica (CCA, por sus siglas en inglés) y análisis de datos por correlación canónica con variación reducida (CCA -RV, por sus siglas en inglés). Realizaron un experimento con 11 sujetos a los que les solicitaron escoger una letra o número objetivo, el sistema trato de identificar la fila y columna donde se ubicaba dicho objetivo utilizando únicamente estímulos visuales, la exactitud media de este proyecto fue del 90%, y un ITR⁵ de 41.08 [bit/min].

⁵ Tasa de transferencia de información en [bits/min]

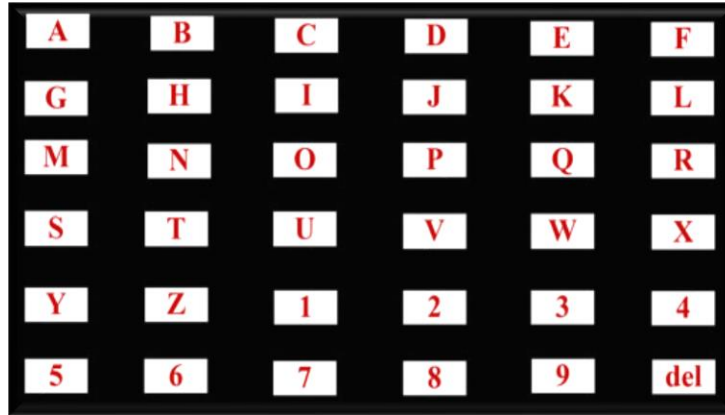


Fig. 2.1: GUI⁶ con el tablero alfanumérico diseñado en [22].

En 2016 H. H. Kha, D. Q. Hung, realizaron un trabajo al que titularon “Brainwave Controlled Applications with the Emotiv EPOC Using Support Vector Machine” [23] su desarrollo propone un tablero con arreglo matricial donde cada carácter es ligado a una función de activación para un mensaje o encendido/apagado de dispositivos (no se especifica de que tipo). El objetivo principal del trabajo era demostrar que se puede crear un sistema de control y/o comunicación para asistir a personas que lo requieran.

Hicieron uso de una diadema “Epoc +” fabricada por [10] (ver Tabla 2.1) para la adquisición de las señales con el uso de un protocolo P300, este fabricante proporciona un software de programación en donde los autores aplicaron el método matemático denominado: máquina de soporte vectorial (SVM, por sus siglas en inglés) para realizar la clasificación e interpretación de las señales, la interfaz gráfica como ya se mencionó fue un arreglo matricial de 4 x 4, sin embargo, solo se utilizaron 4 caracteres (números) acomodados en forma de cruz con la intención de reducir al mínimo los recursos computacionales, tras experimentar con 3 sujetos obtuvieron una exactitud media de 76.67%.

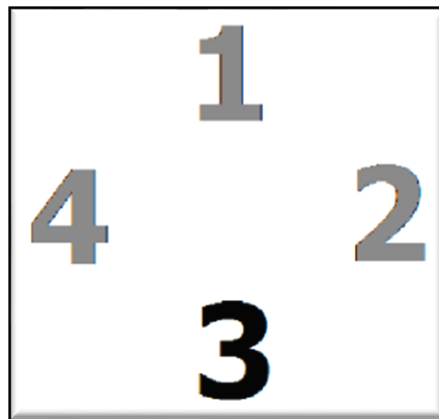


Fig. 2.2: Matriz de instrucciones bajo el paradigma de la onda P300 [23].

⁶ Interfaz Gráfica de Usuario (GUI, por sus siglas en inglés)

En 2017 R. Hornero y V. M. Cagigal publicaron su trabajo titulado “An Asynchronous P300-Based Brain Computer Interface Web Browser for Severely Disabled People” el cual consistió en una propuesta de navegador web a partir de dos teclados con arreglo matricial de 9 x 5 y 5 x 3 respectivamente, el teclado puede utilizarse específicamente en el navegador de Chrome por medio de una extensión que también fue propuesta por los autores. Su desarrollo está orientado específicamente a pacientes con diagnóstico de esclerosis múltiple (EM), trataron de crear un navegador intuitivo para reducir el esfuerzo del usuario. La adquisición de la actividad cerebral la hicieron utilizando un “g.USBAMP RESEARCH” dispositivo fabricado por [21] (ver Tabla 2.1) bajo el protocolo P300, el tratamiento de las señales lo hicieron con el software del fabricante y utilizaron un método matemático llamado: análisis discriminante lineal por pasos (SWLDA, por sus siglas en inglés). Las pruebas las realizaron con 16 sujetos diagnosticados con EM y 5 voluntarios sin ningún padecimiento, se le solicitó a cada uno escribir “012”, los resultados obtenidos fue una exactitud media del 84.14% y 95.75 % respectivamente. Los autores concluyen que la precisión en las personas con EM puede mejorar ampliando el tiempo de entrenamiento.

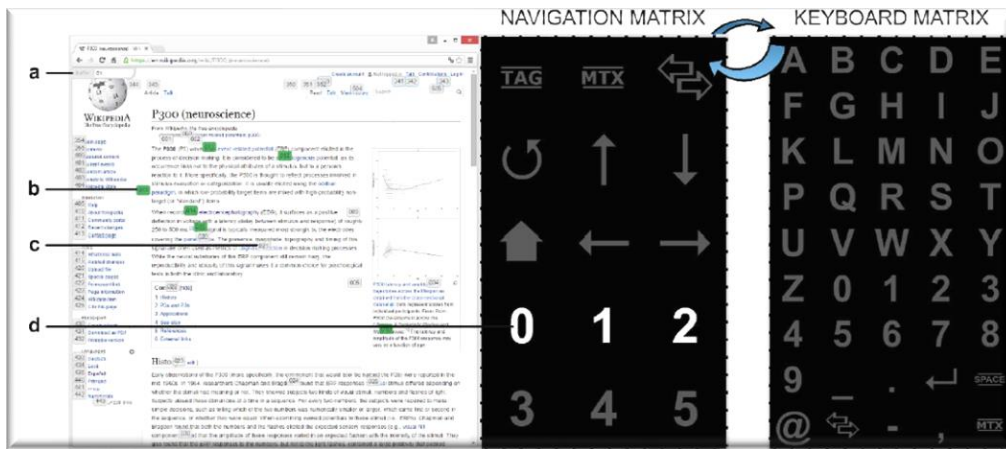


Fig. 2.3: Interfaz gráfica propuesta, a la izquierda las matrices de navegación, a la derecha una página web de Wikipedia [24].

Una propuesta similar se planteó en 2018 por A. Saboor, F. Gemblar y más científicos con su trabajo “A browser-driven SSVEP-based BCI web speller” [25], este consistió en desarrollar una ICC que funciona como navegador web y que es compatible con los principales motores de búsqueda en Alemania. El producto final es dirigido a desarrolladores e investigadores de ICC, pero principalmente para personas incapaces de usar un navegador web de forma convencional. Para el sistema de adquisición utilizaron un “g.USBAMP RESEARCH” dispositivo fabricado por [21] (ver Tabla 2.1), para el funcionamiento utilizan un protocolo SSVEP, su procedimiento consiste en la selección de letra por letra hasta formar una palabra, la selección de una letra o instrucción consiste en 3 pasos a partir de estímulos visuales. Con cada paso hay un estímulo que sirve para acotar el menú hasta llegar a la letra objetivo. Para el tratamiento de las señales utilizaron el software proporcionado por el fabricante mientras que la interfaz fue diseñada en Visual C++, esta puede consultarse en la siguiente liga [Web Speller \(hochschule-rhein-waal.de\)](http://www.hochschule-rhein-waal.de).

Los resultados que obtuvieron tras experimentar con 10 personas a las que les solicitaron escribir la palabra “BCI LAB” y “KLEVE” fue una exactitud media del 94.5%. y un ITR de 12.7 [bit/min].

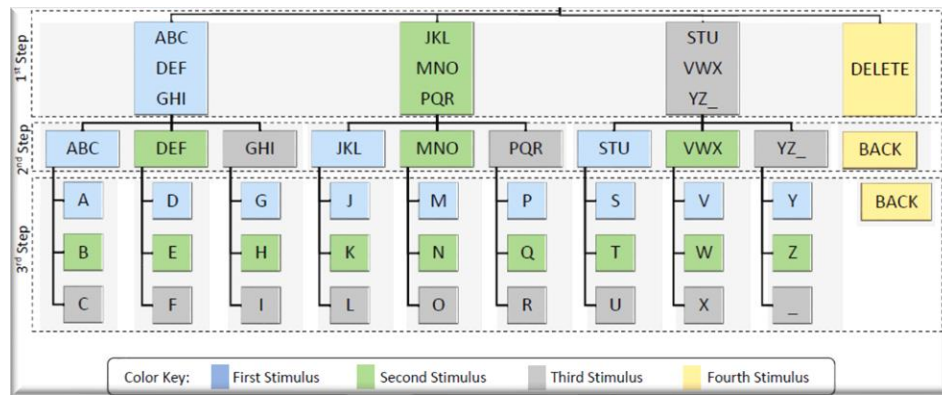


Fig. 2.4: Estructura del árbol de selección de letras basado en SSVEP [25].

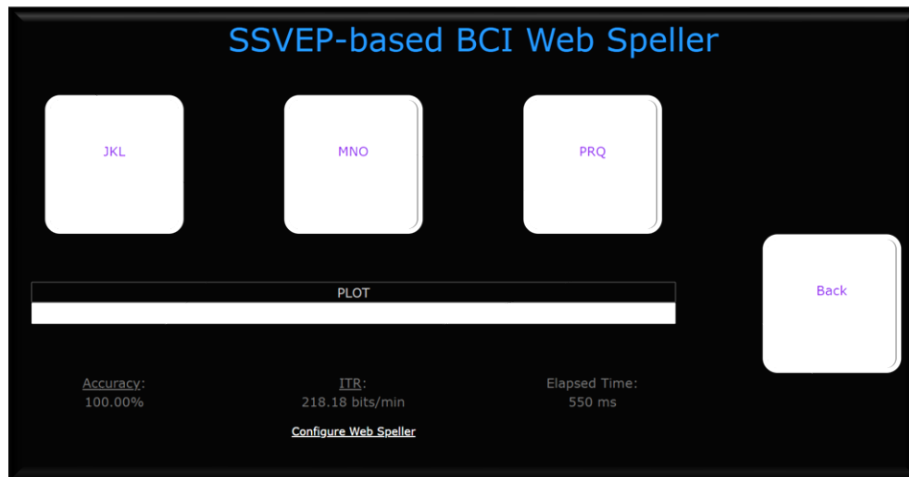


Fig. 2.5: Captura de pantalla del navegador [25]

De manera paralela el mismo año se publicó “A High-Rate BCI Speller Based on Eye Closed EEG Signal” [26] a cargo de T-H Nguyen, D. Yang y W. Chung, su objetivo al igual que los trabajos expuestos anteriormente fue crear un medio de comunicación paciente-entorno, cuya propuesta no se basa en un entrenamiento convencional para una ICC, en su lugar miden los niveles de voltaje en el lóbulo frontal cuando el sujeto de prueba cierra o abre los ojos, dependiendo de la velocidad y duración del parpadeo se miden diferentes voltajes que permiten asociar a cada uno una instrucción diferente.

Sin embargo aún con este procedimiento se requiere de un tratamiento de la señal, los autores utilizaron el método de SVM, la interfaz que propusieron consiste de tres círculos segmentados en donde cada segmento contiene un menú de letras, cuando se selecciona uno de los segmentos, se genera un nuevo círculo acotando el menú únicamente con los elementos que estaban dentro de la primera selección, el proceso se repite hasta identificar una letra objetivo, el dispositivo de adquisición que utilizaron fue uno de los cascos fabricados por [16] (ver Tabla 2.1). Las pruebas de funcionalidad las realizaron con 10 personas a las que se les pidió escribir “BCI SPELLER” y obtuvieron una exactitud media de 92.3 %.

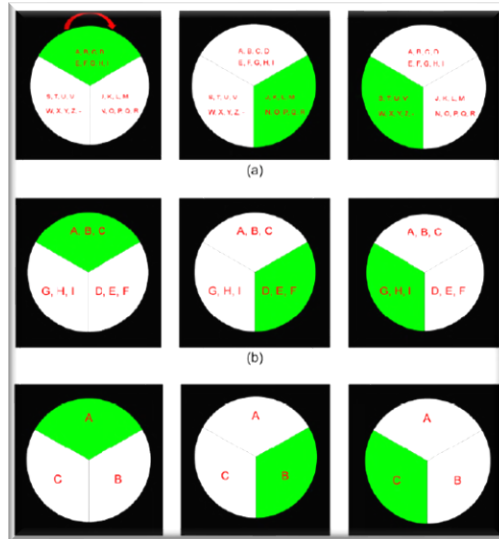


Fig. 2.6: Interfaz gráfica para la selección de elementos en tres pasos propuesta por [26].

Un año más tarde en 2019 J.A. Ramírez, L. Madrid junto con otros colaboradores presentaron su investigación con título “Brain Computer Interface System Based on P300 Processing with Convolutional Neural Network, Novel Speller, and Low Number of Electrodes” [27], su intención fue desarrollar un sistema de escritura aunque el objetivo central fue evaluar la respuesta y comportamiento de las señales al ser procesadas por medio de una red neuronal y comparar los resultados con los procesamientos que se utilizan convencionalmente en las ICC. Aunque su trabajo no establece que está dirigido a un sector vulnerable de la población, por ser un sistema de escritura este podría adaptarse para asistir a paciente que lo requieran como medio de comunicación.

La adquisición de la información eléctrica cerebral fue con uso de una tarjeta “Cyton board” fabricada por [14] (ver Tabla 2.1) aplicando el protocolo P300, para el procesamiento hicieron uso de una red neuronal convolucional de 4 módulos, en el primero realizaron un preprocesamiento, filtrado paso banda y normalización de las señales, en el segundo reordenan las señales como un solo vector, en el tercero analizaron si el vector contiene información que describa una onda de tipo P300 y finalmente el último módulo predice que carácter fue indicado por el usuario con base en la información de la onda P300. Realizaron un entrenamiento de la red con datasets de más de 16 personas para después realizar un estudio en tiempo real con 5 voluntarios, a estos se les solicitó elegir un carácter entre un menú de 34 opciones, la exactitud que alcanzaron fue del 96.43%.



Fig. 2.7: Sistema de escritura que ilustra la selección de un carácter durante el entrenamiento la CNN⁷ [27].

Finalmente ese mismo año D. Saravanakumar y M. Ramasubba publicaron su trabajo “A high performance hybrid SSVEP based BCI speller system” [28] que propone un sistema de escritura basado en un arreglo de 36 patrones diferente donde cada uno está ligado a una letra o número, para la adquisición no se especifica el instrumento de medición, sin embargo, hace referencia a un dispositivo que utiliza un procesador ADS1299 de Texas Instruments.

Su propuesta de entrenamiento es un sistema híbrido que combina el protocolo SSVEP con el método de rastreo de la mirada basado en la visión (VET, por sus siglas en inglés), la intención era obtener una técnica que tuviera un tiempo de respuesta más rápido que los desarrollos que se han hecho previamente. Las pruebas las realizaron con 10 sujetos a los que se les solicitó escribir 15 palabras aleatorias, los resultados fueron una exactitud media del 98.33% y un ITR de 62.91 [bit/min].

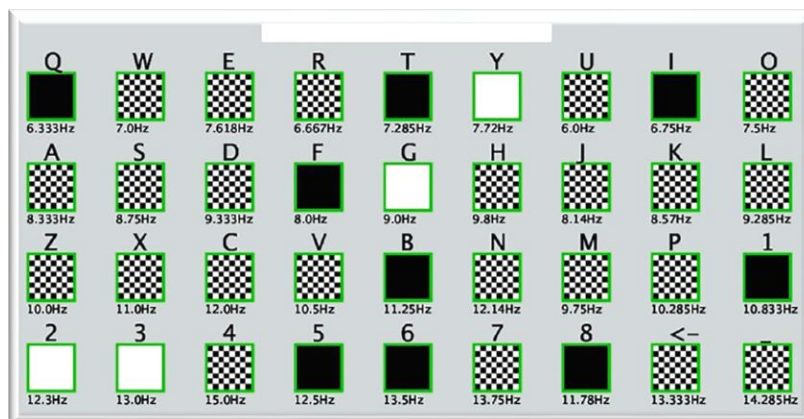


Fig. 2.8: Distribución visual del teclado [28].

⁷ Red Neuronal Convolutiva (CNN, por sus siglas en inglés).

Tabla 2.1: Descripción general de las Interfaces Cerebro-Computadora disponibles.

Empresa	Año de fundación	Número de diseños	Número de canales	Frecuencia de muestreo [Hz]	Ancho de banda [Hz]	CMRR dB	Resolución ADC bits	Conectividad	Tipo de sensor	Precio MxN ⁸
Neurosky [29]	2011	1	1	512	-	-	12	USB Bluetooth	Seco	3,000 - 5,000
Emotiv [10]	2011	4	5 a 32	128 - 256	0.16 - 43	-	14 - 16	USB Bluetooth	Seco y húmedos	7,000 - 38,00
ADS1299EEGFE-PDK [30]	-	1	8	250 - 16,000	-	-110	24	SPI ⁹ USB	Secos y húmedos	4,500
Open BCI [14]	2013	2	4 a 16	128 - 256	-	-	24	USB Bluetooth	Secos y húmedos	6,000 - 27,000
Brain Products solutions [15]	2013	2	8 a 160	250 - 10,000	-	> 80	24	USB Bluetooth	Secos	> 25,000
Cognitrics [16]	2011	4	8 a 128	500 - 1,000	0.001 - 262	-	24	USB Bluetooth	Secos y húmedos	> 85,000
Neuroelectrics [17]	2011	2	8 a 32	125 - 500	0 - 125	-	24	USB Wi-Fi	Secos	> 35,000
Advance brain monitoring [18]	2000	1	10 a 24	256	0.1 - 100	105	16	USB Bluetooth	Secos	> 36,000
Wearable Sensing [19]	2013	4	2 a 21	300 - 600	0.003 - 150	> 120	16	USB Bluetooth	Secos y húmedos	> 35,000
Ant Neuro [20]	1997	3	32 a 256	> 16,000	-	-	24	USB Bluetooth	Secos	> 100,000
G.tech [21]	1999	1	8 a 64	500	-	-	24	USB Bluetooth	Secos	> 30,000
BioSemi [11]	1998	2	280	2 - 16	-	-	24	USB	Húmedos	> 100,000
MITSAR [12]	1996	2	24 a 32	2,000	-	> 120	24	USB Bluetooth	Húmedos	> 100,000
mBrainTrain [13]	2012	1	24	256 - 500	0 - 250	> 140	24	Bluetooth	Húmedos	> 75,000

8 Precios disponibles al año 2021, el costo no incluye IVA ni gastos de envío, calculado con tipo de cambio 1 USD = 22.23 MxN.

9 Protocolo de comunicación serial (SPI por sus siglas en inglés).

3. Antecedentes

3.1. Sistema Nervioso

El ser humano está constituido por diferentes órganos, tejidos y células, que en conjunto conforman cada sistema y subsistema del cuerpo, estos se comunican entre sí para poder intercambiar información y con ello poder regular, controlar y satisfacer las diferentes necesidades del organismo. Uno de los sistemas más importantes es el Sistema Nervioso (SN), esto es por que concede al cuerpo la capacidad de poder interactuar con el ambiente externo e interno [31].

Desde el punto de vista neuroanatómico el SN se divide en:

- Sistema Nervioso Central (SNC)
- Sistema Nervioso Periférico (SNP)

El SNC está formado por el encéfalo y la médula espinal, mientras que el SNP se conforma de 12 pares de nervios craneales y 31 pares de nervios raquídeos, la estructura general se puede apreciar en la Fig. 3.1

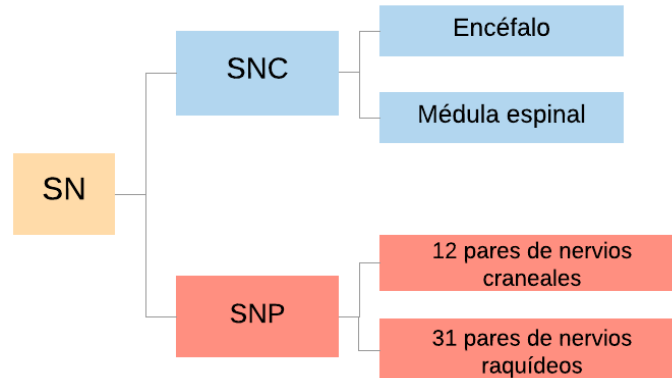


Fig. 3.1: Estructura general del Sistema Nervioso [31].

El encéfalo ubicado en la cavidad craneal es considerado la parte principal dentro del SNC, éste se interconecta con la médula espinal misma que se interconecta con los diferentes tipos de nervios del SNP.

El encéfalo como se aprecia en la Fig. 3.2 se encuentra conformado por [32]:

- Cerebro
- Cerebelo
- Tallo o tronco encefálico

3.2. Cerebro

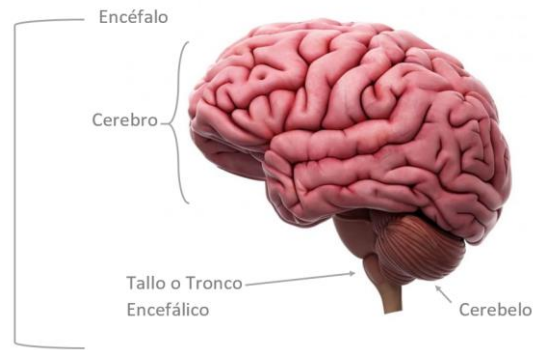


Fig. 3.2: Partes que conforman el encéfalo [32].

El cerebro es el órgano más importante de todo el SN, es considerado por muchos científicos el órgano más complejo del cuerpo, esto debido a que es el encargado de la actividad cognitiva del ser humano. Para el presente trabajo conocer de manera concreta la estructura anatómica y cómo funciona, es crucial para entender el origen de la actividad eléctrica que se desea medir.

El cerebro como se puede observar en la Fig. 3.3 está formado principalmente por dos hemisferios: derecho e izquierdo, alrededor de cada uno de estos hay una delgada lámina de tejido (neuronas) de 2 a 4 [mm] de espesor llamada corteza. La corteza que envuelve a todo el cerebro es una superficie arrugada formada por numerosos surcos o cisuras y circunvoluciones o pliegues, ambos hemisferios están conectados entre sí a través de un conjunto de fibras nerviosas llamadas cuerpo calloso [33],[34].

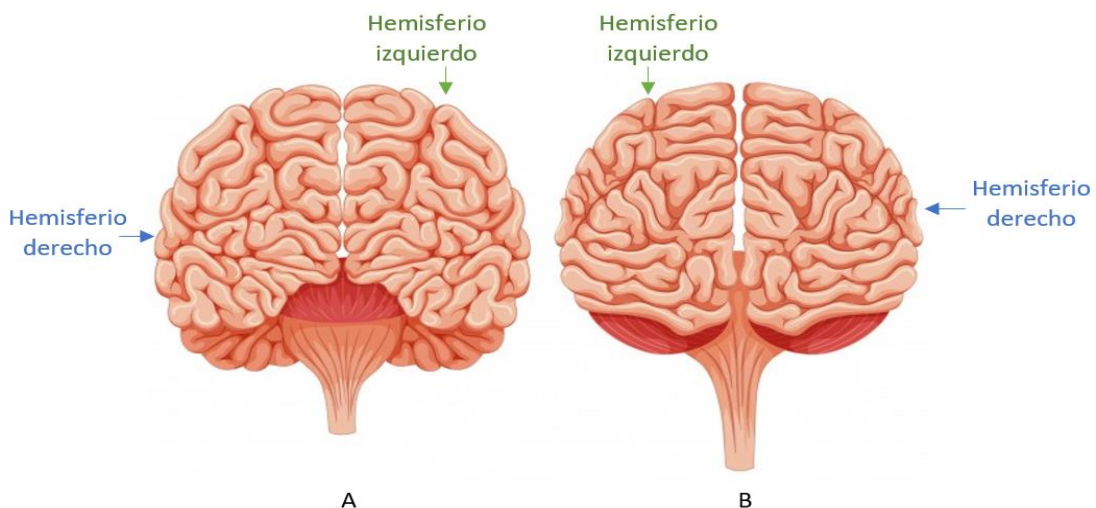


Fig. 3.3: Hemisferios cerebrales, A) vista frontal del cerebro, B) vista posterior del cerebro [33],[35].

Existen varias maneras de dividir o clasificar el cerebro, de acuerdo con lo que se desea estudiar. Desde un punto de vista de la funcionalidad, se divide en cuatro lóbulos [33].

- Frontal
Asociado a la personalidad y a las funciones ejecutivas.
- Parietal
Asociado a las funciones sensoriales primarias y complejas, así como la comprensión del lenguaje.
- Temporal
Asociado con el habla, memoria, audición y las emociones
- Occipital.
Asociado con la visión.

El lóbulo frontal está separado del lóbulo parietal a través del surco central (cisura de Rolando). El lóbulo frontal está separado del lóbulo temporal a través del surco lateral (cisura de Silvio). El lóbulo parietal están separado de los lóbulos temporal y occipital a través del surco lateral y el surco parieto occipital respectivamente [33].

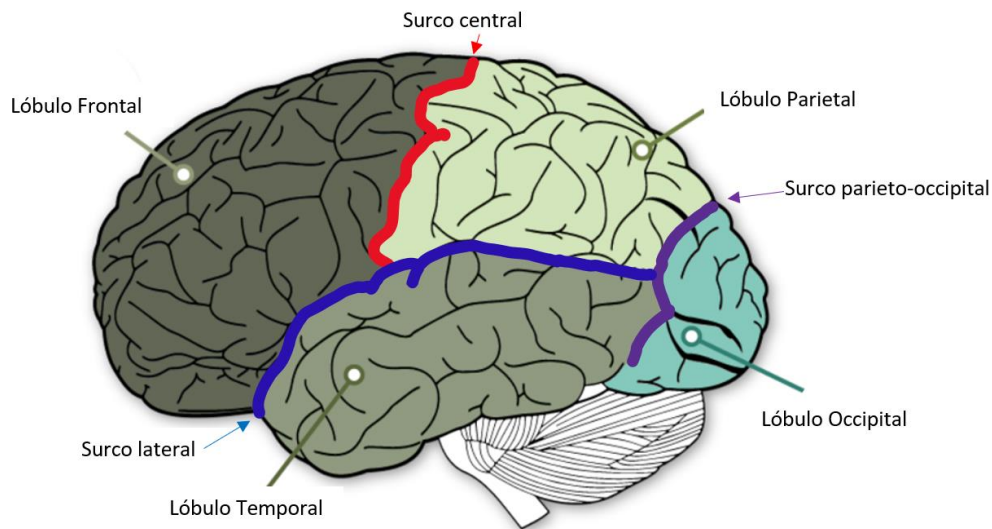


Fig. 3.4: División del cerebro de acuerdo con su funcionalidad [33][36].

La corteza como ya se mencionó cubre a todo el cerebro y a su vez los lóbulos que lo conforman, ésta es la que recibe toda la información sensorial procedente del SNP, la procesa y da prioridad a las funciones corporales homeostáticas ¹⁰, como latidos del corazón, presión sanguínea, balance de fluidos y temperatura corporal, además es responsable de la actividad cognitiva (emociones, memoria, aprendizaje, etc.) [34].

Todas estas funciones que se describen se pueden llevar a cabo gracias a la unidad funcional del sistema nervioso que es la neurona, en promedio la corteza cerebral contiene aproximadamente entre 15,000 a más de 100,000 millones de neuronas dependiendo de la edad [37].

¹⁰ Relacionado con la homeostasis, que es un estado de equilibrio entre todos los sistemas del cuerpo [8].

3.2.1. Neurona

El concepto de Neurona fue propuesto por primera vez en 1891, por Heinrich W. G. Waldeyer, quien fue un reconocido patólogo alemán, él definió por primera vez a la neurona como una célula que posee un axón, que es eferente (lleva los impulsos fuera del SNC), y una o más dendritas, que son aferentes (lleva los impulsos al interior del SNC) [37].

Con el paso de los años esta definición cambió y actualmente se define a la neurona como:

“Célula principal perteneciente al Sistema Nervioso Central que posee una membrana celular que la recubre, dentro de ella existe una gama de estructuras y procesos químicos y eléctricos que provocan que la membrana se auto active y con ello sea capaz de recibir o enviar diferentes impulsos (información) [34]”.

Las neuronas Fig. 3.5, estructuralmente consisten en [31],[34]:

- Cuerpo celular o soma.
- Prolongaciones llamadas dendritas.
- Prolongaciones llamadas axón o neurita.

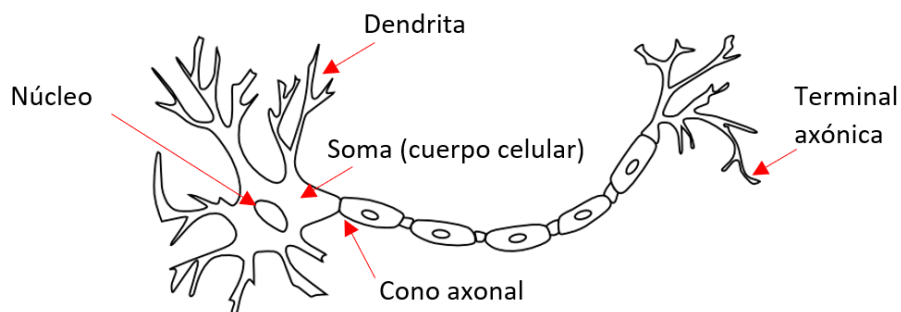


Fig. 3.5: Estructura de una neurona [31] .

El cuerpo neuronal, es la zona que contiene el núcleo el cual se encarga de sintetizar las sustancias químicas (neurotransmisores), y también es allí donde nacen las prolongaciones que son el axón y dendritas, tal como se ilustra en la Fig. 3.5

El axón puede describirse como una especie de hilo delgado que emerge de un pequeño bulto en el cuerpo llamado cono axonal, al final del axón están las terminales axónicas con la cual es posible que estos se ramifiquen con otras células diferentes, conectando así con miles de neuronas. Las dendritas a diferencia del axón son generalmente más gruesas y comienzan a ramificarse fuera del cuerpo, creando una estructura similar a la de un árbol, éstas son las encargadas de captar y transmitir los impulsos desde y hacia el cuerpo neuronal [37].

3.2.2. Potencial membrana y potencial de acción

Antes de analizar cómo se lleva a cabo el intercambio de información entre las neuronas, es necesario entender dos conceptos básicos que son:

- Potencial membrana, el cual se define como:

La diferencia de potencial eléctrico que existe al interior y exterior de una membrana celular, dicha membrana actúa como una barrera semi permeable, que para diferentes gradientes de concentración iónica permite la apertura de canales y con ello el paso de ciertos elementos o el cierre de canales para bloquear el paso. En términos eléctricos puede decirse que es equivalente a la conductividad eléctrica [38].

- Potencial de acción (E_m), el cual se define como:

Cambio intermitente en el potencial de la membrana de la célula con duración aproximada de 1 [ms], este ocurre cuando un estímulo provoca la apertura de canales iónicos. En términos eléctricos puede describirse como un "pico" de voltaje que se presenta a lo largo de toda la membrana celular [38].

Para las neuronas el potencial de acción se divide en cuatro fases Fig. 3.6:

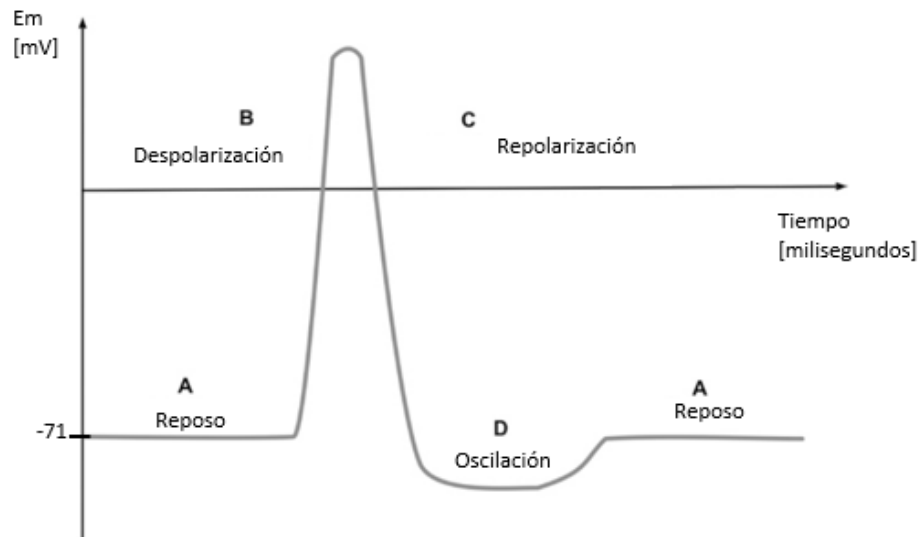


Fig. 3.6: Etapas del potencial de acción (E_m) de una neurona [38].

A. Estado de reposo

Corresponde al potencial de la membrana en reposo antes del potencial de acción. En esta etapa se dice que la membrana está polarizada por su elevado potencial negativo de [34],[38]:

$$E_m = -71[mV]$$

B. Etapa de despolarización

En esta etapa la membrana incrementa su permeabilidad debido al cambio de sus canales iónicos y la polaridad normal de -70 [mV] empieza a elevarse hacia cero o pequeños valores positivos, este cambio en el potencial es extremadamente rápido [34] [38].

C. Etapa de repolarización

Uno cuantos diezmilésimos de segundo después del incremento del E_m algunos canales se abren mientras que otros se cierran ,dando lugar al restablecimiento del potencial de acción en reposo [34][38].

D. Etapa de oscilación

Durante la repolarización el valor del E_m alcanza valores más bajos que el valor original, por lo tanto, E_m oscila hasta llegar al valor en estado de reposo [38].

3.2.3. Sinapsis

El proceso de comunicación entre las neuronas consiste en transmitir información de una neurona presináptica (emisora) a una neurona postsináptica (receptora) a partir de los potenciales de acción, el punto donde ocurre la transferencia se le conoce como sinapsis [37],[38] y existen dos tipos, los cuales son:

- Sinapsis química

Este evento sucede cuando el axón de una neurona entra en contacto con la dendrita de otra, ambas partes se hinchan ligeramente el uno hacia el otro, pero no se tocan, están separados por un espacio estrecho llamado espacio sináptico. Cuando el potencial de acción llega al extremo del axón, la neurona segrega un tipo de proteínas llamados neurotransmisores, éstos se depositan en el espacio sináptico y posteriormente son captados por las neuronas postsinápticas, lo anterior se ilustra en la Fig. 3.7 [34],[39].

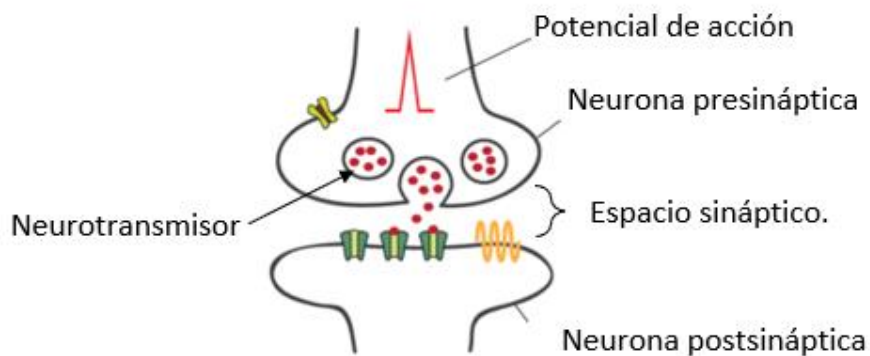


Fig. 3.7: Neuronas en un proceso de sinapsis química [39],[40].

- Sinapsis eléctrica

En este proceso la membrana de las neuronas presinápticas y postsinápticas están unidas por una unión tipo gap¹¹ [41], a través de la cual hay un flujo iónico (corriente eléctrica) de una neurona a otra, este flujo es de forma directa y bidireccional, a partir de este flujo es que las neuronas comparten información entre sí, lo anterior se ilustra en la Fig. 3.8 [38].

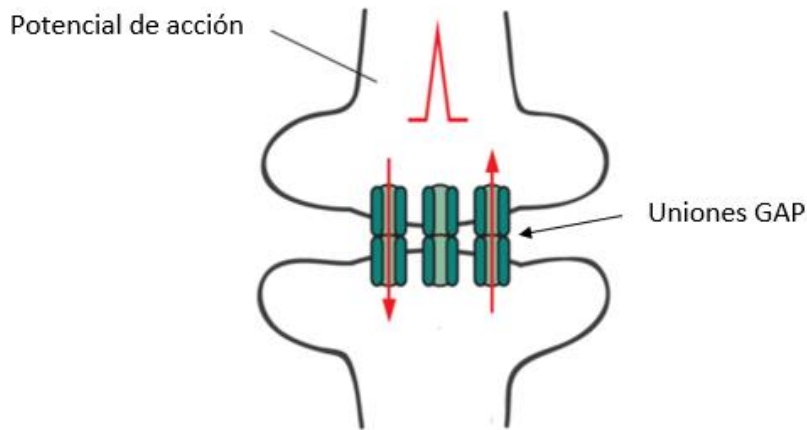


Fig. 3.8: Neuronas en un proceso de sinapsis eléctrica [38],[40].

Durante todas las funciones homeostáticas y cognitivas del ser humano existe un constante flujo de información en donde debido a la sinapsis eléctrica se origina un campo eléctrico que se distribuye sobre toda la corteza cerebral y llega hasta la superficie del cuero cabelludo [42], dicha actividad eléctrica puede ser registrada y/o medida por diferentes métodos de medición.

Tras años de investigación de las señales provenientes del cerebro, en la ciencia se ha determinado que existen ritmos repetitivos que están asociados a diferentes actividades y estados de conciencia, a estos se les conoce como “ondas cerebrales” [42], asimismo existe otro tipo de respuesta eléctrica que está asociada al *Neurofeedback*¹², es decir que mediante la interacción del usuario con diferentes instrumentos y/o estímulos que pueden ser visuales, auditivos o sensoriales se miden los patrones eléctricos generados a partir de cada interacción en donde además se ofrece retroalimentación al usuario, lo anterior se utiliza como un método de entrenamiento para que los sujetos sean capaces de autorregular y tener control de la propia actividad cerebral [2].






¹¹ Grupos de canales que conectan el interior de células contiguas y regulan el intercambio de iones y moléculas entre las células acopladas[41].

¹² Es un tipo biorretroalimentación que enseña el autocontrol de las funciones cerebrales a los sujetos midiendo la actividad eléctrica y proporcionando una señal de retroalimentación, utilizado comúnmente para el tratamiento de trastornos neurofisiológicos [17].

3.3. Ondas cerebrales asociadas al estado de conciencia

Las ondas cerebrales como ya se mencionó se definen como la actividad eléctrica producida por el cerebro, la presencia de unas u otras están relacionadas con diferentes estados de conciencia y/o actividades del ser humano. Existen cinco tipos principales de ondas cerebrales relacionadas con el estado de conciencia, las cuales se muestran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1: Clasificación de los tipos de ondas cerebrales [2],[42],[43].

Tipo de onda cerebral	Patrón de muestra	Frecuencia [Hz]	Amplitud [μV]
Delta		0.5 - 4	100 - 200
Theta		4 - 8	5 - 10
Alpha		8 - 13	20 - 80
Beta		13 - 32	1 - 5
Gamma		32 ~ 100	0.5 - 2

3.3.1. Ondas Delta

Ubicadas en el rango de frecuencias entre 0.5 y 4 [Hz], con amplitud variable de 100 a 200 [μV]. Se presentan principalmente durante el sueño profundo y a lo largo de toda la corteza cerebral, también pueden presentarse en ciertos estados de meditación o ser indicadores de algunos estados patológicos de dificultad neuronal, por ejemplo el coma [42],[44].

3.3.2. Ondas Theta

Éstas se encuentran en un rango que oscila entre 4 y 8 [Hz], con una amplitud entre 5 - 10 [μV], estas predominan en la región parietal y temporal. Se producen durante el sueño, así como en algunas funciones mentales que involucran el acceso al subconsciente (meditación profunda),[42],[44].

3.3.3. Ondas Alfa

Tienen una frecuencia que oscila entre 8 y 12 [Hz] y una amplitud que oscila entre 20 - 80 [μ V], aparecen en estados de relajación, poseen una alta periodicidad y son predominantes sobre la región occipital[42],[44].

3.3.4. Ondas Beta

Presentan frecuencias entre 15 y 25 [Hz] con una amplitud de 1 - 5 [μ V], éstas se registran cuando la persona se encuentra despierta y en plena actividad mental, se asocia a la actividad psicofísica¹³, estados de agitación o la actividad mental que se realiza en la resolución de problemas. Se dividen en beta baja, beta media y beta alta. Las ondas beta bajas se suelen localizar en los lóbulos frontal y occipital, mientras que las de tipo media y alta predominan en la parte central[42],[44].

3.3.5. Ondas Gamma

Ubicadas en el rango de frecuencia superior a los 25 [Hz], y un rango de amplitud entre 0.5 - 2 [μ V], este tipo de onda está relacionada con actividades sensoriales y cognitivas del ser humano y pueden ubicarse a lo largo de toda la corteza cerebral [42],[44].

3.4. Ondas cerebrales asociadas al *Neurofeedback*

Como se mencionó anteriormente este tipo de ondas cerebrales pueden ser reguladas por el ser humano con un entrenamiento previo, es por lo que para la fabricación de las ICC es más frecuente utilizar este tipo de respuesta bioeléctrica.

Por lo anterior en este campo se han establecido cuatro “Patrones de adquisición” o “Modelos de extracción” de señales cerebrales [2],[45],[46]:

- Potencial relacionado con eventos (ERP, por sus siglas en inglés)
- Potenciales evocados de estado estacionario (SSEP's, por sus siglas en inglés)
- Potenciales corticales lentos (SCP, por sus siglas en inglés)
- Ritmo sensoriomotor (SMR, por sus siglas en inglés)

Cada uno de los modelos mencionados generan señales que responden a diferentes tipos de entrenamiento y/o estímulos, en el siguiente capítulo se describe a detalle cada uno de ellos.

¹³ Disciplina que estudia las relaciones entre la magnitud de los estímulos físicos y la intensidad de las sensaciones que producen [8].

4. Interfaz Cerebro-Computadora

Como se mencionó en el capítulo 1 una ICC es un sistema que mide la actividad eléctrica del cerebro y a partir de un procesamiento genera instrucciones para realizar alguna tarea. Concretamente en la literatura se define como:

“Un sistema de comunicación que no requiere de la ayuda de nervios periféricos o de alguna actividad motora y que, captura una medida de la actividad eléctrica del cerebro del usuario para interpretar la intención del usuario y traducirla en mensajes y/o comandos en una aplicación interactiva [2],[3],[47],[48]”

El interés actual en el desarrollo de esta tecnología proviene de la esperanza de que pueda servir como una nueva y valiosa opción de comunicación para aquellos con discapacidades motoras severas, mismas que les impiden comunicarse convencionalmente.

El funcionamiento de una ICC debe tener una entrada, una salida y un algoritmo de procesamiento que a partir de la entrada produce una salida.

La entrada consiste en una característica o características particulares de la actividad cerebral relacionadas a un estímulo o actividad específica, el bloque de adquisición establece la forma, tipo y ubicación de los sensores para medir dicha actividad. El bloque de procesamiento consiste en las técnicas utilizadas para extraer y procesar la información deseada de la señal de entrada, este puede incluir ecuaciones lineales, no lineales, redes neuronales u otros métodos. Las salidas son la generación de información con aplicaciones específicas, como puede ser la selección de letras o íconos u otra forma de control de un dispositivo. En la Fig. 4.1 se muestra un esquema general del principio de trabajo y a continuación se describe a detalle cada uno de los bloques.

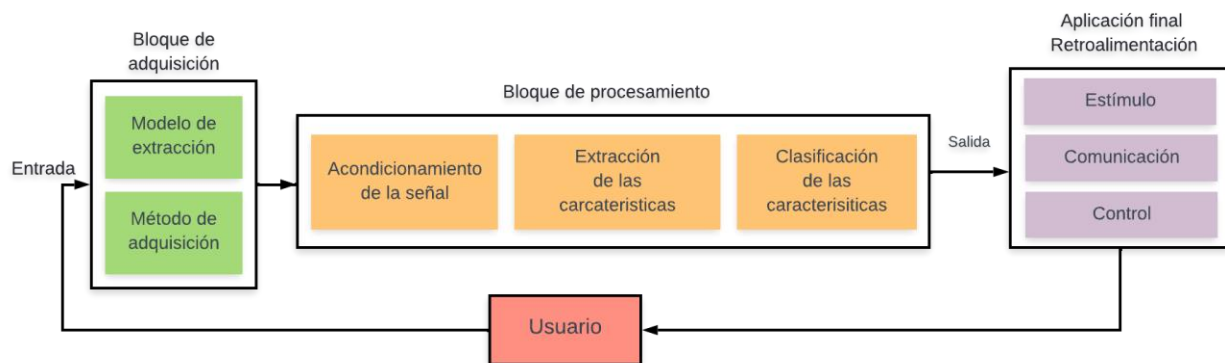


Fig. 4.1: Descripción general del principio de funcionamiento de las ICC [2],[3],[42].

4.1. Métodos de adquisición

La cantidad de métodos que existen para medir señales provenientes del cerebro es bastante amplia y principalmente se clasifican en dos grupos, los cuales son [2],[25]:

- Métodos invasivos

Aquellos que requieren la colocación de elementos de medición (sensores) de forma intracraneal, es decir que requieren cirugía. Estos métodos presentan mediciones mucho más precisas, pero representan un alto riesgo para los usuarios, ejemplos de este tipo son:

- Electrocorticografía (ECoG, por sus siglas en inglés)
- Registro de neuronas intracorticales (INR, por sus siglas en inglés), el cual a su vez tiene dos variantes:
 - Microelectrodos
 - Matriz de electrodos múltiples (MEA, por sus siglas en inglés)

- Métodos no invasivos

Aquellos que utilizan sensores colocados directamente en la piel sobre la zona de interés, (en este caso el cuero cabelludo) o también utilizan equipo que rodea al cráneo en su totalidad y que no requieren de contacto físico, este tipo de métodos no requieren ningún tipo de intervención quirúrgica, por lo tanto, no presentan riesgo para los usuarios, ejemplos de este tipo son:

- Electroencefalografía (EEG, por sus siglas en inglés)
- Magnetoencefalografía (MEG, por sus siglas en inglés)
- Imágenes de resonancia magnética funcional (fMRI, por sus siglas en inglés)
- Tomografía por emisión de positrones (PET, por sus siglas en inglés)

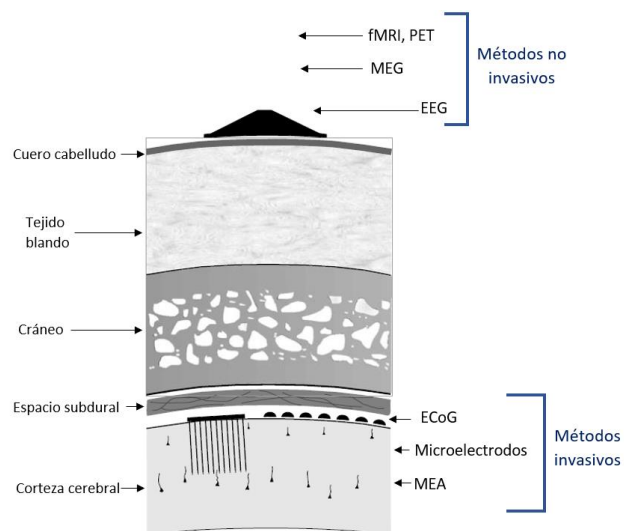


Fig. 4.2: Colocación típica de los sensores para diversos métodos de adquisición de ondas cerebrales [2][49].

4.2. Patrones de adquisición - Modelos de extracción

Cada dispositivo de adquisición basado en alguno de los métodos descritos anteriormente es capaz de medir la actividad eléctrica del cerebro, para poder distinguir un tipo de señal u onda específica es necesario someter al sujeto de estudio a un estímulo definido y estudiar la manera en la que el cerebro responde a este. A este proceso se le conoce como “Patrones de adquisición” o “Modelos de extracción”, tal como se mencionó en la sección 3.4, en donde a diferentes estímulos habrá una respuesta específica.

Por ejemplo, si a un sujeto se le muestra una imagen “n” en repetidas ocasiones, el cerebro generará la misma respuesta o patrón (en términos de actividad eléctrica) cada vez que vea la misma imagen, este patrón predomina por algunos milisegundos y en regiones específicas de la corteza cerebral, éste es el que debe ser medido por medio del dispositivo de adquisición, como la respuesta solo ocurre bajo la presencia de la imagen “n” entonces a este patrón se le asigna una instrucción, de tal manera que el sistema de una ICC es capaz de identificar entre diferentes patrones asociados a diferentes imágenes para ejecutar diferentes instrucciones, lo anterior se ilustra en la Fig. 4.3.

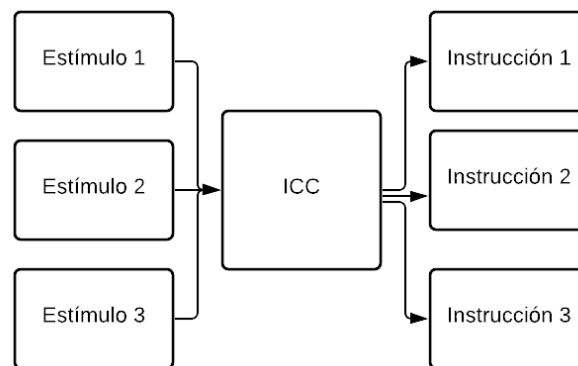


Fig. 4.3: Ejemplo de asignación de instrucciones para diferentes estímulos en una ICC.

Es importante mencionar que los patrones de respuesta no se generan únicamente con imágenes, sino con diferentes estímulos que pueden ser táctiles, auditivos o una combinación de estos tres [2],[45],[46].

A continuación, se describen los modelos de extracción implementados en las ICC.

I. Potencial relacionado con eventos (ERP, por sus siglas en inglés)

Este patrón, está relacionado directamente con las tareas cognitivas¹⁴ del ser humano, se llama potencial relacionado con eventos porque los patrones cerebrales relevantes se provocan en respuesta a eventos mentales internos y no como respuesta a estímulos sensoriales externos, una de las formas más comunes para referirnos a este patrón es bajo el nombre de la onda P300 [2],[45].

¹⁴ Procesos mentales que permiten recibir, procesar y elaborar información.

Este procedimiento consiste en someter al usuario a una secuencia de diferentes estímulos visuales o auditivos y se le solicita que se concentre solo en uno de ellos; el caso más común es desplegar en un monitor una matriz de $n \times n$ elementos (símbolos, personajes, etc.), cada uno de los elementos debe parpadear o iluminarse individualmente en diferentes instantes, cuando el símbolo en el que concentra la atención el usuario parpadea o se ilumina se genera un pico de voltaje que puede ser fácilmente detectable en la región central y parietal de la corteza cerebral, este pico aparece con una latencia aproximada de 300 [ms] después de que se iluminó el objeto [50], de ahí el nombre de P300, el sistema de medición o adquisición de las señales cerebrales debe estar sincronizado con el sistema que despliega los estímulos para que después de varias repeticiones y mediciones sea posible determinar la fila y la columna donde se ubica el elemento en el que se concentró el usuario, para posteriormente seleccionar dicho elemento, este procedimiento se repite las veces necesarias hasta desplegar un mensaje o ejecutar una acción [2],[45],[50]–[52].

La primera matriz propuesta fue en 1988 a cargo de L.A. Farwell y E. Donchin Fig. 4.4, esta consistió en un arreglo de 6 x 6 que contenía letras y algunos comandos básicos de un teclado, en ella se escribió por primera vez el mensaje “BRAIN” proveniente únicamente de la medición de la actividad cerebral [50].

MESSAGE					
BRAIN					
Choose one letter or command					
A	G	M	S	Y	*
B	H	N	T	Z	*
C	I	O	U	*	TALK
D	J	P	V	FLN	SPAC
E	K	Q	W	*	BKSP
F	L	R	X	SPL	QUIT

Fig. 4.4: Matriz alfanumérica de 6x6 propuesta por Farwell y Donchin en 1988 [50].

Actualmente existen múltiples modificaciones a la primera matriz propuesta y como se mencionó anteriormente el estímulo puede ser también de forma auditiva; la medición de la onda P300 es lo que permite identificar cuando un elemento sobresale de los demás y a partir de ella desplegar un mensaje o ejecutar una acción asociada a un símbolo [2].

II. Potenciales evocados de estado estacionario (SSEP's, por sus siglas en inglés)

Este patrón está relacionado a la respuesta que tiene el ser humano a estímulos que se realizan directamente en vías nerviosas sensoriales. Existen tres variantes para este protocolo, las cuales son: [2],[42]:

- Potenciales evocados auditivos en estado estacionario (SSAEP)

Este procedimiento consiste en proporcionar al sujeto de prueba un estímulo al oído que comúnmente es una señal de amplitud modulada que puede ser de banda estrecha o de banda ancha; este estímulo llega a las células ciliadas ¹⁵ [53] en donde posteriormente se genera un potencial de seguimiento en el cual el cerebro trata de imitar la forma de la señal del estímulo a lo largo de la corteza cerebral [54]. La respuesta eléctrica de este estímulo es periódica y mantiene una amplitud constante, donde la latencia depende directamente de las características de la señal estímulo.

El ejemplo más común para este protocolo es utilizar señales que oscilen en los 40 [Hz], método que fue propuesto por primera vez en 1980 por R. Galambos, S Makeig y P. Talmachoff [55], al utilizar señales en esta frecuencia determinaron que existe una latencia de 25 [ms], después de que aparece el estímulo acústico, la señal que intenta replicar el cerebro es una señal periódica y que puede durar por unos segundos y que es fácilmente distinguible por inspección visual [32] – [34]

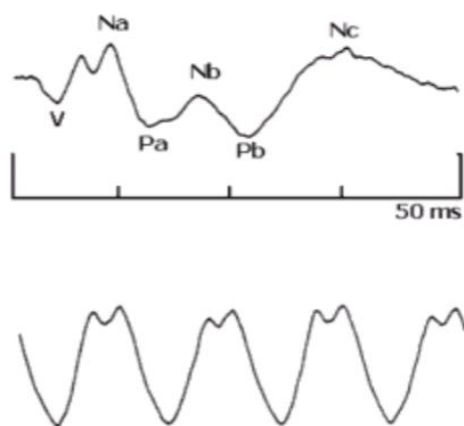


Fig. 4.5: Arriba se muestra un estímulo acústico de duración de 500 [ms], en la parte inferior se muestra la respuesta en estado estable obtenida [56].

- Potenciales evocados visualmente en estado estacionario (SSVEP)

Es método consiste en exponer al sujeto a un estímulo visual, comúnmente se utilizan LEDs o imágenes renderizadas en un monitor, cualesquiera que se utilicen deben parpadear a una frecuencia constante y diferente entre 3 y 80 [Hz], cuando el usuario mira atentamente a uno de ellos, las ondas cerebrales intentan replicar la frecuencia correspondiente, esta actividad puede ser medida en la región occipital del cerebro.

Para poder ver replicada esta señal en el cerebro es necesario un procesamiento digital de señales donde específicamente se estudian los espectros que constan de los armónicos en frecuencias que

¹⁵ Células sensoriales especializadas en la detección de las vibraciones mecánicas que constituyen el sonido [53].

son múltiplos enteros de la frecuencia de la señal de estímulo. Debido a la naturaleza cuasi sinusoidal de la respuesta de los SSVEP, se ha observado que la clasificación realizada por las características extraídas únicamente por los espectros de los armónicos es fácilmente perceptible de manera visual después de la correspondiente etapa de procesamiento [2],[57],[58].

La primera vez que se utilizó este método fue en 1995 [2],[59], y a lo largo de los años ha evolucionado y en la teoría se establece que es uno de los métodos que más sirve para la detección de la señal objetivo con alto grado de precisión [59].

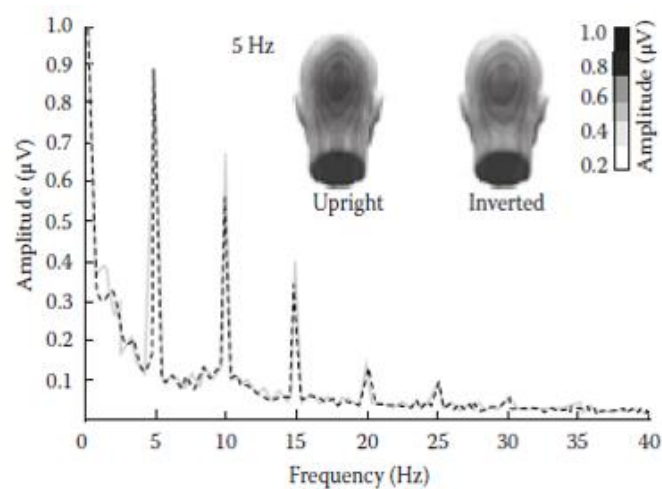


Fig. 4.6: Estudio de los espectros de los primeros 4 armónicos para un estudio SSVEP con una señal de estímulo proveniente de un LED oscilante a 5 Hz experimento realizado por Gruss,L.F.y,Wieser en [58].

- Potenciales evocados somatosensoriales de estado estacionario (SSSEP)

En esta técnica al igual que los dos métodos descritos anteriormente, el cerebro responde a un estímulo de señal, pero en ese caso el estímulo se presenta al usuario como vibraciones táctiles directamente sobre piel glabra¹⁶ [2],[60]. Este método se propuso por primera vez en el año 2006 por R. Müller-Putz [61], quien a través de someter al usuario a vibraciones en diferentes frecuencias sobre la yema de los dedos pudo obtener una respuesta en frecuencia muy similar a la señal de estímulo Fig. 4.7.

¹⁶ Partes del organismo que no presentan vellos [8] por ejemplo, la yema del dedo.

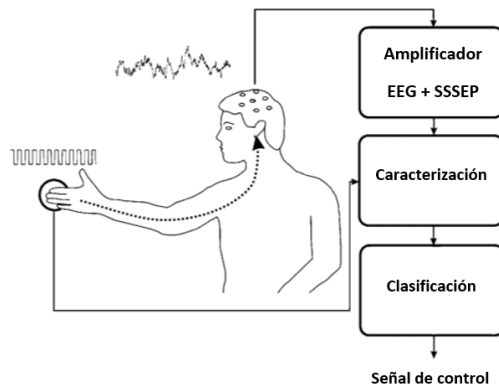


Fig. 4.7: Ilustración de la estimulación somatosensorial aplicado en la punta de los dedos propuesta por R. Müller-Putz en 2006 [61].

III. Potenciales corticales lentos (SCP, por sus siglas en inglés)

Este patrón al igual que el primero está relacionado con los esfuerzos cognitivos del ser humano, pero a diferencia del primero este generará una respuesta eléctrica cuando se le pide al sujeto realizar un esfuerzo de pensamiento (de cualquier índole). El patrón respuesta ocasiona un cambio en la dirección de la polaridad de las neuronas corticales (aquellas que están más pegadas a la superficie), este cambio puede durar desde milisegundos hasta segundos, y se puede medir a lo largo de toda la corteza cerebral aunque predomina en las regiones temporal y parietal [2],[62].

Este método es considerado por muchos científicos como un intérprete o traductor de pensamientos, y al estar directamente relacionado con ellos resulta en un método más complejo de implementar ya que requiere de un entrenamiento extenso e intensivo y cuya respuesta depende de las actividades cognitivas y conductuales de cada individuo en estudio. [62].

IV. Ritmo sensoriomotor (SMR, por sus siglas en inglés)

Este tipo de patrón se puede registrar a lo largo de la corteza somatosensorial y motora, la cual es un área del cerebro ubicada en el lóbulo parietal, este ritmo ocurre cuando existe un cambio en la actividad eléctrica asociado con el movimiento o imaginar el movimiento de alguna parte del cuerpo, con ello se generan dos ritmos predominantes a lo largo de dos ondas cerebrales, la onda Mu que se considera una variante de las ondas Alfa (8 - 13 Hz) y la las ondas Beta (13 - 32 Hz), los ritmos que se generan se conocen como:

- Desincronización relacionada con eventos (ERD)

Este es la disminución de la amplitud de la banda de frecuencia en el área sensoriomotora justo antes de que ocurra el movimiento real o imaginario.

- Sincronización relacionada con eventos (ERS).

Es un aumento en la amplitud de la banda de frecuencias en el área sensoriomotora inmediatamente después de que ocurre el movimiento real o imaginario.

Cualquiera de los dos que se desee registrar es necesario que el movimiento real o imaginario sea lo suficientemente grande para que los cambios puedan ser percibidos, por ello se suele utilizar el movimiento de pies, manos, lengua y parpadeo de ojos, cuyo movimiento implica grandes áreas de la corteza somatosensorial, además de que presentan una respuesta comúnmente regular en diferentes personas [2],[63].

4.3. Acondicionamiento

La señal cerebral adquirida puede contener ruido que se genera debido a la actividad neurológica de fondo y los artefactos que se producen a partir de fuentes biológicas y externas [2],[42], por lo que es necesario eliminarlo para el reconocimiento y la clasificación de las características de interés, a este procedimiento se le conoce como acondicionamiento de la señal. El acondicionamiento tiene varias secciones, principalmente se compone de:

- Una etapa de amplificación

Esta proporciona una versión más grande de la señal que otorga el dispositivo de medición, es necesario amplificar la señal lo suficiente para que esta pueda operarse en una siguiente etapa.

- Filtros analógicos

Los filtros analógicos están compuestos por elementos como resistencias, amplificadores operacionales, etc. y el objetivo es diseñar etapas de filtrado que sirve para excluir una determinada frecuencia o gama de frecuencias de la señal eléctrica.

- Conversión analógica digital

Este procedimiento permite digitalizar la señal para posteriormente poder llevar a cabo un procesamiento digital de la señal de entrada.

- Filtros digitales

Al igual que los filtros analógicos estos sirven para eliminar frecuencias no deseadas y la mayor cantidad de ruido y artefactos para acotar la información en bandas de frecuencia y extraer información específica, este tipo de filtros están diseñados mediante algoritmos matemáticos.

4.4. Extracción de las características

Los estímulos que se generan en función de los patrones de adquisición producen diferentes respuestas eléctricas en el cerebro, para que una ICC pueda reconocer entre las diferentes respuestas primero es necesario determinar cuáles serán las características útiles y de interés de la señal de entrada, posteriormente se elige un algoritmo que permita extraer dichas características.

En la Tabla 4.1 se describe brevemente los diferentes métodos de extracción que se ocupan actualmente en el desarrollo de ICC [2],[42],[64],[65].

Tabla 4.1: Breve descripción de las técnicas para la extracción de las características de señales cerebrales [2],[42],[64].

Métodos de extracción		Descripción del método
Reducción de dimensiones	Análisis de componentes principales PCA	<ul style="list-style-type: none"> Método estadístico Transforma un conjunto de variables correlacionadas en un conjunto de variables no correlacionadas.
	Análisis de componentes independientes ICA	<ul style="list-style-type: none"> Método estadístico Busca proyecciones lineales Reducción de ruido y dimensiones. Descompone la señal en diferentes componentes independientes útiles para la eliminación de ruido.
Métodos espaciales	Patrones espaciales comunes CSP	<ul style="list-style-type: none"> Proyecta las señales cerebrales multicanal en un subespacio donde las diferencias entre clases se destacan y las similitudes se reducen
Dominio de la frecuencia	Transformada de Fourier FFT	<ul style="list-style-type: none"> Comprende la transformada rápida de Fourier (FFT) y la transformada discreta de Fourier (DFT). Descompone la señal en sus componentes de frecuencia y determina sus intensidades
Dominio del tiempo	Modelo Autorregresivo AR	<ul style="list-style-type: none"> Útil para la extracción de características con respecto al dominio del tiempo Toma en cuenta la correlación de las mediciones actuales frente a sus antecesoras.
Tiempo - Frecuencia	Transformada continua de Wavelet CWT	<ul style="list-style-type: none"> Es el método más eficaz para la extracción de información de señales no estacionarias, ya que amplía un método versátil para la representación de la frecuencia temporal de una señal.
	Transformada discreta de Wavelet DWT	<ul style="list-style-type: none"> Reduce la redundancia y la complejidad de CWT. Divide la señal de EEG en superposición de ventanas y realiza clasificación.
	Transformada de Hilbert-Huang HHT	<ul style="list-style-type: none"> Técnica de análisis de datos auto adaptativa que comprende la descomposición en modo empírico y análisis espectral de Hilbert. Puede funcionar en señales estacionarias y no estacionarias.

4.5. Clasificación de las características

Una vez que se han extraído las características requeridas de la señal, estas deben clasificarse adecuadamente utilizando un clasificador, el cual se encarga de designar límites entre varios objetivos en el espacio de características para poder separar e identificar cada una de ellas como perteneciente a una clase, especie, tipo, etc., para que de esta manera a cada clase se le pueda asociar una tarea o acción.

En la Tabla 4.2 se describe brevemente los métodos de clasificación más utilizados actualmente en el desarrollo de las ICC [2],[42],[64],[65].

Tabla 4.2: Breve descripción de los métodos de clasificación de señales EGG [2],[42],[64].

Métodos de clasificación		Descripción del método
Modelo generativo	Análisis Bayesiano	Este modelo utiliza conocimientos estadísticos, obtiene la probabilidad posterior según la probabilidad previa de un vector de características para pertenecer a alguna clase en particular. La clase que tiene la máxima probabilidad es aquella a la que pertenece el vector de características.
Clasificadores lineales	Análisis discriminante lineal LDA	Utiliza una función lineal para clasificar los datos en clases mutuamente excluyentes y exhaustivas asumiendo que los datos provienen de una mezcla gaussiana. Utiliza hiperplanos para separar las clases según la función discriminante
	Máquina de soporte vectorial SVM	Este es un clasificador binario que utiliza un hiperplano discriminante para distinguir entre dos clases, maximiza la distancia entre los puntos de datos de entrenamiento más cercanos y los hiperplanos que los separan; a los que están más cerca se les denomina vectores de soporte.
No lineal	Clasificador de vecinos más cercanos KNN	En este procedimiento las características que pertenecen a diferentes clases se agrupan en diferentes grupos mientras mantienen a los vecinos adyacentes en otro grupo. Considera k distancias métricas entre las características del conjunto de datos de prueba y las de las clases más cercanas para clasificar un vector de características.
	Redes neuronales artificiales ANN	Las redes neuronales artificiales son un algoritmo que trata de imitar el comportamiento biológico de una red neuronal, lleva a cabo la clasificación de las características a través de un entrenamiento. Comúnmente se componen de varias capas interconectadas, en las que cada capa toma muchos datos de entrada, luego, en función de un esquema de ponderación interna, produce una única salida que a menudo se envía como entrada a otra capa, el proceso se repite hasta completar cada capa y finalmente se clasifican en grupos o clases.
	Análisis discriminante cuadrático QDA	Utiliza matrices de covarianza para dividir a los diferentes grupos de características.
Métodos gráficos	Modelo oculto de Márkov HMM	Considerado como un proceso estocástico, lleva a cabo la clasificación basada en dos principios básicos: 1. La hipótesis de Márkov de primer orden: el estado actual depende solo del estado anterior. 2. La hipótesis de la independencia de la salida: la observación de la salida en el tiempo t depende solo del estado actual.

Para seleccionar el mejor método de adquisición, extracción y clasificación para el diseño de una ICC, es indispensable conocer los requerimientos y especificaciones de diseño para las que será construida, ya que a partir de estos se escogen las técnicas que mejor se adaptan al diseño.

Parámetros como la respuesta en tiempo, frecuencia, amplitud y localización en la corteza cerebral, así como el modelo de extracción son los factores más importantes y que dan pauta a realizar el entrenamiento y que serán de gran importancia para determinar la velocidad a la que un objeto detectado por el usuario se convierte en instrucciones para ejecutar una o más tareas [2],[42],[66].

4.6. Aplicación final - Neurofeedback

Esta sección consiste en crear el ambiente controlado, hardware y software necesarios para exponer frente al usuario los estímulos precisos, para medir la respuesta de estos por medio del sistema de adquisición. El medio por el cual se emiten los estímulos debe estar conectado directamente al sistema de adquisición y de procesamiento para que pueda generarse un Neurofeedback.

El Neurofeedback es un proceso que permite enseñarle al sujeto por algún medio una señal o acción de retroalimentación, lo que ayuda a los usuarios a controlar de una manera más consciente sus ondas cerebrales, además la retroalimentación sirve como información para poder optimizar una ICC.

Dependiendo de cada modelo de extracción es como se genera cada entorno para presentar los estímulos. Los medios más comunes consisten en cámaras anecoicas¹⁷, donde por medio de audífonos proporcionan diferentes señales a distintas frecuencias al usuario; otra forma es hacer uso de algún display en el cual se muestran tableros o imágenes que se presentan con parpadeos aleatorios a diferentes frecuencias.

Para generar la retroalimentación frecuentemente se generan instrucciones asociadas al sistema de procesamiento que permiten hacer la selección de letras, íconos, leds, etc. donde cada elemento está asociado a una frecuencia diferente; cuando se lleva a cabo la elección de un elemento el usuario e investigador son capaces de interpretar cada una como la intención del usuario y al mismo tiempo permite visualizar si se está llevando a cabo correctamente la elección.

¹⁷ Estancia diseñada para absorber en su totalidad las reflexiones producidas por ondas acústicas o electromagnéticas [112].

5. Diseño del proyecto

5.1. Metodología

Para lograr el objetivo, se debe trabajar mediante una metodología de diseño, la cual proporciona una estructura de pasos a seguir para garantizar un trabajo exitoso. Para este trabajo se propuso utilizar la “Metodología de Ulrich” que presenta en su libro “Diseño y Desarrollo de Productos” [67], la cual tiene un planteamiento bastante ordenado que permite la identificación del problema y un análisis exhaustivo de todos los bloques que conforman la solución al mismo, de tal manera que asegura la calidad de lo que se diseña.

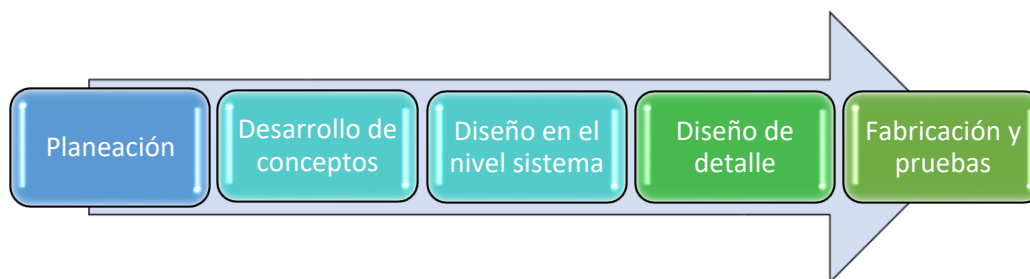


Fig. 5.1: Proceso genérico de desarrollo de un producto, adaptado con base en la metodología de Ulrich [67].

El primer paso es la planeación, la cual consistió en realizar un análisis del estado del arte para evaluar las ventajas y desventajas de las tecnologías y trabajos relacionados con el tema y de esta forma identificar las oportunidades y necesidades que se deben cubrir, con base en ello en la sección desarrollo de conceptos se generó una lista de requerimientos técnicos y especificaciones que se deben cumplir, los cuales en conjunto conforman el concepto del proyecto.

De igual manera el análisis del estado del arte permitió conocer que técnicas de extracción de características (ver Tabla 4.1) son las más utilizadas para este tipo de desarrollos, éstas técnicas son analizadas en la etapa de diseño a nivel sistema, junto todas las posibles soluciones que satisfacen cada necesidad de cada uno de los subsistemas de la ICC (ver Fig. 4.1), este análisis permitió hacer una selección justificada de cada uno de los elementos que conforman este proyecto.

En la sección diseño de detalle se describen las características técnicas de cada elemento y como se lleva a cabo la comunicación entre cada uno de los subsistemas, después se describe detalladamente como se realiza la fabricación de cada subetapa para crear el sistema completo, respetando siempre cada una de las decisiones tomadas en las secciones anteriores.

Con el sistema construido llega la etapa de experimentación, en la que a un sujeto de prueba se le realizó la medición de la actividad cerebral, se efectuó el análisis del conjunto de señales obtenidas y se hizo una evaluación de los resultados, mismos que permitieron identificar las áreas que hay que mejorar para el trabajo a futuro.

5.2. Planeación con base en el estado del arte

De acuerdo con los objetivos planteados al inicio del presente trabajo, se decidió seleccionar uno de los sistemas de adquisición ya existentes que se exponen en el capítulo 2 (ver Tabla 2.1), para centrar la mayor atención en el tratamiento y clasificación de la señal bioeléctrica, y de esta manera generar una propuesta de clasificador y de sistema de comunicación para implementar en una ICC, creando una propuesta flexible, de fácil configuración y de fácil adquisición para los usuarios finales, sin embargo, para elegir el mejor sistema es necesario establecer los requerimientos de diseño y seleccionar aquel que cumpla con las características deseadas, para ello se analizan las ventajas y desventajas de los trabajos presentados en el capítulo 2.

Para lo anterior primero es necesario explicar dos conceptos importantes dentro del campo de las ICC y que surgen del estado del arte, estos son:

- Exactitud

Se refiere al número de predicciones correctas realizadas por el modelo entre un grupo de varios elementos en un determinado número de pruebas [2],[3],[64],[68].

$$P = \frac{Vp + Vn}{Vp + Fp + Fn + Vn} * 100 \dots (5.1)$$

Donde

Vp: Verdaderos positivos.

Vn: Verdaderos negativos.

Fp: Falsos positivos.

Fn: Falsos negativos

- Tasa de transferencia de información (ITR)

EL ITR representa la información en bits que se transfiere por minuto entre el usuario y la instrucción final para identificar dicho objetivo [3], esta medida depende directamente de la cantidad de elementos, del tiempo dedicado a los estímulos visuales y de la velocidad de los algoritmos de procesamiento [2],[3] [64][68]. La fórmula que describe lo anterior está dada por:

$$ITR (B) = \left(\log_2 M + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \left[\frac{1 - P}{M - 1} \right] \right) * \left(\frac{60}{T} \right) \dots (5.2)$$

Donde

M: Número de estímulos utilizados.

P: Exactitud.

T: Tiempo promedio para la selección de un objetivo.

Ambos conceptos están estrechamente ligados y son las principales métricas que sirven para evaluar el desempeño y la eficiencia de una ICC [3].

A continuación, se enlistan las que se consideran las principales ventajas y desventajas de los trabajos expuestos y que sirven como base para generar los requerimientos de este trabajo.

i. Ventajas

- Tiempo promedio para generar una instrucción \leq a 4 [s].
- Tiempo promedio para elegir un símbolo o carácter objetivo \leq a 1.5 [s].
- Transferencia de información promedio de 39.89 bits/minuto.
- Exactitud promedio de 91.99 %.

ii. Desventajas

- Ninguno de los sistemas es autónomo, requieren conexión física (cableado) a una computadora para funcionar.
- Para algunos sistemas se requiere el uso de gel conductor que puede resultar incomodo a largo plazo, además de que limita el tiempo de medición.
- Sistemas no vestibles y/o ergonómicos.
- Ninguna interfaz es funcional en otros medios digitales como teléfonos o tablets.
- Varias propuestas requieren elementos adicionales de hardware.
- Algunos sistemas requieren de un entrenamiento previo por parte del usuario.

Otro punto importante que hay que resaltar de la investigación del estado del arte es que los métodos más utilizados para crear un sistema de comunicación es mediante el uso de los modelos de extracción P300 y SSVEP (ver Tabla 4.1), esto es principalmente porque los estímulos son visuales lo que permite el uso de tableros iluminados, en su mayoría no requieren de un entrenamiento previo por parte del usuario y presentan una respuesta con una mínima latencia además de que se ha demostrado que estos métodos alcanzan alto grado de exactitud. Por lo anterior surge la tarea de profundizar en ambos métodos en la sección “diseño a nivel sistema” y seleccionar el más apropiado siguiendo los requerimientos de diseño.

5.3. Generación de conceptos

Basado en el capítulo anterior se propone desarrollar una ICC que permita crear un canal de comunicación para personas con problemas de comunicación verbal y/o escrita, el compromiso en el diseño es crear una configuración que alcance un alto grado de precisión con la mayor transferencia de información por unidad de tiempo y que permita la implementación efectiva en tiempo real, así mismo debe cumplir con las características que describen un sistema vestible.

Los requerimientos técnicos propuestos se enlistan a continuación:

- Sistema de adquisición no invasivo, capaz de medir señales con amplitud de 0.5 – 60 [μ V].
- Sistema capaz de medir señales en un rango de frecuencia de 0.5 – 100 [Hz].
- Sistema con una exactitud $\geq 90\%$.
- Sistema con una tasa ITR ≥ 40 [bits/min].
- Sistema de código abierto.
- Tiempo de respuesta con mínimo retardo.
- Tiempo para ejecutar una instrucción ≤ 5 [s].
- Tiempo para identificar un objetivo ≤ 1.5 [s].
- Robusto ante ruido o perturbaciones.
- Autonomía de al menos 8 horas continuas por batería.
- De fácil manipulación y configuración.
- Seguro, que no genere afectaciones al usuario.
- Que el producto final sea accesible en términos económicos.
- Compatible con diferentes dispositivos electrónicos (computadora, celular, tabletas electrónicas, etc.).

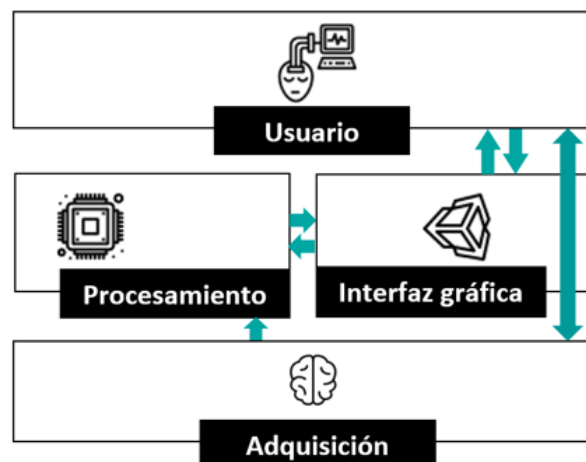


Fig. 5.2: Arquitectura del concepto propuesto.

5.4. Diseño en el nivel sistema

En esta sección se busca definir las necesidades técnicas que se requieren para la construcción de este proyecto, buscar las diferentes opciones tecnológicas y principios de trabajo del concepto generado que cubren cada necesidad, al generar varios conceptos se analizan cada una de las opciones viables a fin de seleccionar uno solo que constituya el concepto final para este trabajo.

Para iniciar el diseño a nivel sistema es necesario trabajar de manera independiente en cada uno de los bloques que compone el funcionamiento de una ICC (ver Fig. 4.1).

5.4.1. Bloque de adquisición

Para elegir cada uno de los elementos que conforman el sistema de adquisición, es necesario establecer las características en amplitud y frecuencia de la señal de entrada, cuyos valores dependen del modelo de extracción seleccionado. Por ende, el primer paso es hacer la selección del modelo de extracción y a partir de este generar los requerimientos para el método de medición, número y tipo de sensores necesarios, así como el tipo de contacto y ubicación que deben tener sobre el usuario.

5.4.1.1. Selección del modelo de extracción

En el capítulo 5 se estableció que los mejores modelos de extracción para crear un sistema de comunicación para ICC son mediante SSVEP y la onda P300. En la Tabla 5.1 se exponen algunos de los resultados de un estudio que realizaron los investigadores Jing Zhao, Wei Li y Mengfan Li [69], su trabajo consistió en estudiar la respuesta de los movimientos de un robot asociados a instrucciones provenientes de técnicas SSVEP y P300, para evaluar las diferencias y eficiencias utilizaron los mismos estímulos visuales, el mismo sistema de procesamiento y clasificación así como los mismos 7 sujetos en cada prueba.

Tabla 5.1: Resultados de la comparativa de los métodos SSVEP y P300 [69],[70].

Método	Latencia de la señal a partir del estímulo [ms]	ITR [bits/min]	Tiempo para generar una instrucción [s]	Precisión [%]	Dificultad de entrenamiento
ERP (Onda P300)	≈ 300	18.8	≈ 6.6	91.3	Baja
SSVEP	≈ 100	24.7	≈ 3.6	90.3	Baja

Los resultados que obtuvieron se basan en un total de 70 muestras e indican que haciendo uso de la técnica SSVEP el tiempo para generar una instrucción está por debajo de los 4 segundos, con una exactitud promedio del 90.3% y una ITR de 24.7 [bit/min], mientras que con P300 se obtuvo una exactitud mayor del 91.3% pero hubo un decremento en el ITR con 18.8 [bits/min] y demoró el doble de tiempo para generar una instrucción.

De acuerdo con investigaciones sobre cada metodología la latencia para P300 es mayor que para SSVEP [70], lo que se ve reflejado directamente en el tiempo que demora una instrucción en ejecutarse, lo que explica los resultados del estudio expuesto en el párrafo anterior.

Alguna de las principales ventajas para P300 es que se pueden alcanzar grandes valores de exactitud, sin embargo existe una estrecha relación entre el número de canales y esta, ya que se requiere de un mínimo de 8 canales para considerar válida la medida de la actividad cerebral porque con un menor número de canales la exactitud presenta una caída considerable de hasta 76% [71], otra ventaja es que el procesamiento de las señales no depende de la frecuencia de los estímulos visuales ya que estudia únicamente la amplitud de las señales que aparecen 300 [ms] después del estímulo, no obstante esto impacta directamente en el tiempo final para ejecutar una instrucción, como ya se mencionó anteriormente, una desventaja más es que los estímulos deben seguir un orden matricial, mientras más grande sea la matriz, mayor será el tiempo de respuesta.

Por otro lado, para SSVEP no se requiere de un arreglo matricial ni de un mínimo de elementos, este método depende únicamente de la frecuencia a la que parpadean los estímulos visuales, lo que expande la gamas de posibilidades de estímulos que puede ser utilizados, estos pueden ser (un tablero, leds, etc.), esto se traduce en menor tiempo de respuesta porque acota las frecuencias de interés que hay que estudiar en el sistema de procesamiento [71], otra ventaja significativa radica en el hecho de que para obtener una señal válida se requiere de un mínimo de 4 canales que pueden ser colocados en diferentes posiciones dentro de la región occipital, lo que brinda una ligera libertad de decisión, una de las desventajas es que puede causar fatiga al usuario al estar expuesto a diferentes elementos que parpadean a diferente frecuencia.

Tomando en cuenta las ventajas y desventajas, así como el estudio comparativo se optó por utilizar el modelo SSVEP que es más eficiente con una respuesta más rápida a la actividad mental del sujeto y presenta menos dependencia de la selección y número de canales además los sistemas basados en este modelo muestran que se puede lograr una exactitud mayor al 90%.

5.4.1.2. SSVEP

En 1996 D. Regan fue uno de los primeros en realizar estudios que analizaban la respuesta VEP¹⁸ y la relación de la actividad eléctrica cerebral ante diferentes estímulos de luz a una frecuencia constante superior a los 6 Hz, Regan observó que existía una zona de activación en la corteza cerebral donde tiempo después de centrar la atención en la luz había una respuesta del cerebro, después de procesar esta señal notó que existía una correlación entre la frecuencia de la luz emitida y la señal de estudio, ya que se formaba una señal cuasi sinusoidal la cual tenía una amplitud variable, pero con la misma frecuencia constante por algunos instantes [72],[57] a este tipo de respuesta en función de un estímulo visible se le denominó como potenciales evocados visualmente en estado estacionario[2],[66]. La zona específica de la corteza cerebral donde se puede registrar la respuesta para este método es en la región occipital y

¹⁸ Visual Evoked Potentials: Exploración Neurofisiología que evalúa la respuesta del SNC frente a un estímulo conocido o normalizado.

parietal [2],[64],[72], para colocar de forma correcta los sensores de medición para este y los demás modelos de extracción, la Federación Internacional de Neurofisiología Clínica (IFCN, por sus siglas en inglés) creo en 1958 un estándar al que nombró “Sistema Internacional 10-20 para la colocación de electrodos” [73]. Este estándar describe la manera en la que deben estar distribuidos a lo largo de la cabeza siguiendo una proporción de 10% y 20 % entre los puntos de referencia: nasión¹⁹, inión²⁰ y los puntos preauriculares.

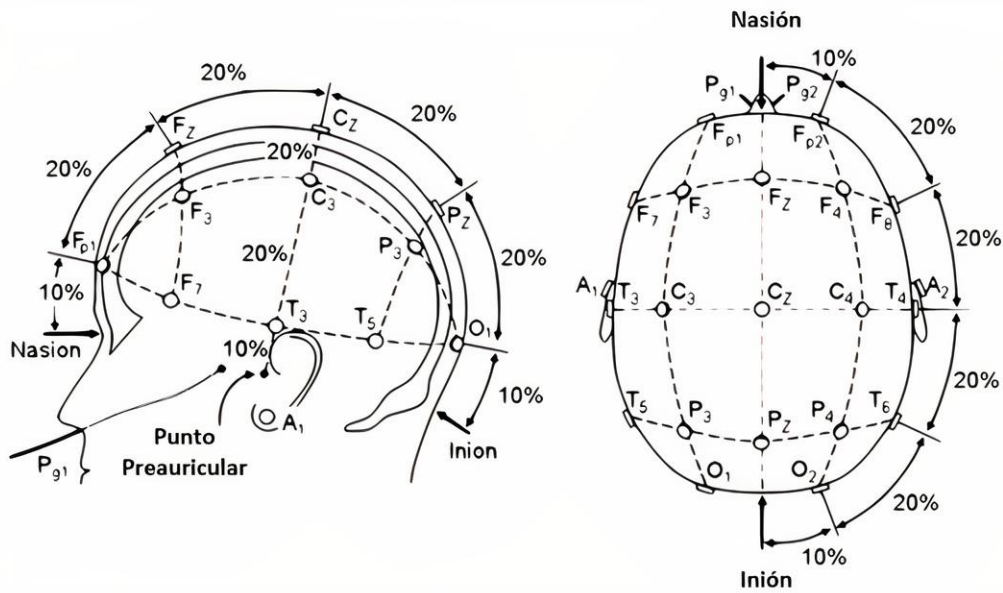


Fig. 5.3: Colocación de los electrodos de acuerdo al sistema internacional 10-20, a la izquierda vista lateral, a la derecha vista superior [2],[74].

Como se observa en la Fig. 5.3 cada sitio tiene una letra para identificar el lóbulo y un número para identificar la ubicación del hemisferio, los números 2,4,6,8 son los sensores colocados en el hemisferio derecho y 1,3,5,7,9 los del hemisferio izquierdo [73].

Tabla 5.2: Identificadores de los electrodos para el sistema internacional 10-20 [2],[74].

Electrodos	Lóbulo
F	Frontal
T	Temporal
C	Central ²¹
P	Parietal
O	Occipital

¹⁹ Punto entre la frente y la nariz.

²⁰ Protuberancia en la parte posterior del cráneo.

²¹ No existe un lóbulo central únicamente se utiliza para ubicar la parte central del cráneo (Cz).

Siguiendo este sistema para un estudio SSVEP, los sensores deben ser colocados en los sitios Oz, O1, O2, Pz, P3, P4 y en las zonas circuncidantes [64],[75].

Cada sensor colocado puede representar un canal de medición siempre y cuando todos los sensores compartan un mismo punto de referencia, con esta lógica tendríamos un total de 6 canales y un punto de referencia, a esta forma de medición se le conoce como canales monopolares. Otra forma de crear canales es medir la diferencia entre diferentes puntos, donde cada uno tiene su propio punto de referencia, a esta forma se le conoce como canales diferenciales.

En 2019 Elena Marx, Mihaly Benda e Ivan Volosyak, presentaron su trabajo titulado “Optimal Electrode Positions for an SSVEP based BCI”, en el cual determinan el número y tipo de canales óptimos para el modelo de extracción SSVEP, basado en una serie de pruebas realizadas a 17 personas [75].

Tabla 5.3: Resultados de un estudio para determinar el número de canales óptimo para SSVEP [75].

Número de sensores	Exactitud %	ITR [bits/min]
16	94.61	27.50
6	91.27	24.09
4	93.22	23.23

En la Tabla 5.3 se muestran los resultados que obtuvieron al realizar mediciones con 16, 6 y 4 sensores , como se aprecia al disminuir la cantidad de sensores utilizados no existe una decremento significativo en la exactitud alcanzada y en la tasa de transferencia de información, para lograr estos resultados los autores utilizaron una variante del sistema 10-20, la cual determina nuevas posiciones para los electrodos con una proporción del 10%, a esta variante se le renombra como sistema internacional 10-10, Fig. 5.4.

Al hacer uso de este nuevo sistema los autores lograron reducir significativamente el número de sensores empleados para la medición de eventos tipo SSVEP colocando los sensores en lugares más óptimos, en los resultados además proponen cuales son las mejores posiciones para la colocación de sensores y creación de canales de tipo monopolar [75].

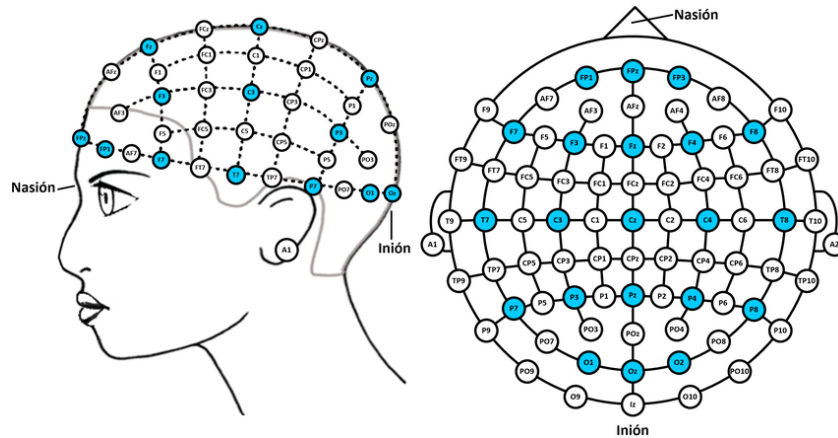


Fig. 5.4: Esquema de posiciones de los electrodos. Los círculos de color azul al sistema internacional 10-20 y en blanco las posiciones introducidas a la extensión 10-10 [76]

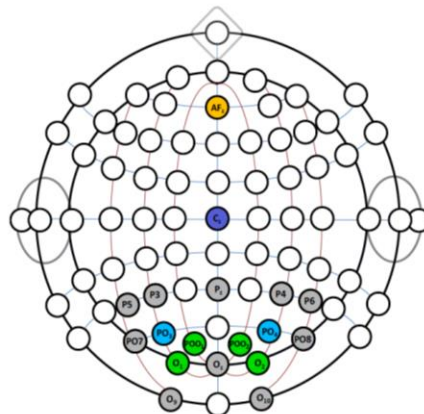


Fig. 5.5: Esquema que muestra en verde las cuatro posiciones más óptimas de los sensores de trabajo y los siguientes dos mejores en azul. El amarillo marca el sensor de tierra usado, y Cz marcado en púrpura muestra la ubicación del punto de referencia [75].

Como conclusión presentan que la reducción a 4 sensores como mínimo, aún proporciona una respuesta confiable con altos grados de exactitud, lo cual abre la oportunidad a crear sistemas de medición que sean menos invasivos y causen menor fatiga al usuario. Además, el rango de frecuencias que puede ser medido por este modelo comúnmente está entre el rango de 4 a 60 [Hz], donde las frecuencias por debajo de los 18 Hz producen la mejor respuesta en amplitud.

5.4.1.3. Selección del método de adquisición.

En la sección anterior se determinó que el modelo de extracción es por medio SSVEP, este determina en la literatura que la colocación de los sensores debe ser de tipo superficial (no invasivo), por lo que para la selección del modo de medición se toman en cuenta solo aquellos que cumplen esta característica.

Tabla 5.4: Tabla comparativa de varias tecnologías de monitoreo de la actividad cerebral de tipo no invasivo[2],[49].

Método	Propiedad física	Colocación de los sensores	Frecuencia de medición [Hz]	Amplitud típica	Resolución temporal ²² [ms]	Resolución espacial ²³ [mm]	Complejidad en hardware	Portabilidad
fMRI	Flujo de sangre	Remoto ²⁴	-	-	1,000 - 2,000	1 – 10	Alta	Baja- Media
PET	Flujo de sangre	Remoto	-	-	~ 60,000	1 – 5	Alta	No
MEG	Potencial magnético	Remoto y/o directo	2 – 100	> 10 -14 T	~ 1	2 – 3	Alta	No
EEG	Potencial eléctrico	Directo ²⁵	0.1 – 100	> 100 μ V	1 – 5	10	Media	Media - Alta

En la Tabla 5.4, se encuentra una breve descripción de las características de las técnicas de este tipo; tomando en cuenta la portabilidad, los únicos métodos que cumplen son fMRI y EEG, sin embargo, fMRI presenta una alta complejidad en hardware que requiere un equipo médico especializado, además posee un alto valor en resolución temporal que afectaría directamente el tiempo de respuesta de todo el sistema. En cuanto a métodos directos, los únicos que cumplen son EEG y MEG, sin embargo, MEG no es un sistema portable, requiere de un ambiente controlado, por otro lado, es la técnica que presenta mejor resolución temporal. Por lo anterior se seleccionó EEG como método de adquisición, principalmente porque la propiedad física que mide es un potencial eléctrico, además de ser un método directo, con un alto grado de portabilidad, tiempo corto de resolución temporal, capaz de medir el rango de frecuencia establecido y no es de gran complejidad en hardware, como desventajas principales esta la respuesta en resolución espacial, la cual estará en función del número de sensores que se utilicen.

5.4.1.4. Electroencefalografía

De acuerdo con la literatura la primera máquina de EEG fue presentada al mundo por Hans Berger en 1929 quien era un reconocido neuropsiquiatra de la Universidad de Jena en Alemania [77]. Este método consiste en conectar pequeños discos de metal (sensores) llamamos “electrodos superficiales” sobre el cuero cabelludo, éstos son capaces de captar la actividad eléctrica del cerebro, posteriormente la información recolectada es enviada a un circuito de entrada de amplificación y bajo otros procesos es posible conocer la intensidad de las ondas cerebrales presentes [78],[79].

²² Capacidad de un equipo de distinguir diferentes puntos separados en el espacio[2].

²³ Periodo de tiempo en el que el equipo adquiere la información[2].

²⁴ Cama dentro de un equipo médico tubular [49].

²⁵ Colocados directamente sobre el cuero cabelludo.[49].

5.4.1.5. Selección de los electrodos

Los electrodos son la parte esencial en un estudio de EGG, la importancia de elegir los adecuados radicar  en la calidad y precisión de las señales capturadas.

Los electrodos se clasifican en las siguientes categorías:

- Electrodos húmedos activos.
- Electrodos húmedos pasivos.
- Electrodos secos activos.
- Electrodos secos pasivos.

Los electrodos húmedos utilizan un material en gel o pasta electrolítica como conductor entre la piel y el electrodo, mientras que los electrodos en seco consisten en un solo metal que funge como conductor entre la piel y el electrodo [80]. Para ambos casos existe la variante de pasivos o activos, aquellos que son activos cuentan con un módulo de pre-amplificación inmediatamente después del material conductor lo cual permite pre amplificar la señal antes de la amplificación y procesamiento de la señal en un sistema externo, los pasivos no cuentan con un módulo de pre-amplificación en su lugar la conexión del electrodo va directamente hasta el equipo externo de amplificación y procesamiento [81].

De acuerdo con lo anterior existen 4 posibilidades para la selección de los electrodos para un método de EGG, estas son: [80]

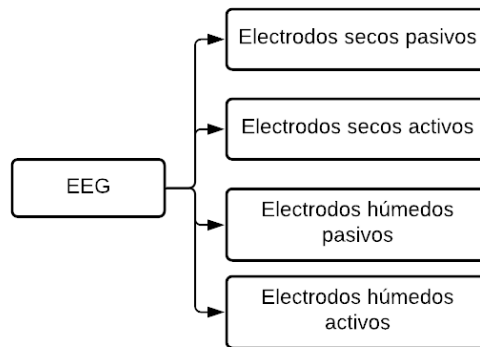


Fig. 5.6: Combinaciones disponibles para un estudio de EEG.

Para hacer una correcta elección del tipo de electrodos una de las principales características que se debe tomar en cuenta es el valor de la impedancia entre el electrodo y el tejido, el cual debe ser un valor menor en comparación con la impedancia de entrada al amplificador en la etapa de amplificación, otro factor importante es el material del electrodo, el cual debe ser de materiales específicos que permitan una mejor conducción para evitar la presencia de ruido al momento de la medición [81].

De acuerdo con la literatura los electrodos húmedos han sido los más utilizados para aplicaciones neurofisiológicas en especial para estudios de EGG, la mayoría de estos electrodos presentan valores de

impedancia que está por debajo de los 5000 $[\Omega]$ [81]. Sin embargo una de las desventajas que sufren estos electrodos, es que al hacer uso de un gel requieren lentos y meticulosos procesos de preparación antes de la medición, además de que el tiempo en el que se puede registrar la actividad está en función del tiempo que tarde en secar el gel, aunado a que la constante aplicación del gel puede generar lesiones o reacciones alergias en la piel; es por eso que este tipo de electrodos no son adecuados para una medición contante y de larga duración [82].

Como una alternativa ante las limitaciones de los húmedos existe el uso de los electrodos secos, aunque suelen presentar niveles de impedancia más altos por la falta de gel, resuelven el problema de las mediciones de larga duración, además de que no requieren de una preparación previa y por ende son de una fácil configuración.

Para ambos casos existe la posibilidad de usar electrodos activos, estos al contar con una etapa de pre-amplificación proporcionan una señal de mejor calidad, sin embargo, los sistemas de pre-amplificación son comúnmente sistemas de alto costo además de que requieren de sistemas de amplificación específicamente desarrollados para cada una de las diferentes marcas de electrodos activos, como consecuencia estos se convierten en opción poco viable [60],[82],[83].

Por lo anterior se considera utilizar electrodos de tipo seco y pasivos, aunque estos presentan altos valores de impedancia y recolectan señales que pueden ser de baja calidad respecto a los electrodos húmedos, es un problema que puede resolverse en la etapa de amplificación y procesamiento de las señales [81].

5.4.1.6. Selección del dispositivo de adquisición

Basado en las secciones anteriores se determina una lista de requerimientos básicos que debe cubrir el dispositivo de adquisición.

- Sistema de adquisición de tipo no invasivo basado en EEG compatible con electrodos secos.
- Que tenga o permita la entrada de al menos 4 canales de tipo monopolar.
- Capaz de medir señales en un rango de frecuencia de 6 – 18 [Hz].
- Que tenga protocolos de comunicación integrados para el envío de datos.
- Portátil.
- En caso de que requiera de un software especializado, que este sea de licencia libre.

Considerando lo anterior en la Tabla 5.5 se muestra un cuadro comparativo con las principales ventajas y desventajas de los dispositivos disponibles que cumplen con las características antes mencionadas y que tienen un precio por debajo de los \$20,000 MxN.

Tabla 5.5: Comparativa de las ventajas y desventajas de los sistemas de adquisición disponibles [10],[14],[30]

Empresa y Modelo	Ventajas	Desventajas	Precio MxN ²⁶
ADS1299EEGFE PDK “Performance Demonstration Kit”	<ul style="list-style-type: none"> Permite la entrada de 8 canales que pueden ser monopares o diferenciales. Ganancia programable. Cuenta una herramienta de análisis que incluyen osciloscopio, FFT e histograma, pero con retardo. 	<ul style="list-style-type: none"> Grandes dimensiones lo que lo dificulta convertirlo en un sistema vestible. El sistema requiere de un Shield MMBO, para permitir el envío de datos a una computadora y para implementar el protocolo SPI. No permite el procesamiento de datos en tiempo real. 	\$4,423.00
OPEN BCI “Ganglion Board”	<ul style="list-style-type: none"> Dimensiones pequeñas, que le permiten implementarse en un sistema vestible. Resolución de 24 bits de la señal de salida. IDE²⁷ de programación de licencia libre que permite la visualización de los datos en tiempo real y herramientas de análisis como FFT, histogramas. Permite el envío de datos por protocolos Bluetooth, UART, LSL, SPI, entre otros. Permite el almacenamiento local. 	<ul style="list-style-type: none"> Permite la entrada solamente de 4 canales que pueden ser monopares o diferenciales. No tiene ganancia programable. El protocolo de comunicación que tiene es BLE²⁸ lo que puede limitar su compatibilidad con algunos dispositivos. 	\$5,535.27
Emotiv “Epoc X”	<ul style="list-style-type: none"> Buena resolución en bits (16 bits) de la señal de salida Puede proporcionar datos con o sin procesamiento. Es por sí mismo un sistema vestible con un total de 14 canales de tipo monopolar 	<ul style="list-style-type: none"> Requiere de un IDE de programación sujeto al costo de una membresía renovable cada mes. El envío de datos por sus diferentes protocolos de comunicación depende del IDE de programación 	\$18,873.27

Los primeros dos dispositivos que se muestran en la tabla anterior consisten únicamente en tarjetas electrónicas diseñadas para llevar a cabo la adquisición, es decir que requieren la adaptación de los electrodos necesarios y posiblemente de algún otro elemento de hardware, sin embargo, esto permite la flexibilidad de adaptarse a las diferentes necesidades que requiere cada proyecto, entre ambos dispositivos el modelo diseñado por Open BCI tiene mejores beneficios, principalmente porque permite el procesamiento y envío de la información en tiempo real, lo cual es el parámetro más importante, además de que las dimensiones lo convierten en un elemento más eficiente para hacer un sistema vestible, a pesar de tener la capacidad de solamente 4 canales, anteriormente se determinó que es el mínimo requerido para diseñar un sistema completo conservando grandes valores de exactitud.

²⁶ Precios disponibles al año 2021, el precio no incluye IVA ni gastos de envío, calculado con tipo de cambio 1 USD = 22.23 MxN.

²⁷ En español, entorno de Desarrollo integrado.

²⁸ Bluetooth Low Energy

Por otro lado, el dispositivo diseñado por Emotiv, es una diadema completamente portátil que incluye los electros necesarios para medir la actividad en la región occipito parietal, además tiene más canales que permiten registrar actividad en otra áreas de la corteza, no requiere de elementos extra de hardware, únicamente elementos de software para una etapa de procesamiento, aunque el IDE de programación con el que cuenta ofrece la posibilidad de hacer un procesamiento, y determinar los niveles de concentración entre otras cosas, sin embargo, se requiere del pago de una membresía mensual con un costo de 29 USD, si bien existe una versión gratuita hay una serie de restricciones que limita el uso de la información que proporciona la diadema.

Por lo anterior y tomando como principal consideración los costos de obtención y mantenimiento se optó por elegir el modelo “Ganglion Board” de Open BCI, que cumple con todos los requerimientos establecidos, además al ser solo la tarjeta de electrónica esto amplía la gama de posibilidades en las que puede estar diseñado el sistema completo de adquisición, se requiere de un pago único y los programas para manejar la información son de licencia libre.

5.4.2. Bloque de procesamiento

Para llevar a cabo el acondicionamiento y procesamiento de las señales, es necesario determinar la mejor técnica de extracción y el mejor modelo clasificador, en este caso para SSVEP, estos determinan los requerimientos necesarios para implementar los algoritmos y hacer un tratamiento adecuado de las señales. Es necesario mencionar que, con base en uno de los objetivos particulares, que es crear una propuesta vestible, la búsqueda para el procesamiento se centra en elementos de hardware de mediana a pequeña dimensión que puedan ser acoplados al sistema de adquisición y que permitan emplear las operaciones necesarias para un procesamiento digital de señales.

5.4.2.1. Selección de la técnica de extracción de características

En la práctica se ha determinado que los algoritmos más empleados en señales EEG para la extracción de las características son: La transformada de Fourier, las transformadas Wavelet y los métodos autorregresivos [2],[42]. La selección de una técnica en específico está en función del modelo de extracción, por ello es vital comprender el comportamiento neurofisiológico y eléctrico que se desea estudiar, así como la información que puede proporcionar cada algoritmo matemático.

El investigador Sun Yuge, y sus colaboradores publicaron en su artículo los resultados de implementar Wavelet y métodos autorregresivos para evaluar cual presentaba mejores resultados. En [84] muestra que con el uso de Wavelet se alcanza una exactitud promedio del 80% mientras que para algunos sujetos se obtuvieron valores de 98.48%, mientras que para los métodos autorregresivos se obtuvo un promedio del 70%, en ambos casos bajo un modelo de extracción SSVEP, una de las observaciones más importantes que mencionan los autores, es que los métodos autorregresivos resultan menos oportunos de utilizar si bien proporcionan una muy buena resolución y estimación espectral solo es en segmentos muy cortos de la señal, además elegir el orden adecuado del modelo puede dificultar su aplicación.

Por otro lado los autores Tomonari, Mayank Dobriyal, Volakn Cetin y Francois Vialatte con sus respectivos equipos de investigación, defienden en sus trabajos [57],[58],[85],[86],[87] que usar la transformada de Fourier es el método más común para calcular el contenido espectral de una señal y afirman que la mayoría de las ICC basadas en SSVEP han aplicado la transformada de Fourier para averiguar las frecuencias presentes en las señales cerebrales.

La diferencia más notable entre usar la transformada de Fourier y Wavelet, es que con el primer método se obtiene el contenido espectral de una señal pero se elimina la información temporal, podría utilizarse una variante de Fourier denominada STFT²⁹ la cual es una transformada de Fourier con tamaño de ventana fijo, pero presenta desventajas como es que mientras más grande es la ventana de análisis existe una mayor pérdida en resolución temporal y una ventana más chica pierde resolución espectral, por otro lado la transformada Wavelet resuelve este problema ya que entrega una representación en tiempo y frecuencia de la señal mediante el uso de tamaños de ventanas variables.

Normalmente para un estudio de señales EEG con modelos P300 se utiliza la transformada Wavelet ya que las señales contienen información en alta frecuencia con una duración corta en tiempo, para el caso de un modelo SSVEP a pesar de las ventajas que ofrece se utiliza la transformada de Fourier, esto debido a que si bien este método matemático se emplea en señales periódicas y presentaría una desventaja sobre las señales cerebrales que son del tipo no estacionarias, los investigadores afirman que no existen desventajas significativas ya que el origen de la señal que se desea estudiar proviene de una señal estímulo que debe ser una señal periódica.

En la Fig. 5.7 se expone el resultado de un modelo SSVEP analizado con Fourier, la exactitud promedio es superior al 89 %, sin embargo, cabe mencionar que los resultados están en función de diferentes variables que pueden influir en los resultados, estas pueden ser, el medio y velocidad de procesamiento, el entorno, el número y tipo de estímulos, e incluso la respuesta por parte del usuario [57].

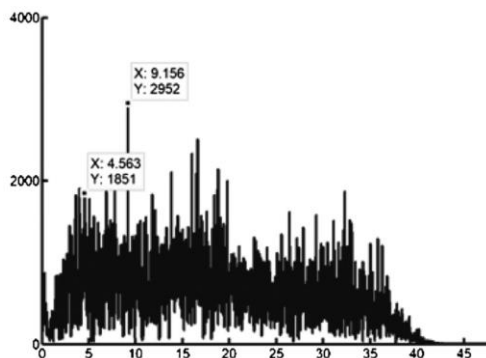


Fig. 5.7: Espectro de frecuencia de SSVEP que contiene el primer y segundo armónico de la frecuencia origen 4.46 Hz por [57].

²⁹ Short Time Fourier Transform

5.4.2.2. Selección del modelo clasificador

En el capítulo 3 se mencionaron los modelos de clasificación que existen entorno a las ICC, sin embargo, no existe una generalidad que establezca que un modelo sea mejor que otro, los resultados varían en función de las variables implícitas en el procesamiento de las señales. Entre los métodos que más destacan de tipo lineal son: análisis discriminante lineal (LDA) y en los de tipo no lineal son: máquina de soporte vectorial (SVM) y clasificador de vecinos más cercanos (KNN).

En [20] y [64] se muestran los resultados de comparar el clasificador SVM frente a LDA, en los experimentos participaron 8 [20] y 2 [64] sujetos respectivamente a los que se le solicitó ubicar un recuadro sobre un *display*, tras llevar a cabo el procesamiento utilizando Fourier se observó que el clasificador SVM da mejores resultados que LDA además presenta una ventaja ya que al elegir un subconjunto pequeño de la señal esto permite hacer la lectura con un menor número de electrodos, sin embargo, el uso de SVM puede tener complicaciones en un entorno que requiera la clasificación de más de un objeto, ya que tienen la limitación de que están diseñadas originalmente para problemas de clasificación binarios (dos clases), aunque existe la posibilidad de crear un conjunto de hiperplanos para añadir más clases de clasificación, el algoritmo básico de entrenamiento genera gran cantidad de vectores lo que puede demorar el procesamiento [42].

En dos experimentos diferentes en [20] y [88] se comparó el método LDA frente a KNN, los resultados para estas prueba reflejan mayor exactitud en la clasificación KNN para ambos experimentos; en el primero de ellos se utilizó un análisis mediante el uso de Wavelet y Fourier y la diferencia en exactitud fue del 15%, mientras que para el segundo caso la diferencia fue solo del 1.4% en un análisis de datos mediante Fourier.

Los resultados obtenidos de los estudios anteriormente mencionados han demostrado que los tres clasificadores son viables para ser utilizados en el análisis del conjunto de datos de EEG, sin embargo, la clasificación de las señales es una tarea difícil debido a la naturaleza no estacionaria, así como a los ruidos y artefactos que puedan permanecer después de la etapa de procesamiento. Por lo anterior para comparar y elegir el modelo más adecuado se decidió evaluar el desempeño de los tres clasificadores con una base de datos de EEG estandarizada, utilizando las mismas especificaciones del dispositivo de adquisición y procesamiento.

1.2.1.3. Selección de la unidad de procesamiento

Para llevar a cabo la etapa de procesamiento es preciso trabajar con un sistema que sea capaz de realizar algoritmos matemáticos a gran velocidad sobre señales digitales y que cuente además con una amplia capacidad de memoria, la primera propuesta sería utilizar una computadora con requerimientos básicos de operación junto con algún software de programación y cálculo matemático, sin embargo siguiendo el objetivo de crear una propuesta portátil se opta por el uso de un microprocesador diseñado específicamente para trabajar con señales digitales y que tiene por nombre Digital Signal Processing (DSP, por sus siglas en inglés).

Los DSP (16 a 32 bits) son sistemas basados en un microprocesador que tiene un conjunto de instrucciones, un hardware y un software optimizados para realizar operaciones numéricas a muy alta velocidad, además cuentan con la existencia de varias unidades de procesamiento (ALU, DMA, FPU) que pueden trabajar de forma paralela, asimismo tienen la capacidad de trabajar con diferentes formatos numéricos como: punto fijo y punto flotante [89].

Actualmente en el mercado existen numerosos fabricantes de DSP, pero los más populares son: Texas Instruments (TI), Analog Devices, Microchip y NXP. Para este trabajo nos centraremos en los dispositivos fabricados por TI, principalmente porque fue el primero en fabricarlo y a lo largo de la historia se ha mantenido como líder de esta tecnología [89],[90].

Texas Instruments engloba su conjunto de DSP mediante el prefijo TMS320 y dentro de este existen diferentes familias con diferentes características de rendimiento y a su vez en cada familia existen variantes de acuerdo con la generación a la que pertenece Fig. 5.8, TI ha ido orientando las familias de sus arquitecturas de DSP a tres principales campos [91],[92],[93].

- Control e Instrumentación.
- Comunicaciones, entretenimiento y aplicaciones de bajo consumo.
- Alto desempeño y video.

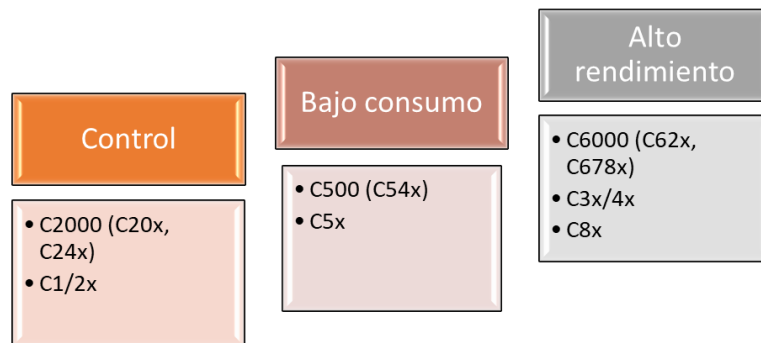


Fig. 5.8: Algunos miembros de la familia de DSP TMS320 de Texas Instruments [92],[93].

Sin embargo, TI no es ajeno al campo de la biomédica, de acuerdo con Alan Gatherer quien fue el jefe de departamento de imágenes médicas en Texas Instruments, en los últimos años diferentes modelos de familias han sido utilizados para procesamiento de imágenes de resonancia magnética, radiografías, ecografías, tomografías, electroencefalografías entre algunos otros procedimientos de señales biológicas. En términos generales no existen modelos específicos para cada una de las tareas antes mencionadas, sino que la selección del DSP se hace tomando en cuenta las características necesarias para el tratamiento de la señal, así como los requerimientos adicionales [94]. En lo que respecta a EEG, TI cuenta con un DSP TMS320VC5507 de la familia C55xx que está implementado en una MMBO board [95], la cual es una tarjeta que sirve como módulo de evaluación para numerosos convertidores analógico-digital que se utilizan en la instrumentación médica de EEG, es por lo anterior que, basado en las características principales de este DSP y los requerimientos de este proyecto, que el sistema de procesamiento debe cumplir lo siguiente:

- CPU ≥ 24 bits.
- Frecuencia ≥ 200 [MHz].
- Memoria ≥ 128 KB.
- RAM ≥ 64 KB.
- ROM ≥ 64 KB.
- Que admita protocolos de comunicación: Bluetooth, UART, LSL, y SPI principalmente.
- Compatible con kernels de software (filtros FIR, filtros IIR, FFT y otras funciones matemáticas).
- Compatibilidad con chips y placas de diferentes familias TI.
- Que sea programable en el entorno de desarrollo (IDE) Code Composer Studio (CCS).

5.4.2.3. Launchpad TMS320F28379D

Con lo anterior se opta por un modelo de la familia MCU C2000 (F28xx con memoria flash) se eligió esta categoría principalmente porque son unidades de 32 bits y están optimizadas para adquirir señales, procesar, optimizar el rendimiento y para el control en tiempo real [96], además el DSP está integrado en una tarjeta un gran número de periféricos, es decir que conjuntan la potencia del DSP con las prestaciones de un microcontrolador, lo que lo convierte en el sistema ideal para la parte experimental.

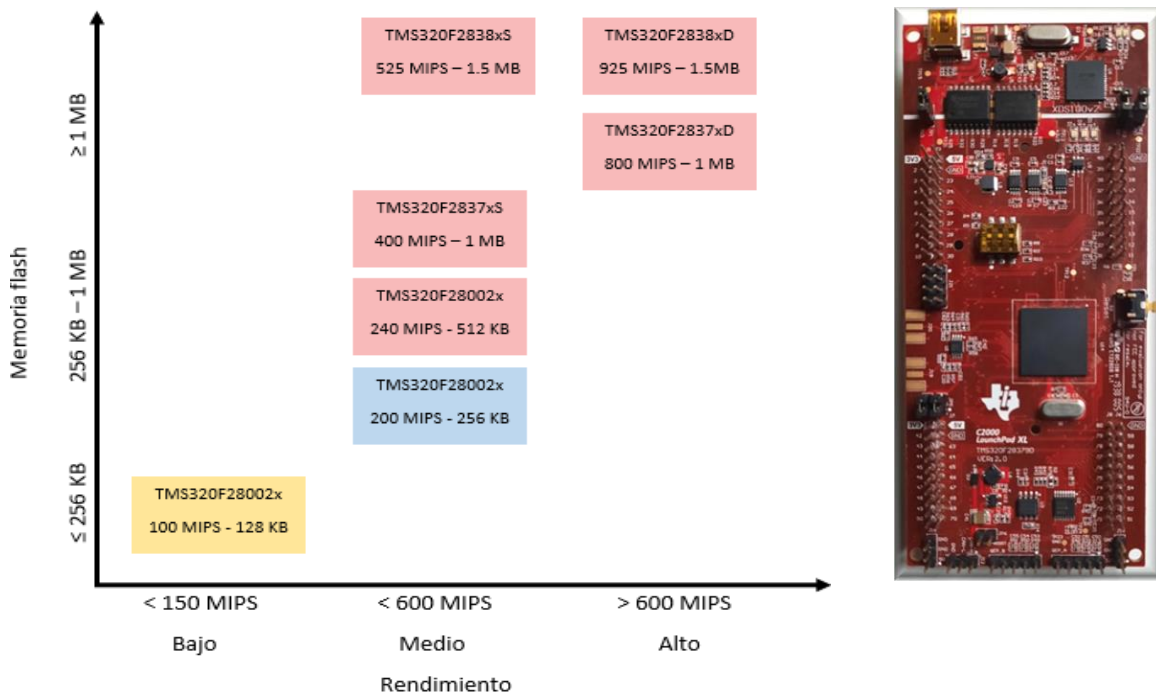


Fig. 5.9: A la derecha la familia de microcontroladores C2000 con memoria flash, a la izquierda el sistema seleccionado MCU TMS320F28379D [96].

Dentro de este grupo se encuentran diferentes modelos Fig. 5.9 que pueden satisfacer las necesidades requeridas, la unidad que fue seleccionada es TMS320F28379D que pertenece a la familia TMS320F2837xD.

5.4.3. Aplicación final

En la sección 4.6 se mencionó que la interfaz para la aplicación final, además de funcionar como el medio para generar y presentar los estímulos, tiene que servir como un medio de retroalimentación para el usuario, para que al hacer la selección de un elemento objetivo la unidad de procesamiento sea capaz de asignar una tarea o comando a dicho elemento.

Dada la naturaleza del modelo de extracción elegido, se propone desplegar en un *display* el diseño de un tablero dinámico que contenga los elementos del abecedario; conforme al objetivo de crear una propuesta vestible, la característica más importante a tomar en cuenta es que la interfaz debe ser programada para funcionar en diferentes entornos.

5.4.3.1. Selección del software de desarrollo

Para la creación de la interfaz se requiere además que la plataforma de desarrollo cumpla con los requisitos técnicos que se describen a continuación:

- Que tenga un motor gráfico.
- Que permita la comunicación e intercambio de datos con el sistema de procesamiento en tiempo real mediante alguno de los siguientes protocolos de comunicación:
 - *Bluetooth*
 - *SPI*
 - *SCI*
 - *I2C*

La primera propuesta fue utilizar *Windows Form*, esta es una tecnología de *Microsoft* que permite programar aplicaciones de *Windows*, por mucho tiempo varios programadores utilizaron esta herramienta por su fácil modelo de programación, la velocidad de respuesta y sobre todo porque permite conectarse con periféricos externos además de poseer otras herramientas que le permiten la comunicación con otros elementos [97], no obstante tiene dos grandes desventajas, la primera de ellas es que al ser una herramienta de *Microsoft* limita el uso de la interfaz a otros sistemas, la segunda es que podría considerarse una herramienta obsoleta comparada con las demás plataformas de desarrollo que existen actualmente.

La segunda propuesta y por la que se optó fue utilizar *Unity*, si bien es una plataforma de desarrollo para la creación de videojuegos tiene la ventaja que permite crear contenido interactivo (2D y 3D) en tiempo real, además es capaz de generar los paquetes de instalación para que los programas puedan funcionar en diferentes sistemas operativos y dispositivos electrónicos.

5.4.3.2. Unity



Fig. 5.10: Logotipo de Unity motor de videojuegos [98].

Esta plataforma creada en 2005 por Unity Technologies es actualmente uno de los motores de juego más avanzados y fluidos que se utilizan; no solo ofrece las herramientas para desarrollar juegos, sino que también permite probarlas y ofrece una gran cantidad de complementos que ayudan al buen funcionamiento de lo que se diseña.

Las partes principales que conforman esta plataforma son [98]:

- Un motor de juego que permite crear, probar y simular lo que se diseña en diferentes entornos tales como:
 - *Windows* (escritorio)
 - *Mac OS* (escritorio)
 - *Linux* (escritorio)
 - *iOS*
 - *Android*
- Una aplicación para unir el diseño o la interfaz de usuario con una opción de vista previa de los gráficos y una función de control de reproducción, para previsualizar el funcionamiento de la interfaz.
- Un editor de código que sirve para escribir el código de programación, aunque también permite la integración de editores de código independientes, los lenguajes comúnmente utilizados son:
 - *C #*
 - *JavaScript*³⁰

Finalmente, por su gran utilidad existe una extensa documentación y soporte que facilitan la creación de contenido en esta plataforma.

³⁰ Disponible en versiones anteriores a 2017.

5.4.4. Diseño en el nivel sistema propuesto

Con base en las elecciones tomadas en las secciones anteriores, resulta posible ilustrar en la Fig. 5.11 el resultado del diseño a nivel sistema en función de las subfunciones que lo componen.

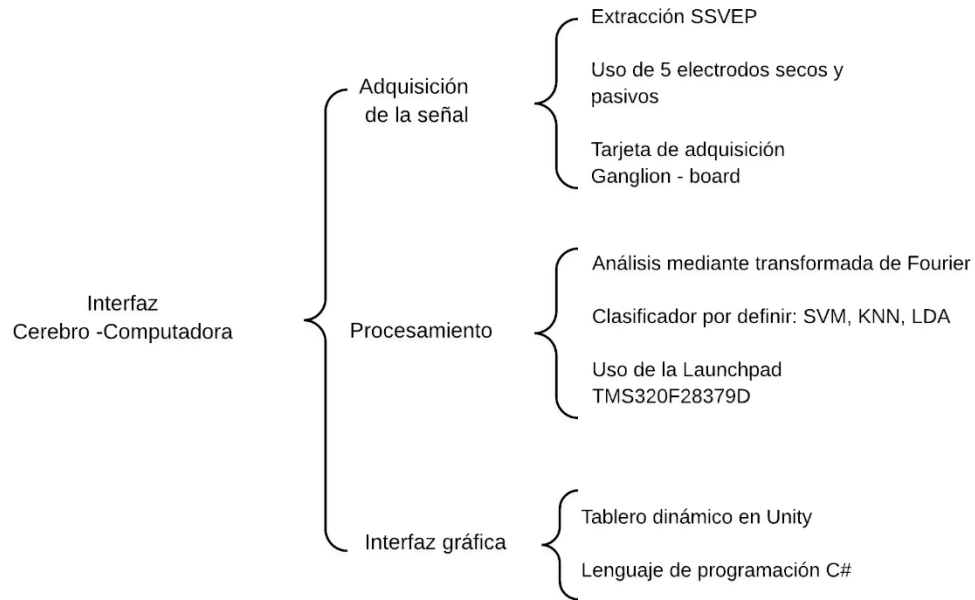


Fig. 5.11: Estructura del diseño a nivel sistema para el sistema de detección de señales EGG y diseño del sistema clasificador.

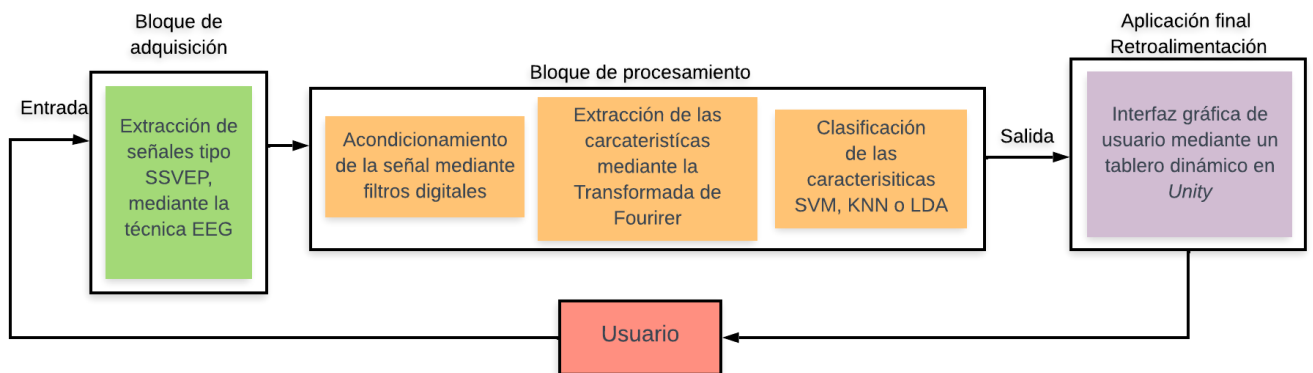


Fig. 5.12: Funcionamiento del desarrollo de ICC propuesta, adaptación de [2],[3],[20].

5.5. Diseño de detalle

Ahora que se conoce el diseño en el nivel sistema es posible dar información específica sobre las características que poseen las tecnologías en cada uno de los subsistemas que integran la ICC, para finalmente describir la arquitectura final. Todo lo anterior con el objetivo de establecer una visión clara del prototipo final y generar las bases para la fabricación y su implementación.

5.5.1. Configuración para la adquisición



Fig. 5.13: Tarjeta de adquisición de señales Ganglion Board [14].

La tarjeta Ganglion board de la Fig. 5.13 es un dispositivo de bio detección de alta calidad que tiene un software de código abierto y gratuito. Tiene la capacidad de medir potenciales eléctricos tales como: EMG³¹, ECG³², y la de mayor interés EEG, uno de los atributos que tiene es que tiene la capacidad de adquirir la señal bioeléctrica por medio de cuatro canales, amplificarla con una ganancia programada, y llevar a cabo una conversión analógica digital con un tamaño de palabra de 24 bits; la salida es de formato digital y esta puede ser enviada por medio de alguno de los protocolos de comunicación que posee a otros dispositivos o algún equipo de cómputo para realizar la etapa de procesamiento. A continuación, se muestra la ficha técnica.

Tabla 5.6: Ficha técnica de la tarjeta de desarrollo Ganglion Board [14].

Especificaciones	Descripción
Alimentación	3.7 a 6 V DC.
Consumo de corriente	14 mA cuando está inactivo, 15 mA conectado y en transmisión de datos.
Número de canales	4 canales que poder ser monopolares o diferenciales.
Frecuencia de muestreo	200 Hz cada canal.

³¹ Electromiografía.

³² Electrocardiografía.

Resolución	24 bits por canal.
Ganancia programada	20.6.
Dimensiones	De forma octagonal de 3 cm por lado.
Información adicional	<ul style="list-style-type: none"> • Para la obtención de las señales utiliza un chip MCP3912 y 4 amplificadores de instrumentación AD8237³³ • Cuenta con 12 pines GPIO, además de 4 entradas analógicas. • Tiene un filtro que corta las frecuencias por debajo de los 0.3 Hz, es decir que elimina ruido que puede provenir del parpadeo del usuario. • Tiene un acelerómetro de 3 ejes LIS2DH

A cada uno de los canales de la tarjeta se debe conectar un electrodo de tipo pasivo y seco, tal como se estableció la sección 5.4.1.5, en la Fig. 5.14 se muestran los que fueron seleccionados y la ficha técnica con sus principales características.



Fig. 5.14: Electrodo seco en forma de tentáculo fabricados en cobre y chapa de oro [99]

Tabla 5.7: Ficha técnica de los electrodos seleccionados [99].

Parámetro	Descripción
Tipo	Secos – pasivos
Modelo	Forma de tentáculo con 6 puntas de contacto, que se adaptan a la superficie del cuero cabelludo sin importar la densidad de cabello del usuario.
Material	Fabricados en cobre, con un recubrimiento de chapa de oro. Ambos materiales tienen gran conductividad eléctrica
Impedancia	Mayor a 10MΩ
Información adicional	El fabricante Dongguan Qings Peng cumple con la norma ISO 13485, que establece los estándares de calidad para la fabricación de instrumental médico.

³³ El diagrama de las conexiones de la tarjeta se puede visualizar completo en la sección de apéndices de este trabajo.

5.5.2. Configuración para la unidad de procesamiento

El modelo DSP TMS320F28379D que fue seleccionado tiene las características generales que se muestran en la Tabla 5.8³⁴

Tabla 5.8: Principales características de la tarjeta TMS320F28379D [100].

Especificaciones	Descripción
CPU	32 bits, arquitectura de doble núcleo, dos TMS320F28x
Frecuencia	200 MHz
Memoria flash	1024 KB
Unidades	Unidad matemática trigonométrica (TMU) Unidad de punto flotante con precisión IEEE 754 (FPU) Unidas de matemática compleja (VCU-II)
RAM	204 KB
Subsistema ADC	16 convertidores analógico-digital con resolución programable de 12, 16 bits
Millones de instrucciones por segundo (MIPS)	800
Periféricos del sistema	Hasta 168 GPIOs programables individualmente
Información adicional	<ul style="list-style-type: none"> • Permite el acceso directo a memoria a través de 12 canales DMA • Cuenta con 2 unidades CLA ³⁵ que permite ejecutar código independiente del CPU principal • Permite protocolos de comunicación: UART, CAN, SPI, SCI, I2C • Soporte en la plataforma Code Composer Studio • Compatible con C2000 para controladores de dispositivos

Para realizar el envío de datos de la tarjeta de adquisición directamente a la unidad de procesamiento se puede hacer mediante los protocolos SPI y SCI, la cantidad de datos proporcionados por la tarjeta por muestra y a una frecuencia de muestreo (F_s) de 200 Hz se ilustran en la Tabla 5.9.

Tabla 5.9: Tamaño en bytes de la información enviada a una $F_s = 200$ Hz.

	Tamaño por muestra	$F_s = 200$ Hz
Un canal	24 bits – 3 Bytes	600 bytes
Cuatro canales	96 bits – 12 Bytes	2400 bytes

³⁴ La hoja de especificaciones completa se encuentra en la sección de apéndices de este trabajo.

³⁵ Control Las Accelerator, es un acelerador que ayuda al proceso simultaneo de algoritmos matemáticos para punto flotante de 32 bits.

Una desventaja para el envío de datos es que al conectar físicamente ambas tarjetas (Ganglion Board y TMS320F28379D) para llevar a cabo la transferencia de información aumenta considerablemente el tamaño, ya que además es necesario añadir un sistema de alimentación para la unidad DSP, el aumento en las dimensiones no es factible para cumplir con el objetivo de un sistema vestible.

Una solución propuesta para la etapa experimental es enviar los datos directamente de la computadora al DSP, esto es posible porque la arquitectura de la tarjeta de adquisición permite el envío de datos a periféricos de la computadora a través de comunicación serial SCI; al puerto seleccionado está conectada la tarjeta TMS320F28379D la cual, por medio del mismo puerto es alimentada y recibe la información.

Para la adquisición se utiliza el registro del DSP **SCIRXBUF** el cual está designado a la lectura de datos de entrada, este solo es capaz de leer datos con tamaño de palabra de 1 byte por instrucción, lo cual implicaría una pérdida de información significativa proveniente del sistema de medición.

Tabla 5.10: Registro SCIRXBUF del DSP [100].

15	14	13	12	11	10	9	8
SCIFFFE	SCIFFPE	RESERVED					
R-0h	R-0h	R-0h					
7	6	5	4	3	2	1	0
SAR							
R-0h							

Sin embargo, una de las ventajas del DSP es que cuenta con módulos DMA los cuales permiten transferir datos a la memoria sin intervención del CPU, de esta manera es posible captar y reorganizar los datos en un esquema que permita un procesamiento más optimizado.

5.5.3. Configuración para la interfaz de usuario

Para la configuración de la interfaz gráfica se estableció previamente que se haría un tablero dinámico, esto es porque dada la naturaleza del modelo seleccionado los elementos que estén contenidos en la interfaz deben parpadear a frecuencias diferentes. Para elegir las frecuencias de oscilación el primer factor a tomar en cuenta debe ser la tasa de actualización del *display* sobre el que será desplegado el tablero [101], para este proyecto se trabaja con un monitor Asus VA24D a 60 [Hz], por lo que la interfaz no presentará inconsistencias para dispositivos que trabajen a la misma tasa.

Aunque existe una amplia gama de opciones que pueden ser seleccionadas en un rango entre 4 a 60 [Hz], existen tres condiciones que pueden restringir el uso [101],[102],[103]. La primera y más importante es que no pueden seleccionarse aquellas que sean múltiplos de otras; por ejemplo, si se escoge una frecuencia estímulo de 15 [Hz] no puede ocuparse los múltiplos como 15, 30, 45 y 60 [Hz], esto debido a que en el análisis espectral se puede considerar el estudio de los armónicos de la frecuencia de origen, y causaría confusión en la extracción y clasificación de las características [104].

La segunda condición radica en hacer la selección de un rango, el cual se divide en tres grupos [105]:

- Bajas frecuencias: 4 – 10 [Hz].
- Frecuencias medias: 12 – 18 [Hz].
- Altas frecuencias: mayores a 20 [Hz].

Se ha comprobado que las bajas frecuencias son aquellas que proporcionan la mejor respuesta en amplitud para un estudio SSVEP, sin embargo, pueden causar una fatiga visual al usuario que en casos muy extremos pueden provocar ataques epilépticos por fotosensibilidad [105]. Por otro lado, los estímulos de altas frecuencias resultan visualmente más cómodos, pero presentan una respuesta de menor amplitud y puede aumentar la relación señal ruido (SNR por sus siglas en inglés), elementos que implican un tratamiento de la señal más elaborado [102],[103]. Es por ello que, la mayoría de los casos se trabaja con el grupo medio.

La última condición y que la literatura recomienda ampliamente es seleccionar solo aquellas frecuencias que sean divisores enteros de la frecuencia de actualización del *display*, con la intención de tener un equilibrio en los fotogramas de cada frecuencia estímulo que se presenta al usuario. Es importante mencionar que la segunda y tercera condición no son de carácter obligatorio, se puede ocupar cualquier rango de frecuencias, aunque no tenga una simetría de fotogramas, teniendo en cuenta que puede influir en la calidad de la señal que se mide y que requerirá un adecuado tratamiento de la señal.

Considerando lo anterior en la Tabla 5.11 se presentan las frecuencias óptimas recomendadas para una tasa de actualización de 60 [Hz].

Tabla 5.11: Frecuencias para una tasa de actualización de 60 Hz [104].

No. de fotogramas	Frecuencia [Hz]	Periodo [ms]
8	7.5	133.33
7	8.57	116.67
6	10	100
5	12	83.33
4	15	66.67

Para el diseño de la interfaz se propuso la siguiente configuración:

- Visualización de los estímulos: Alfabeto dividido en 4 cuadros cada uno con una frecuencia distinta (8.57, 10, 12 y 15 Hz)
- Conexión con la unidad de procesamiento: Mediante comunicación serial UART
- Retroalimentación: En la parte central se visualizará el elemento que sea seleccionado

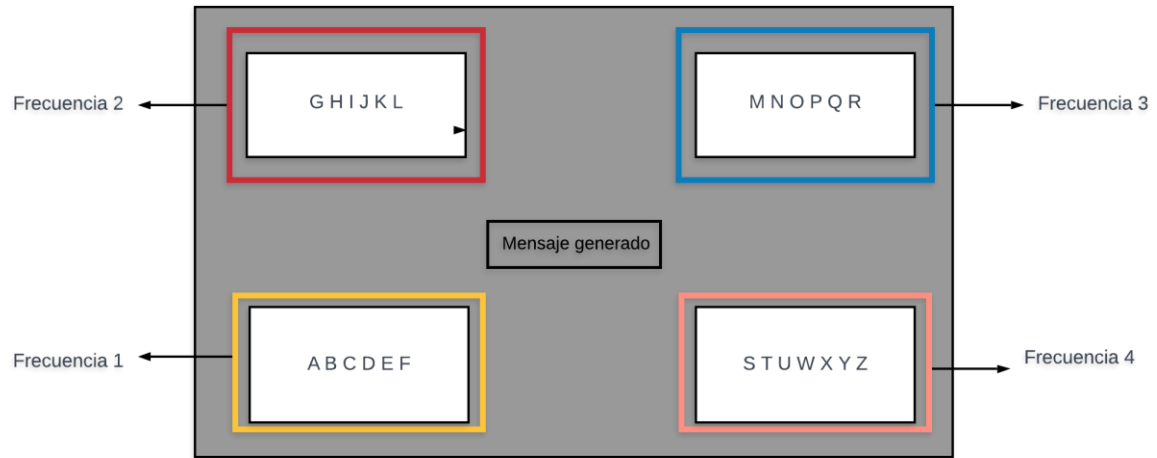


Fig. 5.15: Esquema general para la interfaz gráfica.

En el siguiente capítulo se describe detalladamente la construcción de cada sección.

6. Fabricación y pruebas

Los códigos de programación más importantes utilizados en el desarrollo de este trabajo y otros elementos como los modelos 3D y videos de simulación de los subsistemas pueden ser consultados en el repositorio público “BCI_UNAM” al cual se puede acceder desde la siguiente liga.

https://github.com/ItzelMeRi/BCI_UNAM.git

6.1. Casco para la adquisición

Para el diseño del sistema de adquisición era necesario crear un tipo de casco que cubriera únicamente la zona parietal y occipital de la cabeza en el que fuera posible colocar el número mínimo de electrodos requeridos y en las posiciones señaladas de acuerdo con lo que se estableció para un modelo de extracción SSVEP en la sección 5.4.1.2 de este trabajo. Adicionalmente era necesario que el diseño permitiera acoplar la tarjeta de adquisición y el sistema de alimentación de esta, de la manera menos invasiva para el usuario.

Para la elaboración del sistema se planteó hacerlo por medio de un proceso de manufactura aditiva (impresión 3D), debido a que es un método de fabricación que tiene ventajas como el emplear una amplia gama de materiales ligeros, pero con alta resistencia, permite la flexibilidad al diseñador de modificar o personalizar la pieza original, además de que es un proceso relativamente rápido y que no requiere de un proceso industrial para la fabricación. Para poder llevar a cabo la impresión de las piezas, fue necesario diseñar un modelo de todo el sistema en 3D y para ello se utilizó el software especializado en el diseño asistido por computadora de piezas tridimensionales 3D “Solid Edge”

- Casco

Tomando como referencia principal la forma y uso de las kipás³⁶ y del modelo Ultracortex Mark IV³⁷ se planteó un modelo con perforaciones estratégicamente colocadas en las regiones “O1, Oz, O2, PO3, POZ, PO4, P3, PZ y P4” de acuerdo con el sistema internacional 10-10 y que cubre la región de medición de interés, a este dibujo se le integró a los costados una hebilla tipo corredera que permita posterior a la fabricación colocar una cinta para ajustar el casco alrededor de la frente del usuario, además esta cinta servirá para ajustar el casco a diferentes medidas de circunferencia de la cabeza.

³⁶ Gorro tradicional que usan los hombres en la religión judía.

³⁷ Headset diseñado por OPEN BCI.

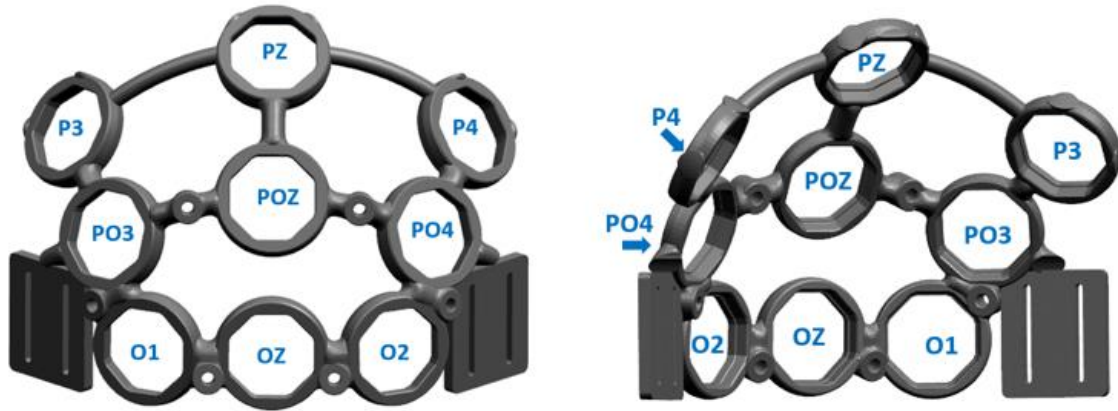


Fig. 6.1: Modelo 3D del casco, a la izquierda vista posterior, a la derecha vista lateral, en ambos casos se ilustra la posición donde se colocarán los electrodos de acuerdo con el sistema internacional 10-10.

- Acople para los electrodos

Para colocar los electrodos se usó un subsistema que consta de dos piezas, la primera un modelo de tornillo que encaja en las perforaciones del modelo anterior, la intención de usar este tipo de rosca es que permite que se fabriquen únicamente las piezas necesarias para los cuatro electrodos que soporta la tarjeta de adquisición, la ventaja es que estos puedan ser intercambiables de posición para la etapa experimental de medición; asimismo el uso de esta rosca permite regular la altura de contacto del electrodo con el cuero cabelludo.

La segunda pieza consiste en un anillo el cual estará unido a la parte inferior del tornillo, se propone que este sea fabricado en un material flexible para permitir montar y desmontar los electrodos³⁸; el acople de estas piezas se puede apreciar en la Fig. 6.2



Fig. 6.2: Piezas del subsistema para la colocación de los electrodos en el casco en el siguiente orden: tornillo, anillo electrodo.

³⁸ El modelo 3D del electrodo fue proporcionado por el fabricante.

- Caja para la tarjeta de adquisición

Para diseñar la caja sobre la cual se acoplaría la tarjeta de adquisición, fue necesario determinar la forma en la que esta sería alimentada, siempre considerando los requerimientos de ser poco invasivo, portátil (mediante el uso de baterías recargables o intercambiables) y con una autonomía de al menos 8 horas al día.

De acuerdo con datos del fabricante la tarjeta tiene un consumo de corriente de 14 [mA] de modo inactivo y de 15 mA cuando se encuentra en medición y transmisión de datos, si se requieren 8 horas de autonomía, asumiendo que el sistema está en operación durante todo el tiempo, se requiere de una batería que pueda otorgar una alimentación de 3.3 a 6 [V] con un mínimo de 120 [mAh].

Las baterías convencionales AA o AAA fueron la primera propuesta, existen las variantes de único uso o recargables, sin embargo, para obtener el voltaje requerido se necesita de un mínimo de 3 baterías lo que representa un sistema de alimentación de dimensiones (6.5 x 5.5 x 1.5 cm) las cuales superan el tamaño de la tarjeta de adquisición. Para solucionar el problema de las dimensiones se optó por utilizar una batería de polímero de litio (Li-Po), estas son de tamaño reducido, además de ser recargables y tener bajas corrientes de descarga. La batería seleccionada tiene las siguientes características:



Voltaje nominal	3.7 [V]
Voltaje límite de carga	4.2 [V]
Capacidad	400 [mAh]
Dimensiones (alto, ancho, largo)	5 [mm] x 25 [mm] x 30 [mm]

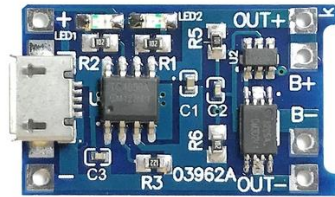
Fig. 6.3: Batería recargable LI-PO de 3.7 V 400mAh.

Con la capacidad en mAh y asumiendo un consumo constante de 15 [mAh], se calculó la autonomía.

$$autonomia = \frac{400 [mAh]}{15 [mA]} = 26.67 [h] \sim 1 \text{ día de operación continua}$$

Uno de los aspectos más importantes a tomar en cuenta cuando se usan este tipo de baterías es el modo de recargarlas, debido a su composición química requieren de un cargador especializado, que trabaje con corriente constante o voltaje constante, actualmente existe un módulo que se compone del integrado TP4056 el cual permite cargar baterías de este tipo, a este se le deben soldar las terminales de la batería

y para alimentar al módulo, este cuenta con un conector micro USB para usar con un cargador convencional que no sobre pase los 5 [V] y 1 [A]. Las características de ese módulo son las siguiente:



Voltaje de entrada	5 [V]
Corriente máxima de carga	1 [A]
Dimensiones (alto, ancho, largo)	3 [mm] x 17 [mm] x 28 [mm]

Fig. 6.4: Módulo TP4056.

Este dispositivo está fabricado para proporcionar una corriente de carga de 1 [A], lo cual sobrepasa la corriente máxima de la batería, sin embargo, en la hoja de datos se muestra que el módulo cuenta con una resistencia R_{PROG} que puede ser reemplazable, el valor de esta resistencia determina la corriente de carga que puede proporcionar. Con lo anterior el valor de R_{PROG} se estableció en 10 [k Ω], para que otorgue una corriente de carga de 130 [mA], con esta modificación, el tiempo de carga de la batería se deduce de la siguiente manera.

$$tiempo\ de\ carga = \frac{400\ [mAh]}{130\ [mA]} = 3.08 \sim 3\ [h]$$

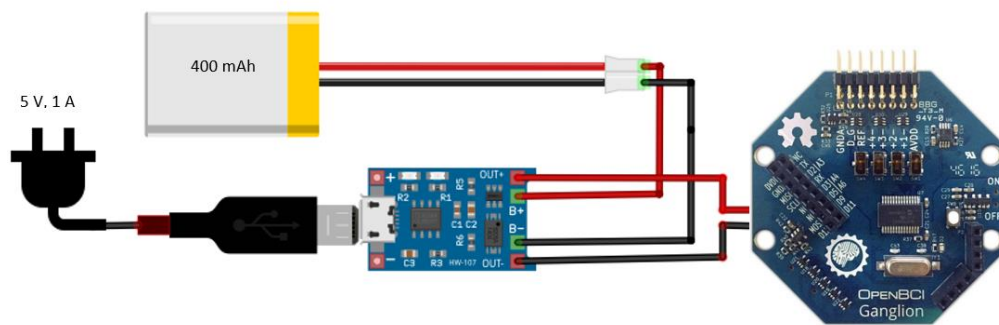


Fig. 6.5: Esquema de conexiones del módulo de carga con la batería para la alimentación de la tarjeta Ganglion board.

Considerando la implementación de la batería y el módulo se diseñó una caja de forma octagonal de 2.5 cm de lado con un grosor de 3 [mm] y una altura de 2 [cm], de tal manera que en ella pudiera ser colocada la tarjeta en la parte superior y por debajo de ella, la batería, el módulo y los cables necesarios para realizar la conexión, para poder recargar la batería en uno de los costados se dibujó un orificio por el cual se puede conectar el cable de alimentación al módulo sin necesidad de desmontar el sistema. El diseño de esta caja octagonal se aprecia en la Fig. 6.6.

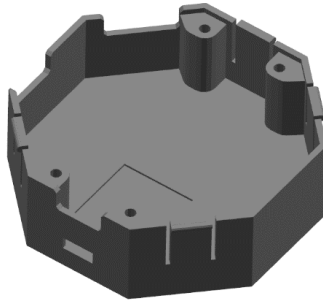


Fig. 6.6: Diseño de caja para la tarjeta de adquisición.

Solid Edge al igual que muchos otros programas de diseño asistido por computadora posee una herramienta que permite realizar ensambles de distintas piezas, esto ayuda a dar vida a los diseños y que de esta permita al diseñador visualizar cómo se verá el acople de todas las piezas después de la manufactura.

En la Fig. 6.7 se visualiza el ensamble del sistema de adquisición propuesto para este trabajo, en este se plantea colocar los electrodos en las posiciones O1, O2, PO3, PO4 y la caja de la tarjeta al centro, cabe mencionar que las ventajas de este diseño permiten reordenar la posición de los electrodos y la caja.

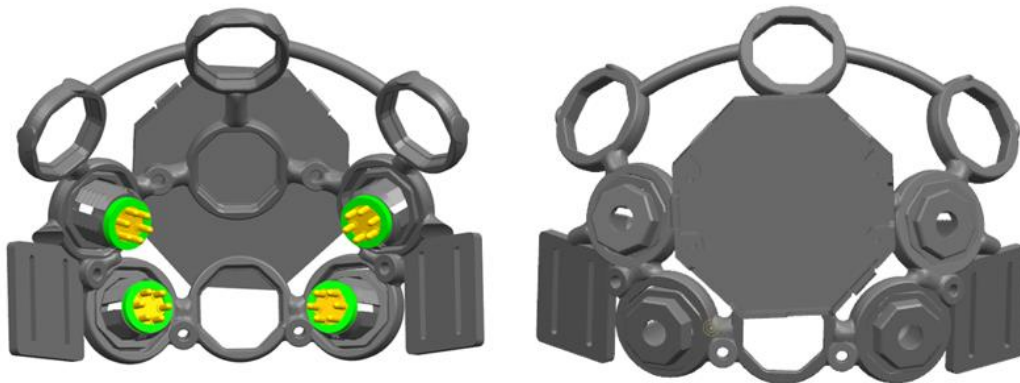


Fig. 6.7: Ensamble del sistema de adquisición, a la izquierda vista frontal, a la derecha vista posterior.

Posterior al diseño se llevó a cabo el proceso de impresión 3D, para ello se utilizó una Impresora ZONESTAR P802QR2 1.1, los materiales utilizados fueron ácido poliláctico (PLA por sus sigas en inglés) en color gris para el casco, la caja y los tornillos, mientras que se utilizó PLA flexible en color verde para los anillos. El software que se utilizó para crear los perfiles y parámetros de impresión de las piezas fue Ultimaker Cura®, con las siguientes características para cada material.

Tabla 6.1: Parámetros de impresión utilizados para la fabricación de las piezas.

Material	Características para la impresión
PLA	Diámetro del extrusor: 0.4 mm Distancia de retracción: 8 mm Patrón interno de impresión: Panal Patrón externo de impresión: Rectilíneo Porcentaje de relleno: 30 % Temperatura del extrusor 200 °C Velocidad de impresión: 50mm/s
PLA flexible	Diámetro del extrusor: 0.4 mm Sin retracción Patrón interno de impresión: Panal Patrón externo de impresión: Rectilíneo Porcentaje de relleno: 100 % Temperatura del extrusor: 200 °C Temperatura cama caliente: 70 °C Velocidad de impresión: 30mm/s

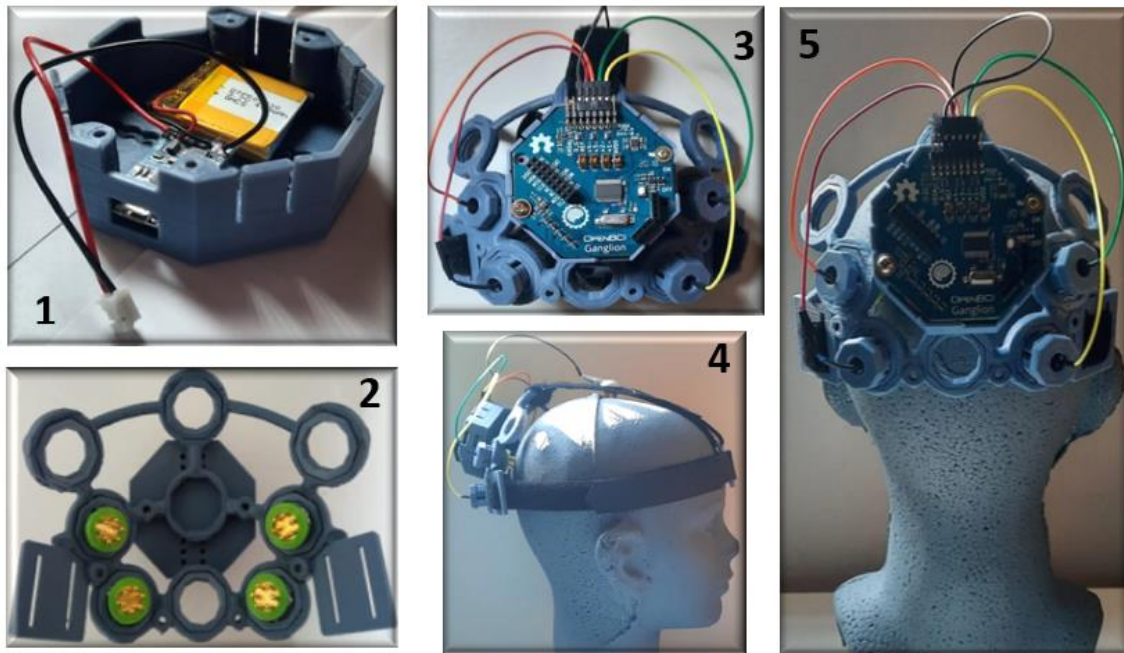


Fig. 6.8: Piezas impresas en PLA, 1: Caja para la tarjeta de adquisición con la batería Li-Po y módulo TP 4056 instalados, 2: Vista frontal del sistema ensamblado. 3: Vista posterior del caso con la tarjeta y los electrodos conectados. 4: Vista lateral del montaje del casco sobre un maniquí que ilustra como debe ser colocado al usuario. 5: Vista posterior del casco sobre el maniquí.

Sobre la cinta que se utilizó para fijar el casco al maniquí o usuario, se colocó un quinto electrodo en la posición Cz que funciona como punto de referencia para los cuatro canales.

6.2. Interfaz gráfica

Para poder hacer el registro de la actividad eléctrica, y previo a la etapa de procesamiento era fundamental la creación de la interfaz gráfica de usuario. El diseño de esta opera como un videojuego compatible con *Android* y el sistema operativo *Windows*, la primera versión requiere de un elemento de hardware adicional para poder comunicarse con la unidad de procesamiento, mientras que la segunda lo hace por comunicación serial UART siempre y cuando la DSP este conectada a un puerto COM de la computadora.

El juego se compone de un total de 14 escenas con contenido diferente, pero con características similares; tales como que cada escenario tiene un formato con color de fondo negro y tiene incrustados en cada una de sus esquinas un cuadro de texto (botones) de color blanco, cada cuadro parpadea constante a una frecuencia de 8.57, 10, 12 y 15 Hz respectivamente, tal como se propuso en la sección 5.5.3. Las 14 escenas se encuentran distribuidas de la siguiente manera:

- Una ventana principal Fig. 6.9

En la cual en cada uno de los tres primeros botones se encuentran 9 letras diferentes del abecedario, y el ultimo botón ofrece una serie de opciones a ejecutar.



Fig. 6.9: Ventana principal de la interfaz gráfica de usuario.

- Doce ventanas con selección de contenido

Estas ventanas están en función del botón seleccionado, permiten mostrar, distribuir y acotar cada uno de los bloques de las letras del abecedario hasta elegir una letra objetivo. Cuando se selecciona una letra esta es almacenada dentro de la memoria para después poder ser desplegada en la interfaz con ayuda de la ventana de opciones.

- Una ventana de selección de opciones Fig. 6.10

En ella el usuario es capaz de seleccionar entre salir de la aplicación, mostrar las letras almacenadas en memoria o iniciar una lectura, en donde los datos almacenados son borrados de la memoria de la interfaz.



Fig. 6.10: Ventana de opciones de la interfaz gráfica de usuario.

Para ejemplificar lo anterior, en la Fig. 6.11 se ilustra como la selección del primer botón de la ventana principal permite desplegar la escena número dos y posteriormente la elección de cada botón lleva a escenarios diferentes en cada caso, en donde en cada sección una se acota y reduce el número de opciones hasta la selección de una letra objetivo para almacenar este dato en memoria y desplegarlo posteriormente. Para poder seleccionar entre los diferentes botones, la interfaz se comunica con la unidad de procesamiento, la cual después de procesar las señales EEG las clasifica en cuatro diferentes, donde cada clase está asociada a un botón, es decir que al enviar un dato clasificado de la DSP a la interfaz, este funciona como si se hiciera clic directamente sobre un botón en específico; el procedimiento se repite “n” número de veces hasta que se logra mostrar un mensaje en pantalla o se termina de ejecutar la aplicación.

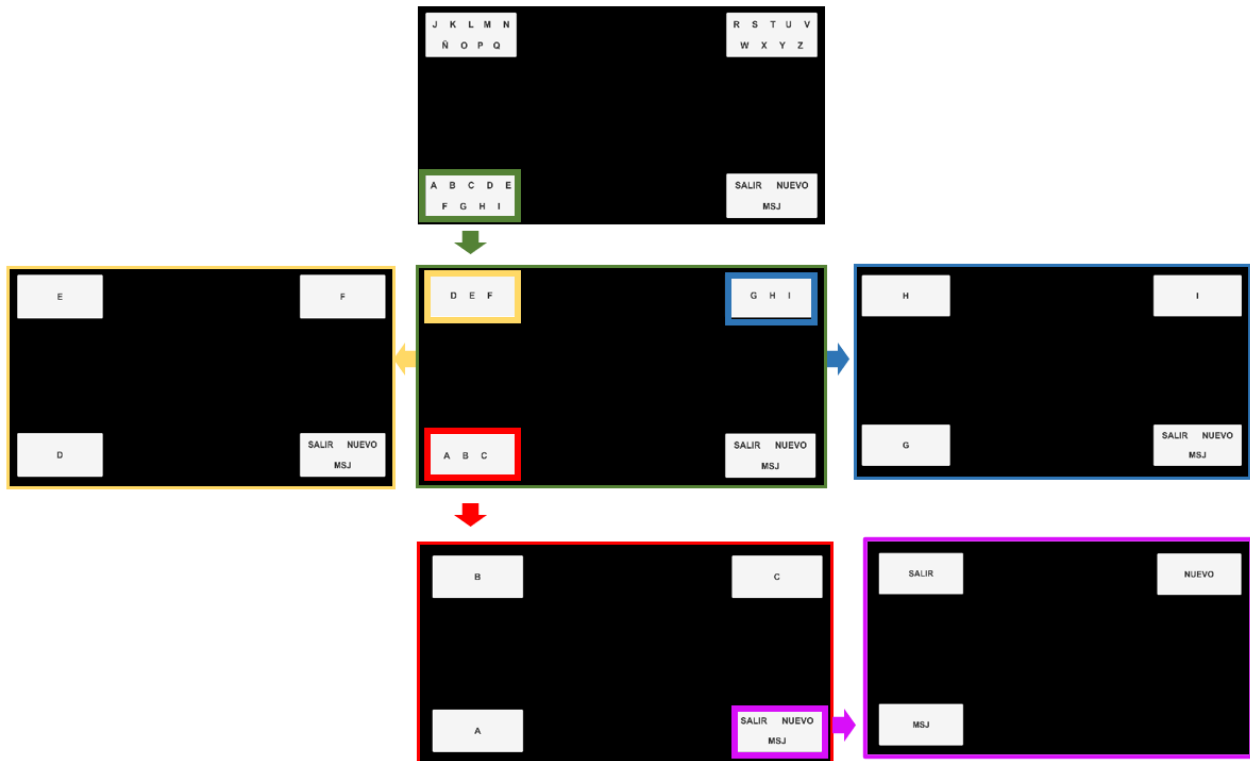


Fig. 6.11: Flujo de trabajo de las primeras 6 escenas de la interfaz gráfica de usuario.

6.3. Adquisición de la señal biológica

Debido a la dificultad de encontrar diferentes sujetos de prueba, la adquisición se llevó a cabo únicamente con una participante de 58 años diagnosticada clínicamente sana, la exposición a la interfaz fue utilizando únicamente la ventana principal del videojuego diseñado sobre un monitor Asus VA24D de 60 [Hz] con una distancia de 60 [cm] entre usuario y *display*.



Fig. 6.12: A la izquierda sujeto de prueba con el sistema de adquisición montado, a la derecha etapa de adquisición de las señales.

El IDE de esta tarjeta cuenta con un osciloscopio que permite visualizar en tiempo real la señal que es adquirida Fig. 6.13, además permite grabar y almacenar la información de la amplitud en μV de los cuatro canales, la información almacenada puede ser visualizada y transferida sin la necesidad de tener al usuario conectado al sistema.

Dado que la información será transferida de la computadora al DSP y con fines de analizar de manera independiente la respuesta del usuario a cada una de las frecuencias, se realizaron y almacenaron 15 mediciones centrando la atención del usuario en uno de los bloques parpadeantes durante un tiempo aproximado de 10 segundos, el proceso se repitió para los 3 bloques restantes, obteniendo un total de 60 muestras.

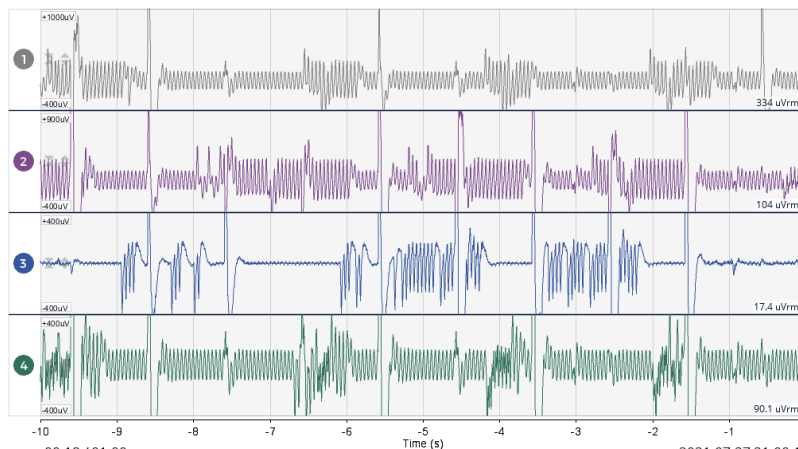


Fig. 6.13: Ejemplo de la visualización de las señales EEG adquiridas.

6.4. Acondicionamiento de la señal y extracción de las características

La tarjeta de adquisición tiene la capacidad de entregar la señal en un formato digital lo que implica que no es necesario llevar a cabo una etapa de filtros analógicos y de conversión analógico a digital.

Para el acondicionamiento y extracción se requiere de una etapa de filtros digitales y de la implementación de la transformada de Fourier para el análisis de los espectros en frecuencia, para el diseño de los filtros y el análisis de estos de una manera rápida y eficiente se decidió hacer uso del software matemático *Matlab*, el cual permite visualizar el comportamiento de las señales con un alto grado de fidelidad.

Con el análisis de los filtros, fue posible diseñar los códigos de programación en los lenguajes Ensamblador y C para implementar estos en el IDE de programación en la unidad TMS320F28379D. Una ventaja de ocupar *Matlab* es que es posible comparar los resultados y evaluar la eficiencia de lo que se programa en la DSP.

Para el análisis en *Matlab* fue necesario cargar la información de cada canal, esto se hizo con un formato de una matriz de $4 \times n^{39}$, donde cada valor expresa la amplitud en μV de la señal adquirida.

VarName1	VarName2	VarName3	VarName4
Number	Number	Number	Number
-125.3720	-119.0609	195.2590	-103.2673
5.8348	7.0671	497.9683	10.2535
349.5496	360.6589	485.1658	360.2027
344.8384	338.5049	727.7406	364.7927

Fig. 6.14: Ejemplo de una matriz de información de las señales cerebrales en *Matlab*.

- Eliminación de ruidos y artefactos

En la Fig. 6.15 y Fig. 6.16 que se obtiene de leer los datos en el IDE de la tarjeta se puede apreciar que existe una amplitud considerable para un rango de frecuencias entre 60 – 80 [Hz], lo que se traduce en ruido ya que el contenido espectral de interés está en un rango de 8.57 – 15 [Hz].

Al hacer la lectura, lo mismo ocurrió con el resto de las 59 muestras, donde la presencia de ruido era más notoria en unas que en otras, la mala calidad de las señales se puede atribuir a la sensibilidad del cable entre electrodo y tarjeta, así como la presencia de artefactos proveniente de la fisiología de la participante.

³⁹ Numero de muestra en función del tamaño de la grabación

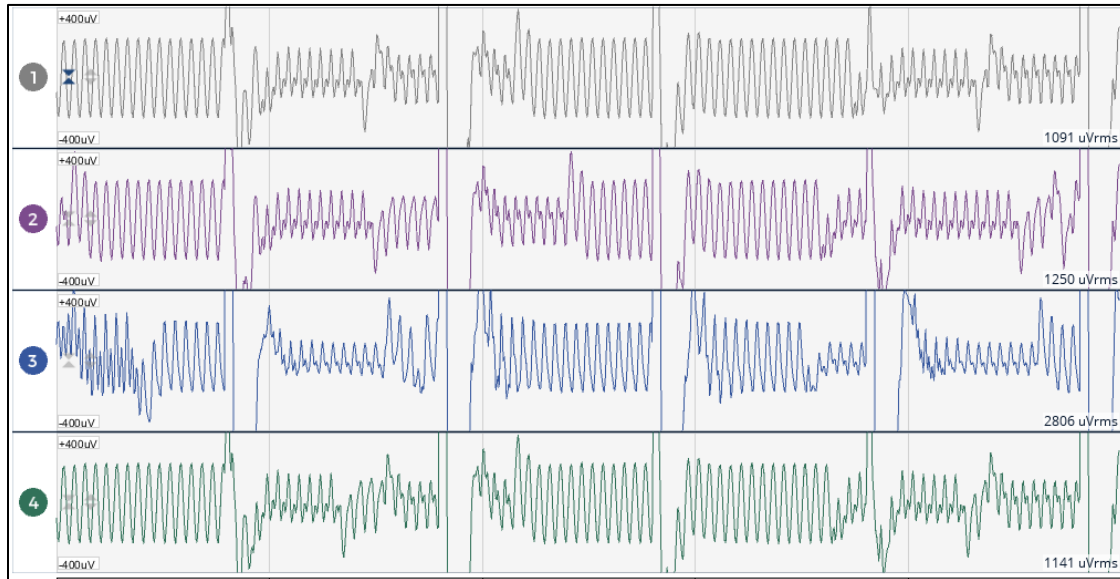


Fig. 6.15: Datos crudos para la adquisición con una señal estímulo de 8.57 [Hz].

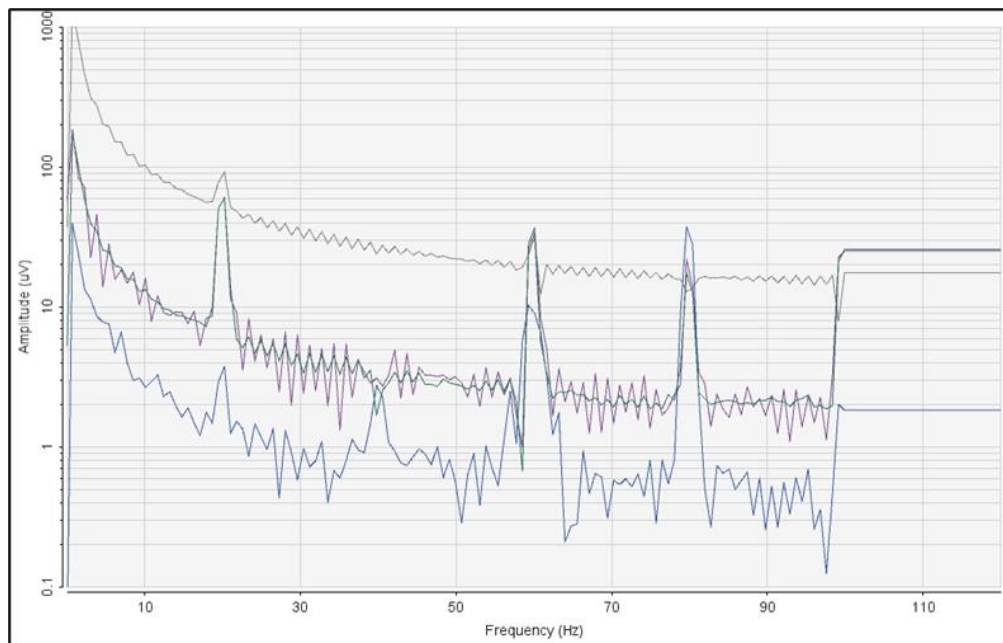


Fig. 6.16: Espectro d la señal medida con estímulo de 8.57 [Hz].

Para dar solución a este problema se diseñaron cuatro filtros, dos filtros paso altas con una frecuencia de 7 [Hz] (FIR e IIR) y dos filtros paso bajas (FIR e IIR) con una frecuencia de corte de 30 [Hz]; para evaluar cual presentaba mejores resultados se evaluaron las 60 muestras en filtros de diferente orden. Finalmente, tras la experimentación se concluyó que la señal responde mejor a filtros tipo FIR para la eliminación de ruido. En la Fig. 6.18 se puede apreciar que las mayores amplitudes en los espectros se encuentran por debajo de los 10 [Hz] para una señal de prueba del primer estímulo a 8.57 [Hz].

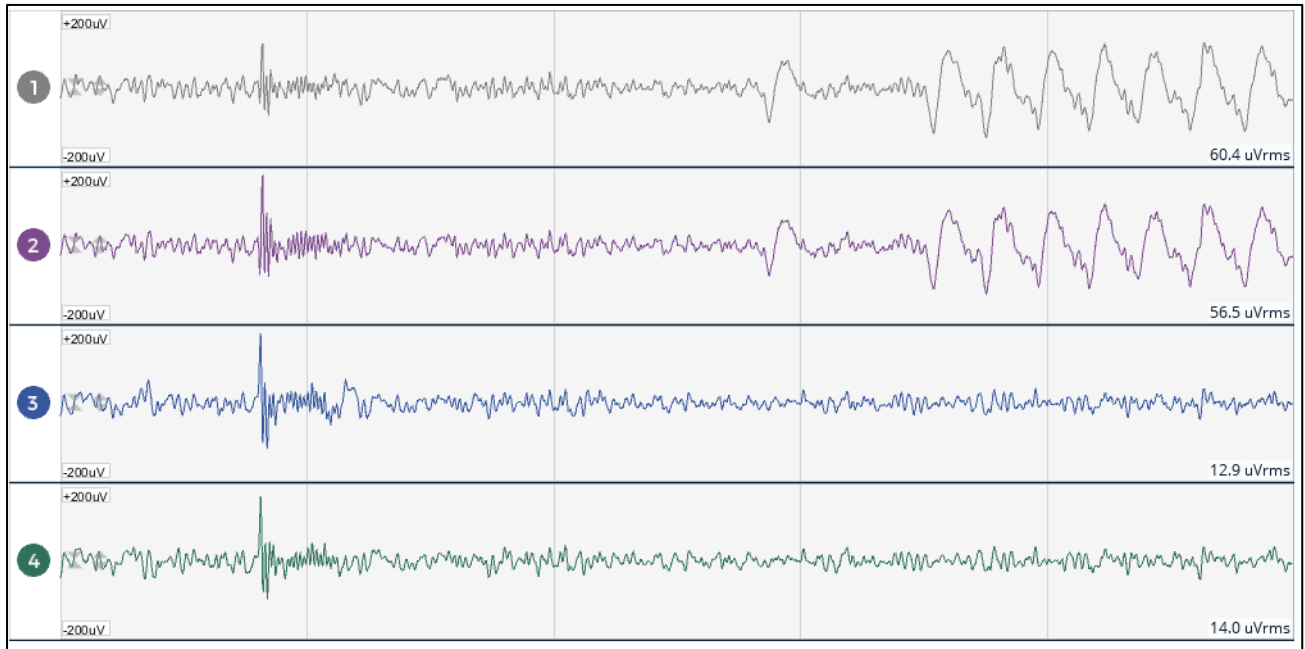


Fig. 6.17: Muestra de una señal con estímulo origen de 8.57 [Hz].

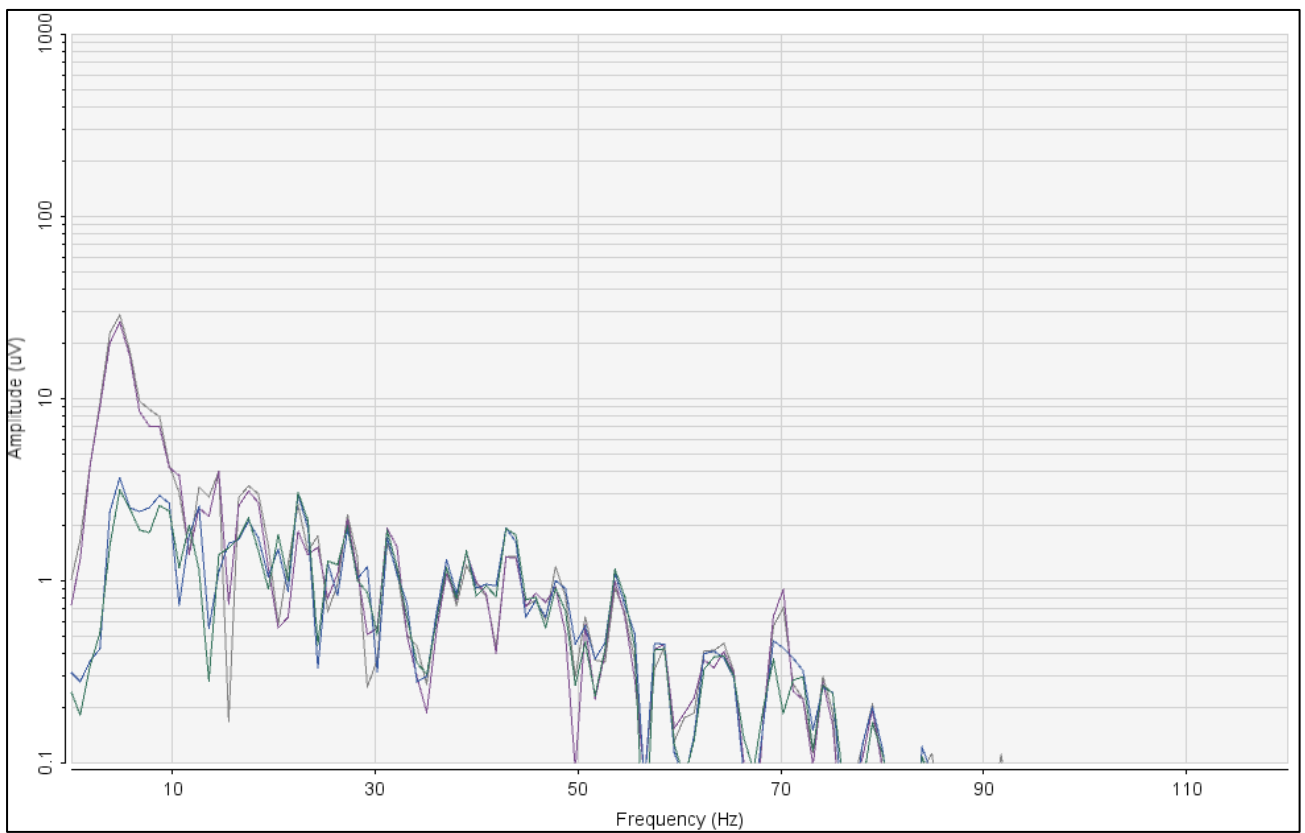


Fig. 6.18: Espectro de la señal acondicionada.

6.4.1. Filtros FIR

El filtro FIR (Finite Impulse Response, por sus siglas en inglés) es un tipo de filtro que tiene una respuesta finita al impulso, y tienen una serie de características principales que se mencionan a continuación [106],[107],[108]:

- Son filtros no recursivos, es decir que no se requiere una retroalimentación de la salida a la entrada del filtro.
- Se consideran filtros casi siempre estables principalmente por no tener retroalimentación.
- Son de memoria finita de longitud N (donde N coincide con el orden del filtro).
- Requiere de muchos coeficientes en comparación con otro tipo de filtros digitales.

Este filtro al igual que algunos otros se describe por medio de una función de transferencia y una ecuación en diferencias (Ec. 7.1) [106],[107], [108] la cual tiene la siguiente estructura:

$$y(n) = h_0x(n) + h_1x(n-1) + \dots + h_{N-1}x(n-N+1) = \sum_{i=0}^{N-1} h(i)x(n-i) \dots \quad (6.1)$$

Donde

y(n): señal de salida

h: coeficientes del filtro

x(n): señal de entrada

N: Orden del filtro = Número de coeficientes

La ecuación muestra que la salida del filtro es la suma de las entradas en instantes anteriores multiplicadas por un coeficiente diferente.

Existen dos principales estructuras para un filtro FIR, estas son [106],[109]:

- Forma directa
- Forma lineal

Dentro de la estructura lineal existen a su vez cuatro variantes, donde dependiendo de la estructura varía la implementación de la ecuación.

Para este trabajo se optó por utilizar la estructura de tipo directa, es decir sin modificaciones a la función de transferencia o ecuación en diferencias, y cuyo diagrama de bloques se observa en la Fig. 6.19.

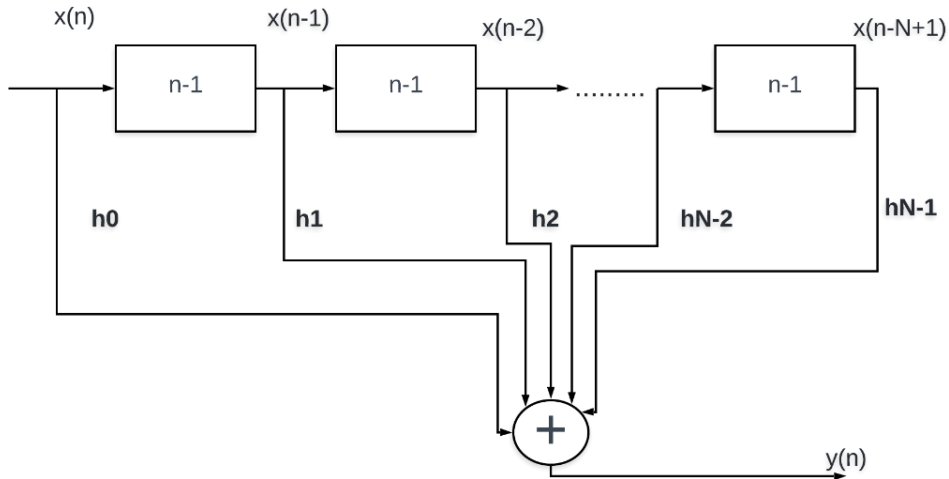


Fig. 6.19: Filtro FIR de forma directa, estructura basada en [106].

Por lo anterior, la (Ec. 6.1), es la que se implementa en la unidad TMS320F28379D con la señal EEG como señal de entrada, sin embargo, para poder implementar dicha ecuación es necesario determinar el valor de los coeficientes “h” de la respuesta al impulso los cuales fueron calculados en el software *Matlab* mediante ventanas de Hamming, algunos de los resultados se pueden visualizar en la Tabla 6.2.

Tabla 6.2: Coeficientes de los filtros FIR para eliminación de ruido.

Tipo de filtro	Orden	Coeficientes [h] ⁴⁰
Paso altas 7 [Hz]	60	h0 = 0.000848138457487370 h1 = 0.000806380005995545 h2 = 0.000601246471041210 . . .
Paso bajas 30 [Hz]	90	h0 = 0.000550544427034358 h1 = 0.000582536854892281 h2 = 0.000625602139880899 . . .

⁴⁰ Se muestran los primeros tres coeficientes, la lista completa se encuentra dentro del repositorio.

- Extracción de las características

De manera análoga al procedimiento efectuado para la eliminación de ruido, se implementaron una serie de bancos de filtros que permiten extraer los datos que contiene la información respecto a las cuatro frecuencias de interés. Después de experimentar con filtros (FIR e IIR) de diferente orden y una combinación de ellos, en la Fig. 6.20 se puede apreciar un ejemplo en el que la señal responde mejor a los filtros FIR, comportamiento que predomina en el análisis de diferentes muestras. Es por lo que para la extracción se propone un banco de filtros que consiste en un total de cuatro filtros, cuyos coeficientes fueron calculados mediante el mismo software y se pueden consultar dentro del repositorio.

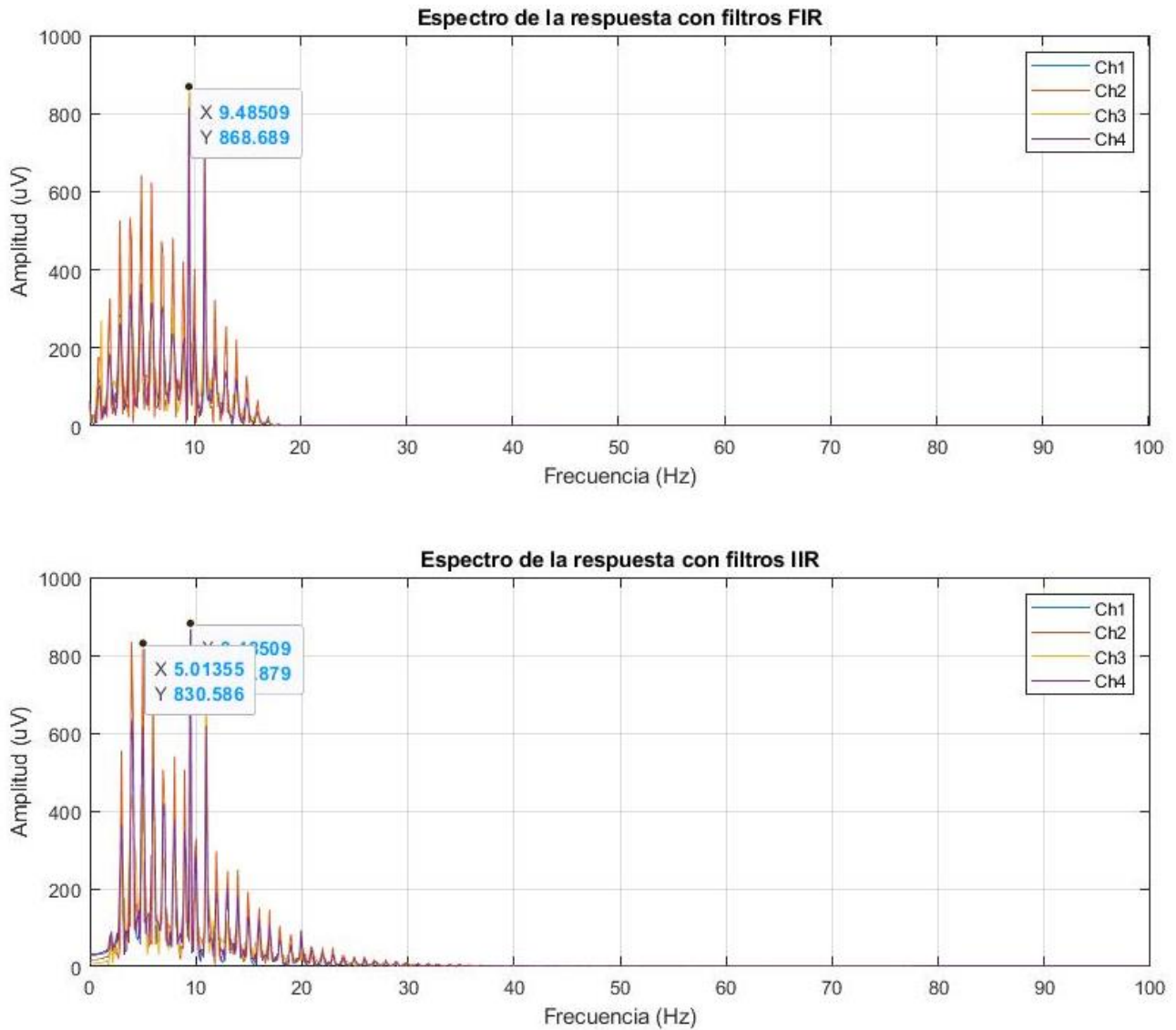


Fig. 6.20: Respuesta de la señal al banco de filtros para la extracción de una frecuencia de 10 Hz.

Tabla 6.3: Orden de los componentes del banco de filtros para la extracción.

Tipo de filtro	Orden
Paso banda 7.5 -9 [Hz]	70
Paso banda 9 – 10.5 [Hz]	60
Paso banda 11 -12.5 [Hz]	60
Paso banda 14 – 15.5 [Hz]	80

El análisis de las etapas de acondicionamiento y extracción de características en *Matlab* que permitió obtener los coeficientes a implementar en los códigos de programación en la unidad DSP, conlleva un total superior a 200 gráficas, con fines ilustrativos se presentó únicamente la Fig. 6.20 como ejemplo de la respuesta de una señal a dos tipos de filtros, pero es importante reiterar al lector que la decisión del tipo y orden de cada filtro a implementar fue tomada con base en el comportamiento de cada una de las muestras.

Basado en los experimentos anteriores, los archivos **FFT, Banco Filtros, y Extracción_EEG**, dentro del repositorio contienen los códigos en Ensamblador y C implementados en la TMS320F28379D en el entorno de programación Code Composer.

6.5. Clasificación de las características

Anteriormente en el capítulo 5.4.2.2 se planteó analizar la respuesta de los diferentes modelos clasificadores y optar por el que ofrezca la mejor exactitud para diseñar el código de programación e implementarlo en la unidad TMS320F28379D.

Para evaluar la eficiencia de cada método se utilizaron cuatro *datasets* estandarizadas, donde cada una se conforma de datos que provienen de la etapa de extracción de características y que contienen elementos de las cuatro clases (frecuencias), las 60 muestras obtenidas en la sección 6.3 permitieron formar un total de 15 *datasets* con un promedio de 9,000 datos cada una.

Con fines de agilizar la comparativa de los modelos se utilizó el software matemático *Matlab* y uno de sus complementos de nombre *Classification Learner* que permite entrenar los modelos en línea modificando parámetros como la distribución⁴¹ los resultados que se obtuvieron se muestran en la Tabla 6.4.

⁴¹ Un porcentaje es utilizado para entrenamiento y el restante para pruebas.

Tabla 6.4: Exactitud de la clasificación de señales EEG.

Dataset	Modelo clasificador	Distribución	Exactitud %	Distribución	Exactitud %	Distribución	Exactitud %
1	LDA	80 - 20	47.6	70 - 30	43.4	50 - 50	34.7
	SVM		77.6		51.7		49.3
	KNN		81.7		77.8		75.8
2	LDA	80 - 20	41.3	70 - 30	37.3	50 - 50	38.5
	SVM		80.4		74.0		44.1
	KNN		81.6		83.2		78.2
3	LDA	80 - 20	48.2	70 - 30	49.7	50 - 50	36.8
	SVM		86.9		86.4		40.7
	KNN		85.4		93.0		81.1
4	LDA	80 - 20	42.6	70 - 30	39.5	50 - 50	35.8
	SVM		80.3		74.2		34.6
	KNN		88.2		82.0		66.8

Cada una de las pruebas realizadas se hizo bajo las mismas condiciones para cada modelo y como se puede apreciar el clasificador KNN es el que para todos los casos presenta una mejor exactitud.

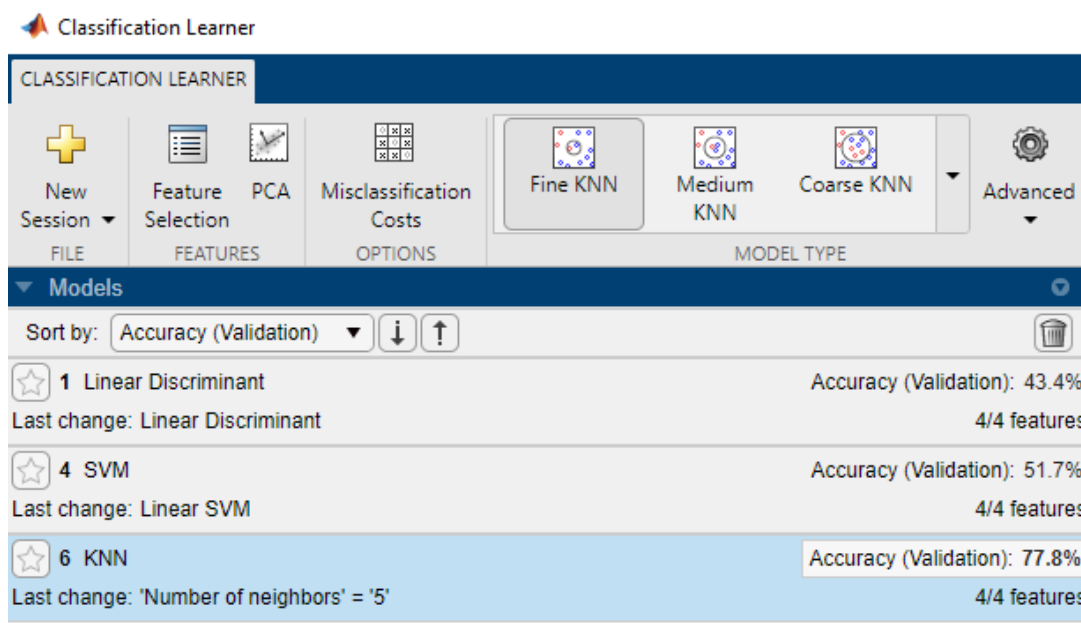


Fig. 6.21: Cálculo de la exactitud de los modelos de clasificación con una distribución de 70-30 obtenida en Toolbox Classification learner en Matlab.

Con base en esta información, se decidió implementar este modelo en la unidad DSP.

6.5.1. Clasificador de vecinos más cercanos KNN

El clasificador KNN es un algoritmo de aprendizaje automático basado en la técnica de aprendizaje supervisado, es un modelo no paramétrico, es decir que no hace ninguna suposición sobre los datos subyacentes, además no aprende del conjunto de entrenamiento de forma inmediata, sino que almacena todo un conjunto de datos y en el momento de la clasificación realiza una acción dentro del mismo conjunto de datos [110]. La forma en la que este sistema clasifica a sus elementos es calculando la distancia entre el dato a clasificar y el resto de los datos de la *dataset* de entrenamiento, una breve descripción de los pasos a seguir se describe a continuación [110],[111]:

- Seleccionar una distribución para los datos de entrenamiento y los datos de validación.
- Se normalizan los datos de la dataset, a cada dato se le resta la media (Ec. 6.2) y se divide entre un factor de escala que corresponde a la desviación estándar (Ec. 6.3).

$$\mu = \frac{x_1+x_2+\dots+x_n}{N} \dots (6.2)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \mu)^2}{N}} \dots (6.3)$$

- Seleccionar el número k de los vecinos a analizar.
- Se calcula la distancia⁴² euclidiana (Ec. 6.4).

$$d(x, y) = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2} \dots (6.4)$$

- Se consideran solo los k vecinos más cercanos de acuerdo con la distancia euclidiana calculada.
- Se analizan las etiquetas de los k vecinos, y la que prevalezca se asigna como la nueva clase del elemento.

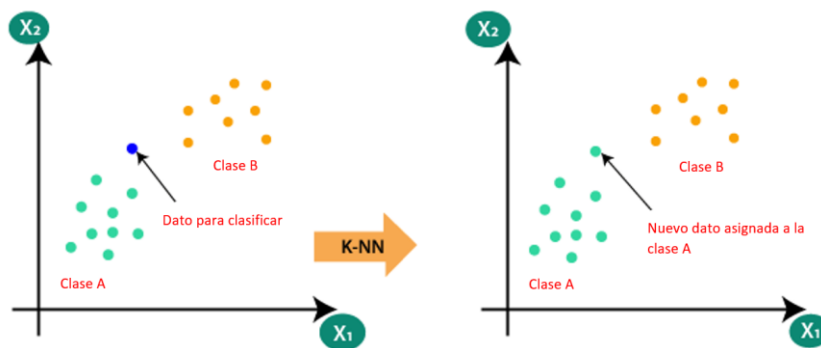


Fig. 6.22: Ejemplo gráfico de la clasificación de un elemento con KNN [111].

⁴² Existen variantes del modelo, en donde la distancia puede ser calculada de manera distinta.

Con la intención de ahorrar espacio de memoria en la unidad TMS320F28379D, se decidió desarrollar el sistema clasificador en lenguaje de programación *Python* mediante la plataforma *Visual Studio Code* con el propósito de evaluar las *dataset* y determinar los mejores valores para el entrenamiento e implementarlos estos directamente sobre el código de programación en la unidad DSP; de esta manera los datos procedentes de la etapa de extracción de características pueden ser analizados y clasificados de una manera directa sin tener que llevar a cabo el entrenamiento en la DSP, lo cual aumentaría el tiempo de procesamiento. El archivo **KNN_EEG** dentro del repositorio publico contiene el código en *Python* que permitió dictaminar los parámetros de diseño del clasificador.

Con la ejecución del código y después de experimentar con 5 diferentes *datasets*, se observó que con una distribución 70% - 30 % se obtienen valores de exactitud por encima del 80%. De igual manera para obtener el valor óptimo de “k” se realizaron pruebas variando el valor de “k” en un rango de 0 a 20, para este caso se utilizó únicamente una sola *dataset* de entrenamiento (8,906 datos), el cual contiene los datos con mejor respuesta en la etapa de extracción de características.

Los resultados obtenidos se muestran en la Fig. 6.23, en esta imagen se puede observar que el modelo presenta una exactitud superior al 90% con valores de “k” menores a dos, sin embargo, para valores muy bajos el modelo es poco confiable debido al impacto de valores atípicos en el modelo, es por lo que un valor de k = 6 con una exactitud del 85%, se consideró óptimo para implementar en este trabajo.

Tabla 6.5: División del conjunto del vector de datos de entrenamiento.

Conjunto de entrenamiento ⁴³	Conjunto de prueba	K
70 %	30%	6
6,234	2,572	

Tabla 6.6: Valores estadísticos media y desviación estándar para la normalización de los datos de entrada.

Variable	Valor para cada canal
Media	[37.64782106, 41.35007096, 74.10069542, 66.83587525]
Desviación estándar	[201.93042236, 216.17031757, 419.77224728, 452.10676712]

⁴³ El *Dataset* de entrenamiento se encuentra dentro del repositorio.

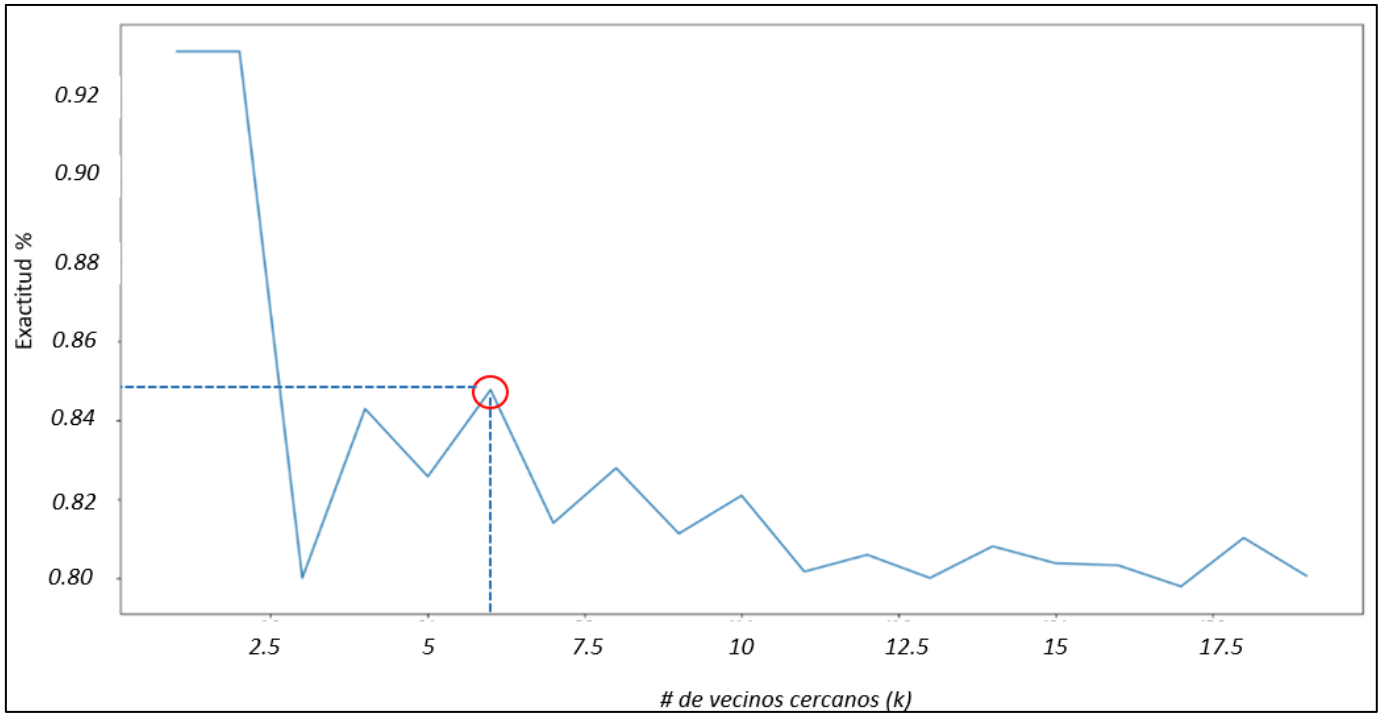


Fig. 6.23: Exactitud obtenida para diferentes valores de k

Basado en los experimentos, el archivo **KNN_GUI** dentro del repositorio contiene el código en C del modelo clasificador implementado en la TMS320F28379D en el entorno de programación Code Composer, en el mismo código esta implementado el envío de datos de la clase asignada a cada valor de entrada que permite seleccionar uno de los botones de la interfaz de usuario.

7. Resultados y análisis de resultados

7.1. Resultados de la etapa de la extracción de las características

Para evaluar el desempeño de esta etapa, las pruebas experimentales se hicieron de manera independiente al sistema clasificador, es decir que solo se analizó el comportamiento de la señal EEG de entrada, la cual corresponde a las *datasets* obtenidas en la sección 6.3, las cuales a lo largo de diferentes pruebas son enviadas desde la computadora a la unidad TMS320F28379D. El propósito de analizar de manera independiente los bloques de procesamiento es cotejar los resultados obtenidos en el DSP respecto a los obtenidos en *Matlab*, y con ello verificar la correcta implementación de los filtros digitales.

Es importante mencionar que el análisis de cada señal EEG, se hace de manera grupal, es decir, que para cada señal se estudian los 4 vectores de datos que corresponden a cada uno de los canales, sin embargo, el entorno de programación CCS solo permite visualizar gráficamente el comportamiento de cada vector en gráficas independientes, es por lo que las imágenes mostradas a continuación solo muestran el comportamiento de una señal, con la finalidad de no saturar de imágenes al lector se muestran los resultados más representativos.

Se estableció como valores fijos en la memoria de la unidad DSP los datos de la Tabla 6.2 y de la Tabla 6.3, la primera etapa consiste en la eliminación de ruido para cada señal de entrada, posteriormente se realizó un ordenamiento para la etapa de extracción, consecutivamente se realiza de manera paralela el análisis de la señal EEG en los cuatro filtros diseñados, la señal de salida es reordenada nuevamente en dos variables, la primera de nombre “Espectros” cuyos valores corresponden a los datos apilados de los espectros de frecuencia, la segunda de nombre “Etiqueta” contiene la etiqueta de la clase a la que pertenece de acuerdo con las características que presenta.

Ambas variables generan un nuevo conjunto de *datasets* las cuales se ocupan como datos de entrada para el sistema clasificador.

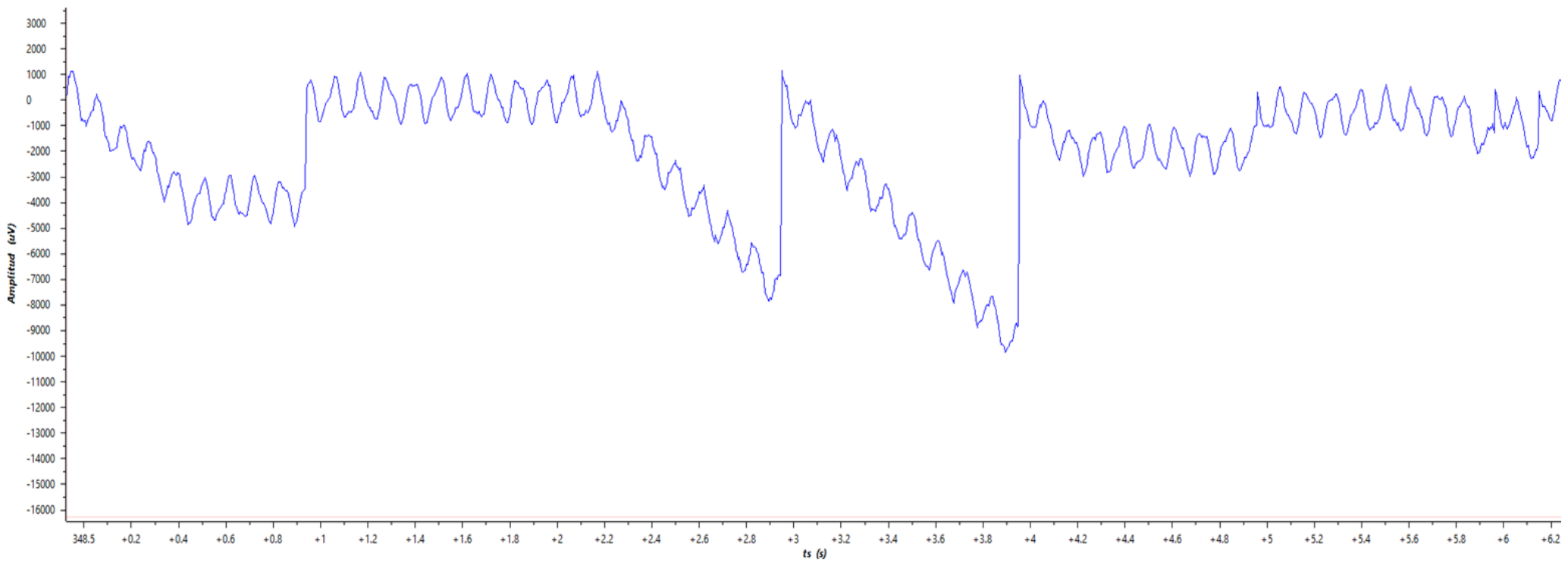


Fig. 7.1: Canal 1 de la señal EEG.

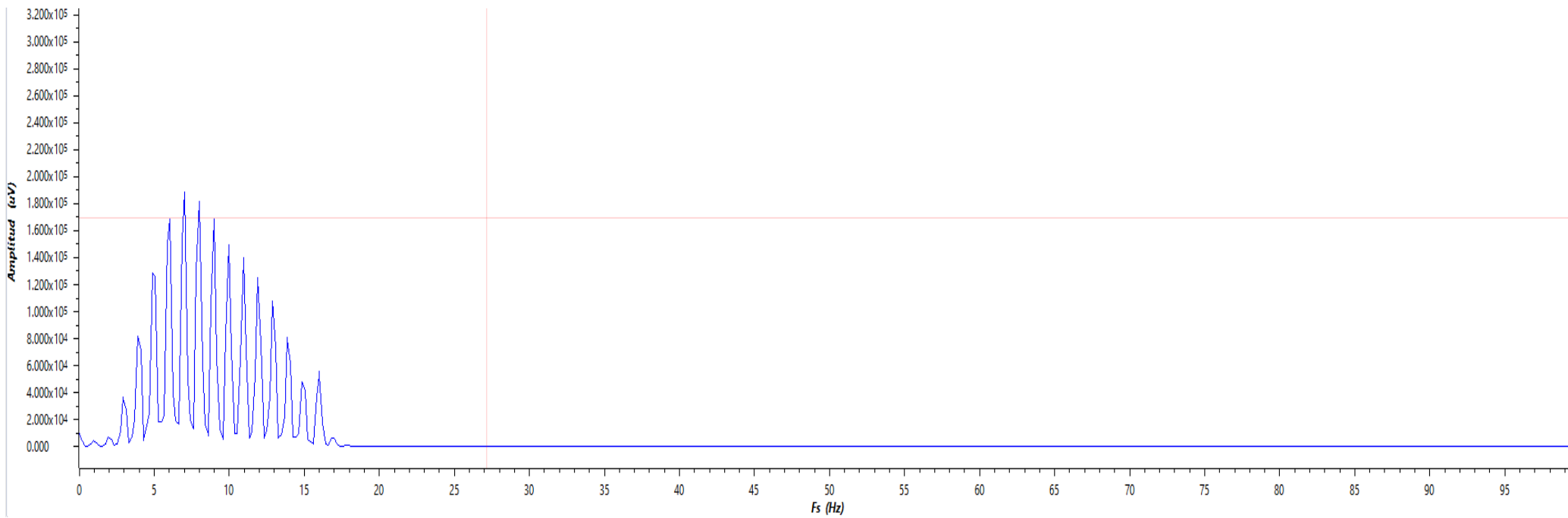


Fig. 7.2: Espectro de la señal de entrada posterior a la eliminación de ruido.

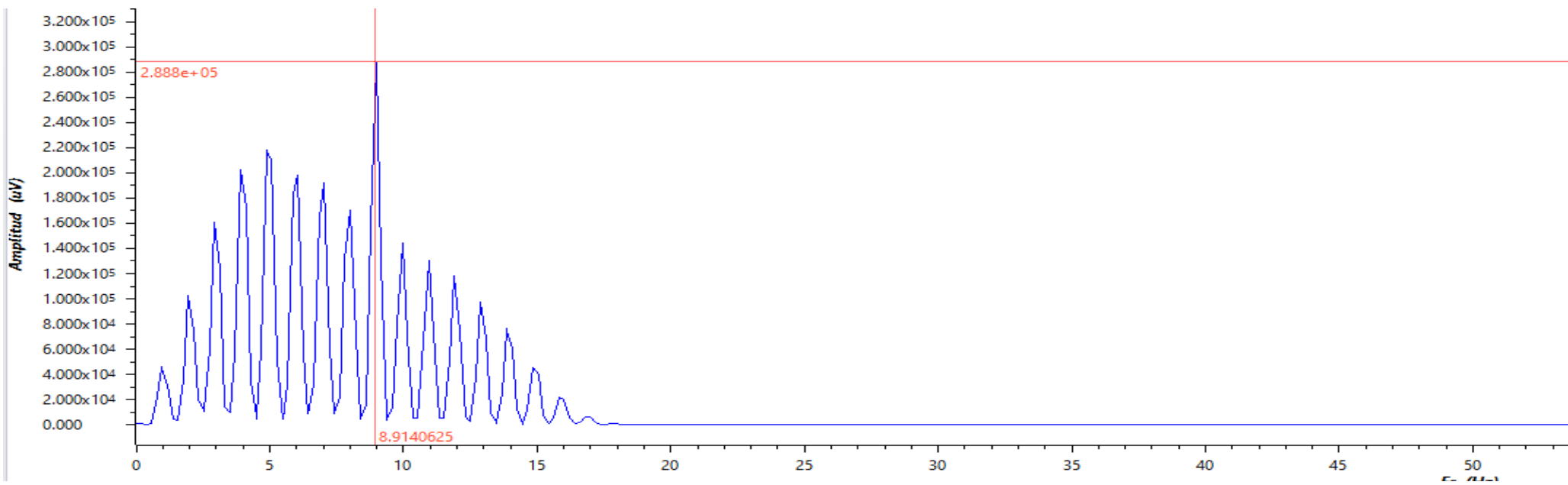


Fig. 7.3: Extracción de características para un estímulo de 8.567 Hz.

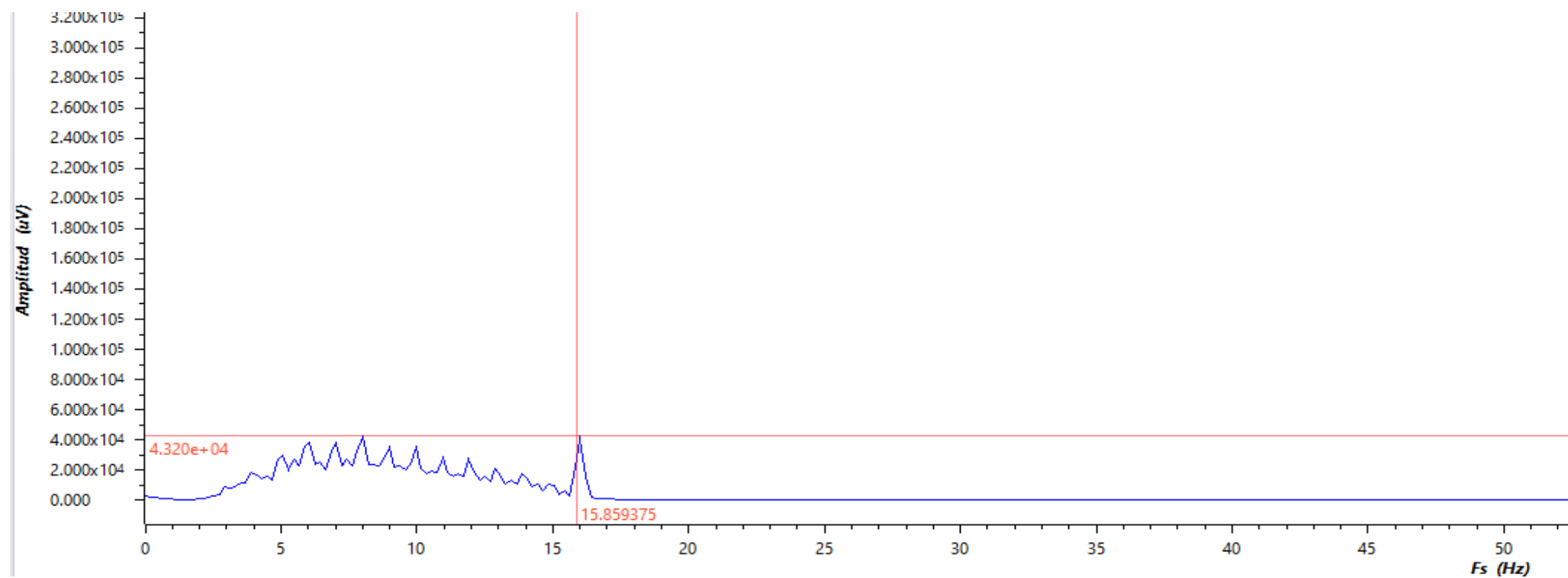


Fig. 7.4: Extracción de características para un estímulo de 15 Hz.

7.2. Resultados del modelo clasificador

De manera análoga a la sección anterior se evaluó de forma modular el desempeño del sistema clasificador implementado en la TMS320F28379D, los valores estadísticos que se muestran en la Tabla 6.6, son establecidos de manera fija en la memoria del DSP en las variables “escala” y “media”, de igual forma el vector de entrenamiento se fija en la memoria del DSP en la variable “x”, lo anterior se puede apreciar en la Fig. 7.1 y Fig. 7.2.

Address	Label	Value 1	Value 2	Value 3
0x0000A806		0.0	0.0	0.0
0x0000A80C	mult	0.0	0.0	0.0
0x0000A812		0.0	0.0	0.0
0x0000A818	escala	201.93042		
0x0000A81A		216.170319	419.772247	452.106781
0x0000A820	media	37.6478195	41.350071	74.1006927
0x0000A826		66.8358765		

Fig. 7.1: Valores estadísticos media y desviación estándar para la normalización de los datos de entrada implementados en la DSP.

Address	Label	Value 1	Value 2	Value 3
0x0000C000	x	152.504257	148.525284	116.308922
0x0000C006		327.970093	552.445923	72.3346481
0x0000C00C		47.7572708	25.7800522	30.1704559

Fig. 7.2: Ejemplo de los primeros nueve valores del vector de entrenamiento.

Para la evaluación se realizaron dos pruebas, la primera consistió en realizar tres ejecuciones con tres diferentes vectores en donde cada uno contenía 100 valores de cada clase ordenados de forma aleatoria correspondiente a datos obtenidos en la etapa de extracción de las características.

El objetivo de esta primera prueba era visualizar la capacidad del sistema para clasificar datos aleatorios sin tomar en cuenta la intención de identificar un elemento de la interfaz de usuario, los datos obtenidos para este experimento se muestran en la Tabla 7.1.

Tabla 7.1: Resultados de la clasificación de elementos aleatorios.

Ejecución	Datos de prueba por clase	Datos clasificados correctamente				Tiempo de respuesta promedio [ms]
		Clase 0 8.57 Hz	Clase 1 10 Hz	Clase 2 12 Hz	Clase 3 15 Hz	
1	100	93	83	90	97	1954
2		90	92	89	94	1894
3		99	86	91	89	1794

La segunda prueba consistió en analizar la capacidad de clasificar las clases e interactuar con la interfaz de usuario, con la finalidad de hacer la selección de letras hasta lograr formar y mostrar en pantalla el mensaje “HOLA MUNDO”.

En la sección 6.2 se describió el conjunto de escenas que conforman la interfaz de usuario, y en la Fig. 6.11 se puede observar qué se requiere de la clasificación de tres clases para cambiar entre las escenas y lograr la selección de una única letra, la cual es almacenada y se muestra en pantalla hasta que lo decida el usuario. Un ejemplo de lo anterior es que para seleccionar la letra “H”, es necesario que a la interfaz el primer dato clasificado pertenezca a la clase 0, de esta manera cambia a una siguiente escena, el segundo dato deber pertenecer a la clase 2 y finalmente el tercer dato debe pertenecer a clase 1, transcurrido el cambio de tres escenas la interfaz regresa a la página principal para hacer la selección de una nueva letra.

Para realizar la prueba se realizaron 15 ejecuciones con 15 diferentes *datasets*, donde cada una contiene información proveniente de la etapa de extracción de características, los datos se ordenaron en función de las clases requeridas para la identificación de cada letra; los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 7.3.

Tabla 7.2: Forma en la que se encuentran ordenadas las clases de los 15 datasets de prueba.

Objetivo	Clases requeridas para la identificación del objetivo		
	0	2	1
H	0	2	1
O	1	2	0
L	1	0	2
A	0	0	0
M	1	1	0
U	2	1	0
N	1	1	1
D	0	1	0
O	1	2	0
Msj	3	0	2

Tabla 7.3: Resultados obtenidos para formar el mensaje "hola mundo".

Pruebas realizadas	Objetivo en la interfaz	Tiempo de respuesta promedio para clasificar una clase [ms]	Tempo de respuesta promedio para identificar una letra ⁴⁴ [ms]	Identificación correcta del objetivo	Identificación errónea del objetivo
15	H	660	1980	13	2
	O	520	1560	12	3
	L	498	1494	14	1
	A	543	1629	14	1
	M	367	1101	14	1
	U	418	1254	12	3
	N	546	1638	13	2
	D	438	1314	14	1
	O	425	1275	13	2
	Msj ⁴⁵	514	1542	14	1
Promedio			14787 [ms] = 14.787 [s]	13.3	1.7

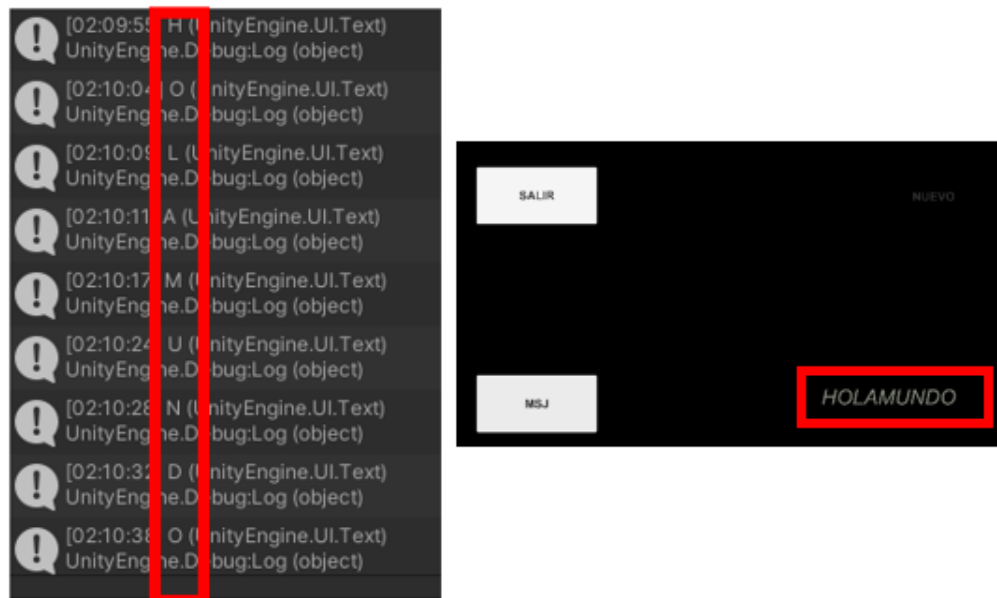


Fig. 7.3: Ejemplo de las pantallas de la interfaz de usuario, a la izquierda las letras seleccionadas a partir de la clasificación proveniente del sistema de procesamiento, a la derecha el mensaje generado mostrado en pantalla⁴⁶.

⁴⁴ Se requiere de la clasificación de tres clases para identificar un objetivo dentro de la interfaz de usuario.

⁴⁵ Instrucción para mostrar las letras previamente seleccionadas en pantalla.

⁴⁶ Dentro del repositorio se encuentra un video que muestra una de las interacciones del sistema de procesamiento con la interfaz para esta prueba.

De acuerdo con los resultados obtenidos de las 15 pruebas en la segunda etapa, se logró escribir 13 veces de manera efectiva el mensaje que se deseaba mostrar, sin embargo, el tiempo promedio es superior a los 14 segundos lo cual es demasiado si se compara con el tiempo que le toma a una persona escribir el mismo mensaje en un algún dispositivo (teléfono, computadora).

Sin embargo, el tiempo promedio para la clasificación de una clase y la generación de una instrucción (cambio de escena dentro de la interfaz), está por debajo de los 5 segundos tal como se planteó en los objetivos, por lo que la latencia para generar un mensaje será variable en función de la cantidad de elementos que se requieren, además es importante considerar que este tiempo aumentaría al unir y evaluar en conjunto las etapas de procesamiento y clasificación, así como evaluando el sistema adquiriendo la señal en tiempo real.

7.3. Métricas de evaluación del sistema desarrollo

A pesar de que el tiempo es un factor importante para la formación de un mensaje dentro de la interfaz, las métricas más importantes que sirven para determinar la eficiencia del sistema desarrollado están dadas por las (Ec.5 .1) y (Ec. 5.2) planteadas en la sección 5.2, es por ello que a continuación se exponen los resultados para la exactitud y la transferencia de información alcanzada en cada prueba realizada.

Tabla 7.4: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al clasificar la clase 0.

Ejecución	Datos de prueba por clase	Clase 0 8.57 [Hz]	Exactitud %	ITR [bits/min]
1	100	93	93	46.77
2		90	90	43.48
3		99	99	63.66
Promedio			94	51.30

Tabla 7.5: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al clasificar la clase 1.

Ejecución	Datos de prueba por clase	Clase 1 10 [Hz]	Exactitud %	ITR [bits/min]
1	100	83	83	32.94
2		92	92	46.60
3		86	86	39.93
Promedio			87	39.82

Tabla 7.6: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al clasificar la clase 2.

Ejecución	Datos de prueba por clase	Clase 2 12 [Hz]	Exactitud %	ITR [bits/min]
1	100	90	90	42.14
2		89	89	42.00
3		91	91	47.52
Promedio			90	43.88

Tabla 7.7: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al clasificar la clase 3.

Ejecución	Datos de prueba por clase	Clase 3 15 [Hz]	Exactitud %	ITR [bits/min]
1	100	97	97	53.98
2		94	94	49.97
3		89	89	44.34
Promedio			93.33	43.3

Tabla 7.8: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al formar el mensaje "hola mundo".

Pruebas realizadas	Objetivo en la interfaz	Exactitud promedio %	ITR promedio [bits/ min]
15	H	86.66	37.03
	O	80	36.96
	L	93.33	61.88
	A	93.33	56.75
	M	93.33	83.9
	U	80	45.98
	N	86.66	44.76
	D	93.33	70.76
	O	86.66	57.51
	Msj ⁴⁷	93.333	59.96
Promedio		88.66	55.52

Como se puede observar en las tablas anteriores la exactitud alcanzada para la mayoría de las pruebas es superior al 90%, de igual manera la transferencia de información en promedio supera los 40 [bits/min] tal como se planteó en los objetivos de diseño, es por ello que basado en estas pruebas se determina que el sistema desarrollado es eficiente, sin embargo, tiene áreas de oportunidad que serán planteadas en las conclusiones.

⁴⁷ Instrucción para mostrar las letras previamente seleccionadas en pantalla.

8. Conclusiones

Los resultados obtenidos son satisfactorios, no obstante, aún hay elementos que distan de algunos de los objetivos que se plantearon al inicio del trabajo. En los siguientes párrafos se expone lo que se logró y los obstáculos que existieron y que impidieron cumplir 100% de lo planteado.

Se comprobó que las señales del cerebro y específicamente lo que se obtiene de un estudio EEG en efecto contiene información no solamente útil para el campo médico, sino que hace posible utilizar esta como medio para controlar o comunicarse a través de un procesamiento y clasificación de características.

El sistema de medición que se propuso basado en un casco utilizando únicamente 4 canales de EEG, fue resultado de una exhaustiva investigación que dio origen a la selección de los canales más relacionados con la identificación de frecuencias dadas por un modelo SSVEP (O1, Oz, O2, PO3, POZ, PO4, P3, PZ y P4) esto permitió considerablemente mitigar los efectos de ruido o artefactos proveniente del parpadeo u otras fuente fisiológicas, a pesar de que existió presencia de ruido la magnitud estaba considerablemente reducida.

El preprocesamiento y la extracción de características son pasos importantes, pero para que estos otorguen resultados congruentes es necesario que las señales EEG sean señales de alta fiabilidad, lo cual para este trabajo fue la tarea más compleja ya que para obtener señales EEG optimas fue necesario realizar la adquisición más de 50 veces, debido a factores de ruido externo que afectaban en gran medida la calidad de la señal que se adquiría.

Un hecho importante fue que se logró comprobar que para un estudio SSVEP analizar únicamente la amplitud de los espectros es suficiente para crear vectores que contengan características para cada una de las frecuencias estímulos, si bien el uso queda restringido únicamente a identificación de espectros es suficiente para cubrir el objeto de estudio para este trabajo.

Como se mencionó en el desarrollo de este trabajo no se logró la integración 100% automatizada de cada subsistema, sin embargo, los resultados en cada etapa analizados de forma modular indican un nivel competitivo de desempeño frente a las propuestas que se han desarrollado y cubre por completo la orientación hacia el sector al que va dirigido.

Finalmente, el tiempo para poder mostrar un mensaje en pantalla es variable, aun cuando el sistema no está 100% integrado, en todas las pruebas realizadas se aseguró que no sobrepasara una ventana de tiempo de 2 segundos para la ejecución de cada instrucción, lo que podría considerarse como un sistema rápido de comunicación entre usuario y entorno.

8.1. Trabajo a futuro

Debido a las limitaciones y resultados obtenidos en este trabajo, se identificaron algunas tareas cuya modificación o implementación podrían mejorar el funcionamiento y permitirían obtener un sistema más eficiente. Algunas de estas propuestas son:

- Idear un sistema de comunicación que permita el envío de datos en tiempo real entre la tarjeta de adquisición y la unidad de procesamiento que no requiera del uso de la computadora.
- El sistema de adquisición es un sistema vestible, sin embargo, el sistema de procesamiento no lo es por completo, por lo que sería óptimo diseñar una tarjeta electrónica que contenga únicamente el procesador TMS320F28379D junto con los elementos necesarios para comunicarlo con el sistema de adquisición, reduciendo las dimensiones y prescindiendo del uso de la computadora posterior a la configuración del sistema.
- Implementar en la interfaz y el procesamiento una unidad de calibración y entrenamiento para cada usuario, es decir que sea capaz de entrenar al sistema de manera particular, y probar al mismo tiempo que se adapta al usuario y que puede eliminar los ruidos y artefactos a los que esté sometido con cada persona.
- A partir de la señal acondicionada podrían utilizarse diferentes clasificadores, para usar la salida de cada uno para controlar o manipular algún dispositivo, además de la interacción con la interfaz diseñada.
- Sería prudente realizar pruebas experimentales dentro de un grupo de estudio conformado con personas clínicamente sanas y pacientes con limitaciones motrices para evaluar en un entorno real la funcionalidad del trabajo que aquí se propuso.
- Integrar una unidad que permita la conectividad del sistema con la red para hacer una integración con el Internet de las cosas (IoT por sus siglas en inglés), al mismo tiempo desarrollar nuevas plataformas o interfaces gráficas que permitan utilizar todos los recursos proporcionados por la tarjeta de adquisición.

Lista de tablas

Tabla 2.1: Descripción general de las Interfaces Cerebro-Computadora disponibles.

Tabla 3.1: Clasificación de los tipos de ondas cerebrales [2],[42],[43] .

Tabla 4.1: Breve descripción de las técnicas para la extracción de las características de señales cerebrales[42],[64].

Tabla 4.2: Breve descripción de los métodos de clasificación de señales EGG [2],[42],[64].

Tabla 5.1: Resultados de la comparativa de los métodos SSVEP y P300 [69],[70].

Tabla 5.2: Identificadores de los electrodos para el sistema internacional 10-20 [2],[74].

Tabla 5.3: Resultados de un estudio para determinar el número de canales óptimo para SSVEP [75].

Tabla 5.4: Tabla comparativa de varias tecnologías de monitoreo de la actividad cerebral de tipo no invasivo[2],[49] .

Tabla 5.5: Comparativa de las ventajas y desventajas de los sistemas de adquisición disponibles [10],[14],[30]

Tabla 5.6: Ficha técnica de la tarjeta de desarrollo Ganglion Board [14].

Tabla 5.7: Ficha técnica de los electrodos seleccionados [99].

Tabla 5.8: Principales características de la tarjeta TMS320F28379D [100].

Tabla 5.9: Tamaño en bytes de la información enviada a una $F_s = 200$ Hz.

Tabla 5.10: Registro SCIRCBUF del DSP [100].

Tabla 5.11: Frecuencias para una tasa de actualización de 60 Hz [104].

Tabla 6.1: Parámetros de impresión utilizados para la fabricación de las piezas.

Tabla 6.2: Coeficientes de los filtros FIR para eliminación de ruido.

Tabla 6.3: Orden de los componentes del banco de filtros para la extracción.

Tabla 6.4: Exactitud de la clasificación de señales EEG.

Tabla 6.5: División del conjunto del vector de datos de entrenamiento.

Tabla 6.6: Valores estadísticos media y desviación estándar para la normalización de los datos de entrada.

Tabla 7.1: Resultados de la clasificación de elementos aleatorios.

Tabla 7.2: Forma en la que se encuentran ordenadas las clases de los 15 dataset de prueba.

Tabla 7.3: Resultados obtenidos para formar el mensaje "hola mundo".

Tabla 7.4: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al clasificar la clase 0.

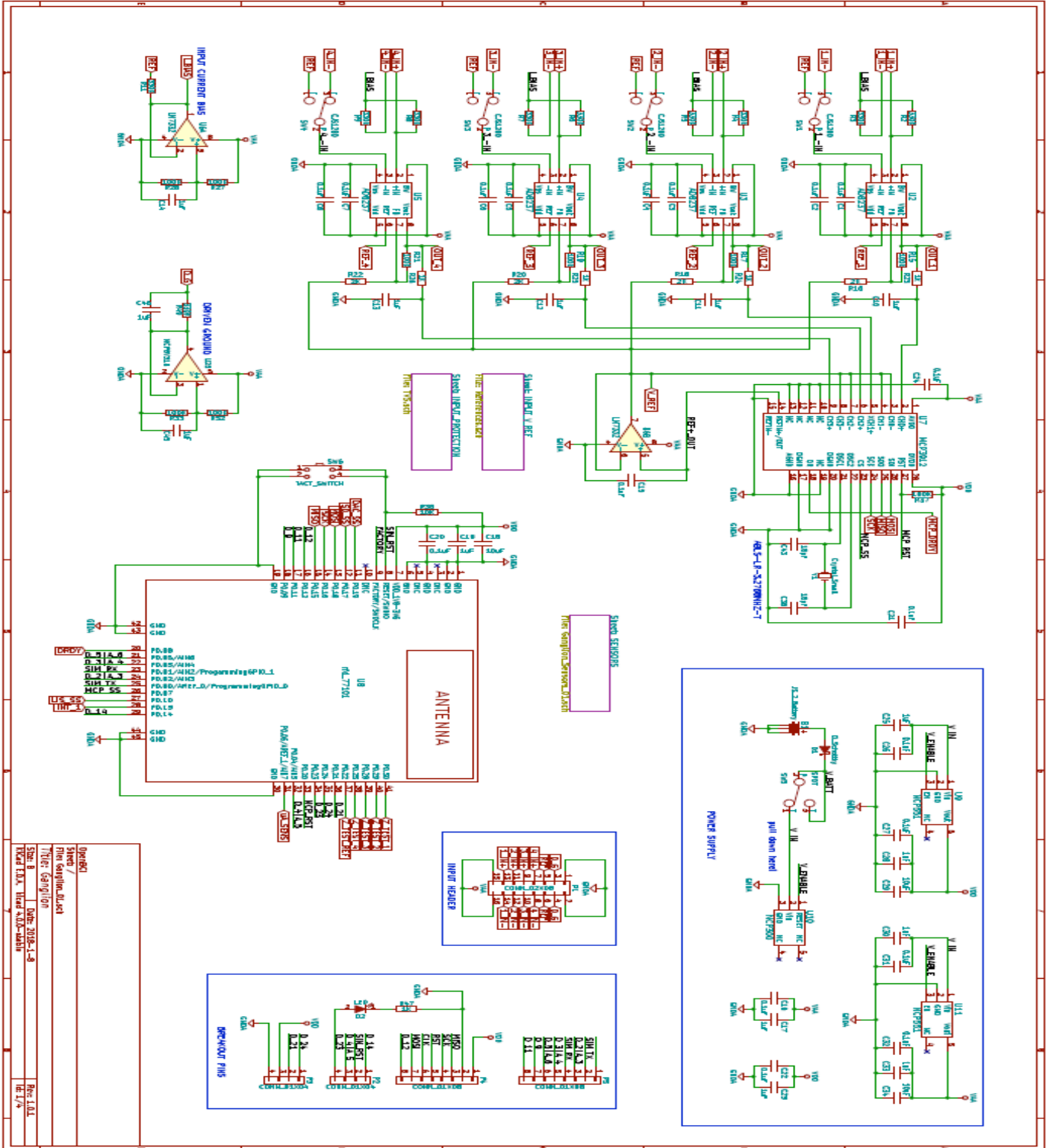
Tabla 7.5: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al clasificar la clase 1.

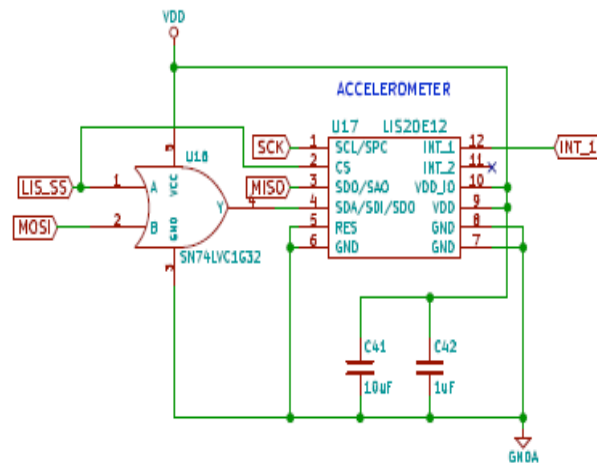
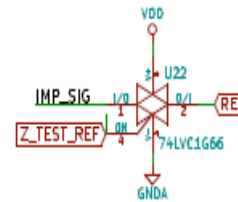
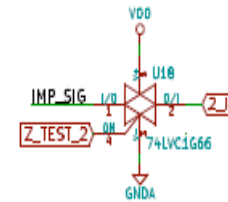
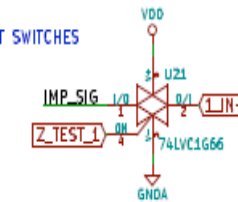
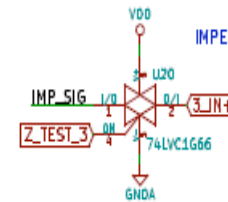
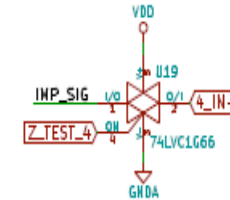
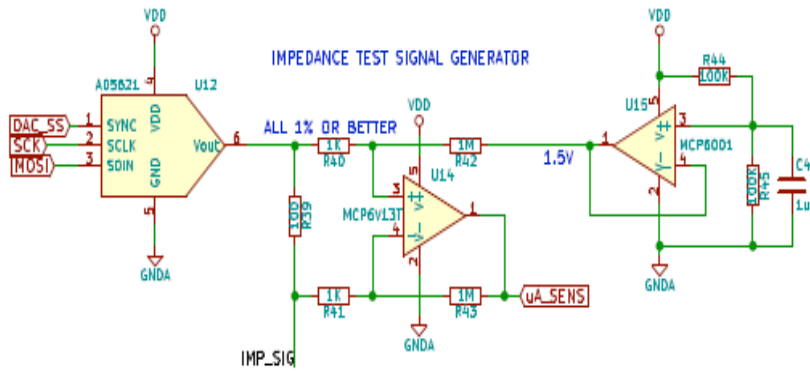
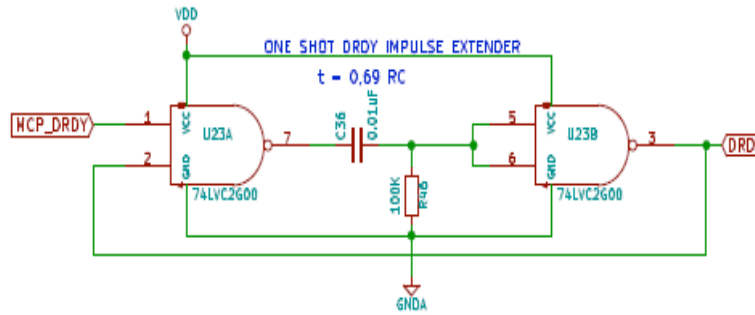
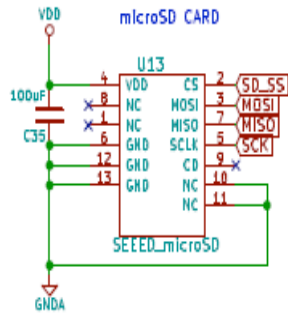
Tabla 7.6: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al clasificar la clase 2.

Tabla 7.7: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al clasificar la clase 3.

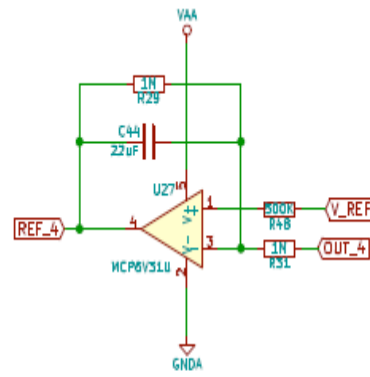
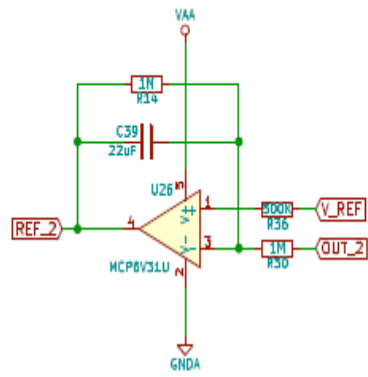
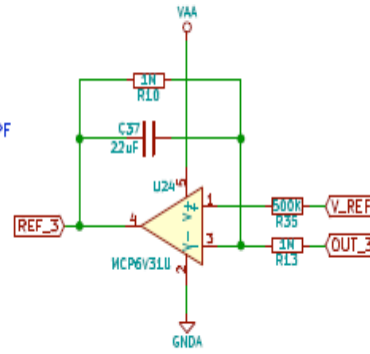
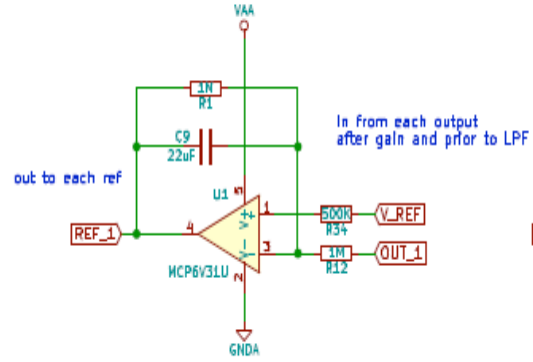
Tabla 7.8: Exactitud y tasa de transferencia obtenidos al formar el mensaje "hola mundo".

Apéndice A Esquema de conexiones de la tarjeta Gangleon board





OpenBCI
 Sheet: /SENSORS/
 File: Ganglion_Sensors_01.sch
Title: Ganglion Peripherals
 Size: A4 Date: 2018-1-8 Rev: 1.0.1
 KiCad E.D.A. kicad 4.0.0-stable Id: 2/4



OpenBCI

Sheet: /INPUT_V_REF/

File: References.sch

Title: Ganglion Input Voltage References

Size: A4 Date: 2018-1-8

Rev: 1.0.1

KICad E.D.A. kicad 4.0.0-stable

Id: 3/4



TMS320F28379D, TMS320F28379D-Q1, TMS320F28378D, TMS320F28377D
TMS320F28377D-Q1, TMS320F28376D, TMS320F28375D, TMS320F28374D
SPRS8800 – DECEMBER 2013 – REVISED FEBRUARY 2021

TMS320F2837xD Dual-Core Microcontrollers

1 Features

- Dual-core architecture
 - Two TMS320C28x 32-bit CPUs
 - 200 MHz
 - IEEE 754 single-precision Floating-Point Unit (FPU)
 - Trigonometric Math Unit (TMU)
 - Viterbi/Complex Math Unit (VCU-II)
- Two programmable Control Law Accelerators (CLAs)
 - 200 MHz
 - IEEE 754 single-precision floating-point instructions
 - Executes code independently of main CPU
- On-chip memory
 - 512KB (256KW) or 1MB (512KW) of flash (ECC-protected)
 - 172KB (86KW) or 204KB (102KW) of RAM (ECC-protected or parity-protected)
 - Dual-zone security supporting third-party development
 - Unique identification number
- Clock and system control
 - Two internal zero-pin 10-MHz oscillators
 - On-chip crystal oscillator
 - Windowed watchdog timer module
 - Missing clock detection circuitry
- 1.2-V core, 3.3-V I/O design
- System peripherals
 - Two External Memory Interfaces (EMIFs) with ASRAM and SDRAM support
 - Dual 6-channel Direct Memory Access (DMA) controllers
 - Up to 169 individually programmable, multiplexed General-Purpose Input/Output (GPIO) pins with input filtering
 - Expanded Peripheral Interrupt controller (ePIE)
 - Multiple Low-Power Mode (LPM) support with external wakeup
- Communications peripherals
 - USB 2.0 (MAC + PHY)
 - Support for 12-pin 3.3 V-compatible Universal Parallel Port (uPP) interface
 - Two Controller Area Network (CAN) modules (pin-bootable)
 - Three high-speed (up to 50-MHz) SPI ports (pin-bootable)
 - Two Multichannel Buffered Serial Ports (McBSPs)
 - Four Serial Communications Interfaces (SCI/UART) (pin-bootable)
 - Two I2C interfaces (pin-bootable)
- Analog subsystem
 - Up to four Analog-to-Digital Converters (ADCs)
 - 16-bit mode
 - 1.1 MSPS each (up to 4.4-MSPS system throughput)
 - Differential inputs
 - Up to 12 external channels
 - 12-bit mode
 - 3.5 MSPS each (up to 14-MSPS system throughput)
 - Single-ended inputs
 - Up to 24 external channels
 - Single Sample-and-Hold (S/H) on each ADC
 - Hardware-integrated post-processing of ADC conversions
 - Saturating offset calibration
 - Error from setpoint calculation
 - High, low, and zero-crossing compare, with interrupt capability
 - Trigger-to-sample delay capture
 - Eight windowed comparators with 12-bit Digital-to-Analog Converter (DAC) references
 - Three 12-bit buffered DAC outputs
- Enhanced control peripherals
 - 24 Pulse Width Modulator (PWM) channels with enhanced features
 - 16 High-Resolution Pulse Width Modulator (HRPWM) channels
 - High resolution on both A and B channels of 8 PWM modules
 - Dead-band support (on both standard and high resolution)
 - Six Enhanced Capture (eCAP) modules
 - Three Enhanced Quadrature Encoder Pulse (eQEP) modules
 - Eight Sigma-Delta Filter Module (SDFM) input channels, 2 parallel filters per channel
 - Standard SDFM data filtering



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

- Comparator filter for fast action for out of range
- Configurable Logic Block (CLB)
 - Augments existing peripheral capability
 - Supports position manager solutions
- **Functional Safety-Compliant**
 - Developed for functional safety applications
 - Documentation available to aid ISO 26262 system design up to ASIL D; IEC 61508 up to SIL 3; IEC 60730 up to Class C; and UL 1998 up to Class 2
 - **Hardware integrity up to ASIL B, SIL 2**
- Safety-related certification
 - **ISO 26262 certified up to ASIL B and IEC 61508 certified up to SIL 2 by TUV SUD**
- Package options:
 - Lead-free, green packaging
 - 337-ball New Fine Pitch Ball Grid Array (nFBGA) [ZWT suffix]
 - 176-pin PowerPAD™ Thermally Enhanced Low-Profile Quad Flatpack (HLQFP) [PTP suffix]
 - 100-pin PowerPAD Thermally Enhanced Thin Quad Flatpack (HTQFP) [PZP suffix]
- Temperature options:
 - T: –40°C to 105°C junction
 - S: –40°C to 125°C junction
 - Q: –40°C to 125°C free-air (AEC Q100 qualification for automotive applications)

2 Applications

- Medium/short range radar
- Traction inverter motor control
- HVAC large commercial motor control
- Automated sorting equipment
- CNC control
- AC charging (pile) station
- DC charging (pile) station
- EV charging station power module
- Energy storage power conversion system (PCS)
- Central inverter
- Solar power optimizer
- String inverter
- Inverter & motor control
- On-board (OBC) & wireless charger
- Linear motor segment controller
- Servo drive control module
- AC-input BLDC motor drive
- DC-input BLDC motor drive
- Industrial AC-DC
- Three phase UPS

TP4056 1A Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8

DESCRIPTION

The TP4056 is a complete constant-current/constant-voltage linear charger for single cell lithium-ion batteries. Its SOP package and low external component count make the TP4056 ideally suited for portable applications. Furthermore, the TP4056 can work within USB and wall adapter.

No blocking diode is required due to the internal PMOSFET architecture and have prevent to negative Charge Current Circuit. Thermal feedback regulates the charge current to limit the die temperature during high power operation or high ambient temperature. The charge voltage is fixed at 4.2V, and the charge current can be programmed externally with a single resistor. The TP4056 automatically terminates the charge cycle when the charge current drops to 1/10th the programmed value after the final float voltage is reached.

TP4056 Other features include current monitor, under voltage lockout, automatic recharge and two status pin to indicate charge termination and the presence of an input voltage.

FEATURES

- Programmable Charge Current Up to 1000mA
- No MOSFET, Sense Resistor or Blocking Diode Required
- Complete Linear Charger in SOP-8 Package for Single Cell Lithium-Ion Batteries
- Constant-Current/Constant-Voltage
- Charges Single Cell Li-Ion Batteries Directly from USB Port
- Preset 4.2V Charge Voltage with 1.5% Accuracy
- Automatic Recharge
- two Charge Status Output Pins
- C/10 Charge Termination
- 2.9V Trickle Charge Threshold (TP4056)
- Soft-Start Limits Inrush Current
- Available **Radiator** in 8-Lead SOP Package, the **Radiator need** connect GND or impending

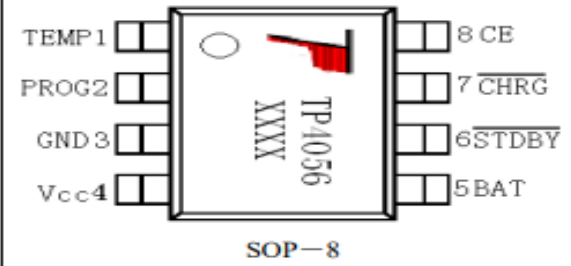

ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

- Input Supply Voltage(V_{CC}): $-0.3V \sim 8V$
- TEMP: $-0.3V \sim 10V$
- CE: $-0.3V \sim 10V$
- BAT Short-Circuit Duration: Continuous
- BAT Pin Current: 1200mA
- PROG Pin Current: 1200uA
- Maximum Junction Temperature: $145^{\circ}C$
- Operating Ambient Temperature Range: $-40^{\circ}C \sim 85^{\circ}C$
- Lead Temp.(Soldering, 10sec): $260^{\circ}C$

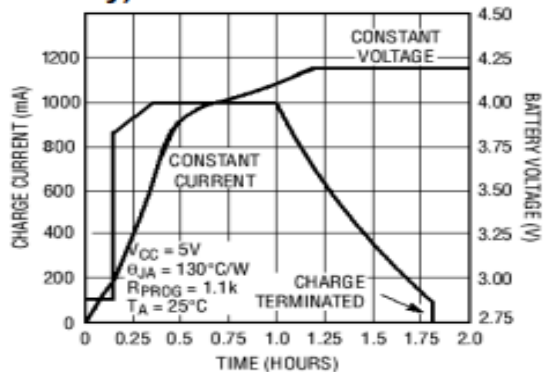
APPLICATIONS

- Cellular Telephones, PDAs, GPS
- Charging Docks and Cradles
- Digital Still Cameras, Portable Devices
- USB Bus-Powered Chargers,Chargers

PACKAGE/ORDER INFORMATION

 <p style="text-align: center;">SOP-8</p>	<p>ORDER PART NUMBER TP4056-42-SOP8-PP</p> <hr/> <p>PART MARKING TP4056</p>
<p>photo</p> 	

Complete Charge Cycle (1000mAh Battery)



TEMP(Pin 1) :Temperature Sense Input Connecting TEMP pin to NTC thermistor's output in Lithium ion battery pack. If TEMP pin's voltage is below 45% or above 80% of supply voltage V_{IN} for more than 0.15S, this means that battery's temperature is too high or too low, charging is suspended. The temperature sense function can be disabled by grounding the TEMP pin.

PROG(Pin 2): Constant Charge Current Setting and Charge Current Monitor Pin charge current is set by connecting a resistor R_{ISET} from this pin to GND. When in precharge mode, the ISET pin's voltage is regulated to 0.2V. When in constant charge current mode, the ISET pin's voltage is regulated to 2V. In all modes during charging, the voltage on ISET pin can be used to measure the charge current as follows:

$$I_{BAT} = \frac{V_{PROG}}{R_{PROG}} \times 1200 \quad (V_{PROG}=1V)$$

GND(Pin3): Ground Terminal

Vcc(Pin 4): Positive Input Supply Voltage V_{IN} is the power supply to the internal circuit. When V_{IN} drops to within 30mv of the BAT pin voltage, TP4056 enters low power sleep mode, dropping BAT pin's current to less than 2uA.

BAT(Pin5): Battery Connection Pin. Connect the positive terminal of the battery to BAT pin. BAT pin draws less than 2uA current in chip disable mode or in sleep mode. BAT pin provides charge current to the battery and provides regulation voltage of 4.2V.

STDBY(Pin6): Open Drain Charge Status Output When the battery Charge Termination, the \overline{STDBY} pin is pulled low by an internal switch, otherwise \overline{STDBY} pin is in high impedance state.

CHRG(Pin7): Open Drain Charge Status Output When the battery is being charged, the \overline{CHRG} pin is pulled low by an internal switch, otherwise \overline{CHRG} pin is in high impedance state.

CE(Pin8): Chip Enable Input. A high input will put the device in the normal operating mode.

Pulling the CE pin to low level will put the YP4056 into disable mode. The CE pin can be driven by TTL or CMOS logic level.

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

The ● denotes specifications which apply over the full operating temperature range, otherwise specifications are at $T_A=25^\circ\text{C}$, $V_{CC}=5V$, unless otherwise noted.

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	
V_{CC}	Input Supply Voltage		● 4.0	5	8.0	V	
I_{CC}	Input Supply Current	Charge Mode, $R_{PROG} = 1.2k$	●	150	500	μA	
		StandbyMode(Charge Terminated)	●	55	100	μA	
		Shutdown Mode (R_{PROG} Not Connected, $V_{CC} < V_{BAT}$, or $V_{CC} < V_{UV}$)	●	55	100	μA	
V_{FLOAL}	Regulated Output (Float) Voltage	$0^\circ\text{C} \leq T_A \leq 85^\circ\text{C}$, $I_{BAT}=40\text{mA}$	4.137	4.2	4.263	V	
I_{BAT}	BAT Pin Current Text condition: $V_{BAT}=4.0V$	$R_{PROG} = 2.4k$, Current Mode	●	450	500	550	mA
		$R_{PROG} = 1.2k$, Current Mode	●	950	1000	1050	mA
		Standby Mode, $V_{BAT} = 4.2V$	●	0	-2.5	-6	μA
I_{TRIKL}	Trickle Charge Current	$V_{BAT} < V_{TRIKL}$, $R_{PROG}=1.2K$	●	120	130	140	mA
V_{TRIKL}	Trickle Charge Threshold Voltage	$R_{PROG}=1.2K$, V_{BAT} Rising		2.8	2.9	3.0	V
V_{TRHYS}	Trickle Charge Hysteresis Voltage	$R_{PROG}=1.2K$		60	80	100	mV
T_{LM}	Junction Temperature in Constant Temperature Mode			145		$^\circ\text{C}$	

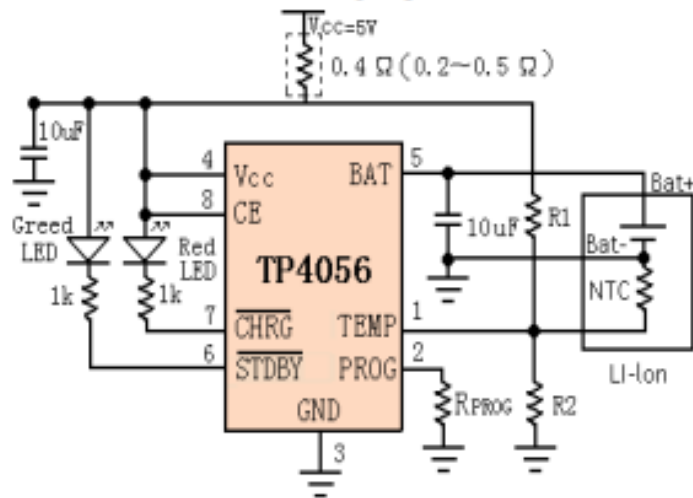
Indicator light state

Charge state	Red LED $\overline{\text{CHRG}}$	Green LED $\overline{\text{STDBY}}$
charging	bright	extinguish
Charge Termination	extinguish	bright
Vin too low; Temperature of battery too low or too high; no battery	extinguish	extinguish
BAT PIN Connect 10u Capacitance; No battery	Green LED bright, Red LED Coruscate T=1-4 S	

Rprog Current Setting

R _{PROG} (k)	I _{BAT} (mA)
10	130
5	250
4	300
3	400
2	580
1.66	690
1.5	780
1.33	900
1.2	1000

TYPICAL APPLICATIONS



Referencias

- [1] G. Chao, "Human-computer interaction: Process and principles of human-computer interface design", *Proc. - 2009 Int. Conf. Comput. Autom. Eng. ICCAE 2009*, pp. 230–233, 2009, doi: 10.1109/ICCAE.2009.23.
- [2] T. Advances, *Brain–Computer Interfaces Handbook*. 2018.
- [3] J. R. Wolpaw *et al.*, "Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting", *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, núm. 2, pp. 164–173, 2000, doi: 10.1109/TRE.2000.847807.
- [4] E. G. M. Kanaga, R. M. Kumaran, M. Hema, R. G. Manohari, y T. A. Thomas, "An experimental investigations on classifiers for Brain Computer Interface (BCI) based authentication", *Proc. - Int. Conf. Trends Electron. Informatics, ICEI 2017*, vol. 2018-Janua, pp. 1–6, 2018, doi: 10.1109/ICOEI.2017.8300873.
- [5] S. N. Abdulkader, A. Atia, y M. S. M. Mostafa, "Brain computer interfacing: Applications and challenges", *Egypt. Informatics J.*, vol. 16, núm. 2, pp. 213–230, 2015, doi: 10.1016/j.eij.2015.06.002.
- [6] X. Gu *et al.*, "EEG-based Brain-Computer Interfaces (BCIs): A Survey of Recent Studies on Signal Sensing Technologies and Computational Intelligence Approaches and their Applications", núm. January, 2020.
- [7] "Banco de Indicadores". [En línea]. Disponible en: <https://www.inegi.org.mx/app/indicadores/?ind=6200240390&tm=6#divFV6200240367%23D6200240390>. [Consultado: 09-sep-2020].
- [8] "Real Academia Española". [En línea]. Disponible en: <https://www.rae.es/>. [Consultado: 09-sep-2020].
- [9] "EEG - ECG - Biosensors". [En línea]. Disponible en: <http://neurosky.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [10] "EMOTIV | Brain Data Measuring Hardware and Software Solutions". [En línea]. Disponible en: <https://www.emotiv.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [11] "Biosemi EEG ECG EMG BSPM NEURO amplifier electrodes". [En línea]. Disponible en: <https://www.biosemi.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [12] "Mitsar :: Neurodiagnostics :: Electroencephalography (EEG) – Mitsar :: Neurodiagnostics :: Electroencephalography (EEG)". [En línea]. Disponible en: <https://mitsar-eeg.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [13] "Fully mobile EEG devices | mBrainTrain | Home new". [En línea]. Disponible en: <https://mbraintrain.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [14] "OpenBCI - Open Source Biosensing Tools (EEG, EMG, EKG, and more)". [En línea]. Disponible en:

<https://openbci.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].

- [15] “Brain Products GmbH - Solutions for neurophysiological research”. [En línea]. Disponible en: <https://www.brainproducts.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [16] “Dry EEG Headset | CGX | United States”. [En línea]. Disponible en: <https://www.cgxsystems.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [17] “Reinventing brain health | Neuroelectrics”. [En línea]. Disponible en: <https://www.neuroelectrics.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [18] “Advanced Brain Monitoring”. [En línea]. Disponible en: <https://www.advancedbrainmonitoring.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [19] “DSI Series Dry EEG Headsets - Wearable Sensing”. [En línea]. Disponible en: <https://wearablesensing.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [20] “ANT Neuro | inspiring technology for the human brain”. [En línea]. Disponible en: <https://www.ant-neuro.com/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [21] “g.tec medical engineering | Brain-Computer Interfaces and Neurotechnology”. [En línea]. Disponible en: <https://www.gtec.at/>. [Consultado: 19-oct-2020].
- [22] I. B. C. I. Speller, “A Dynamically Optimized SSVEP Brain – Computer”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, núm. 6, pp. 1447–1456, 2015.
- [23] H. H. Kha, V. A. Kha, y D. Q. Hung, “Brainwave-controlled applications with the Emotiv EPOC using support vector machine”, *Proc. - 2016 3rd Int. Conf. Inf. Technol. Comput. Electr. Eng. ICITACEE 2016*, pp. 106–111, 2017, doi: 10.1109/ICITACEE.2016.7892420.
- [24] V. Martínez-cagigal, J. Gomez-pilar, y S. Member, “An Asynchronous P300-Based Brain-Computer”, vol. 25, núm. 8, pp. 1332–1342, 2017.
- [25] A. Saboor *et al.*, “A Browser-Driven SSVEP-Based BCI Web Speller”, *Proc. - 2018 IEEE Int. Conf. Syst. Man, Cybern. SMC 2018*, pp. 625–630, 2019, doi: 10.1109/SMC.2018.00115.
- [26] T. H. Nguyen, D. L. Yang, y W. Y. Chung, “A high-rate BCI speller based on eye-closed EEG Signal”, *IEEE Access*, vol. 6, pp. 33995–34003, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2849358.
- [27] J. A. Ramirez-Quintana, L. Madrid-Herrera, M. I. Chacon-Murguia, y L. F. Corral-Martinez, “Brain-Computer Interface System Based on P300 Processing with Convolutional Neural Network, Novel Speller, and Low Number of Electrodes”, *Cognit. Comput.*, vol. 13, núm. 1, pp. 108–124, 2021, doi: 10.1007/s12559-020-09744-2.
- [28] D. Saravanakumar y M. Ramasubba Reddy, “A high performance hybrid SSVEP based BCI speller system”, *Adv. Eng. Informatics*, vol. 42, núm. July, p. 100994, 2019, doi: 10.1016/j.aei.2019.100994.
- [29] “EEG - ECG - Biosensors”. [En línea]. Disponible en: <http://neurosky.com/>. [Consultado: 18-oct-2020].
- [30] “ADS1299EEGFE-PDK Evaluation board | TI.com”. [En línea]. Disponible en: <https://www.ti.com/tool/ADS1299EEGFE-PDK>. [Consultado: 29-jun-2021].
- [31] E. Osuna Suárez, L. E. Caro Henao, y G. Patiño Fernández, “Neuroanatomía. Fundamentos de

neuroanatomía, estructural, funcional y clínica.”, pp. 1–215, 2016.

- [32] José Luis Ojeda Sahagún. y José Manuel Icardo de la Escalera, “OJEDA Neuroanatomia humana 2004”. p. 270,271, 2004.
- [33] M. Gallucci, S. Capoccia, y A. Catalucci, *Radiographic atlas of skull and brain anatomy*. 2005.
- [34] L. A. Coward, *Towards a Theoretical Neuroscience: from Cell Chemistry to Cognition (Springer Series in Cognitive and Neural Systems)*. 2013.
- [35] “Premium Vector | Human brain on white background illustration”. [En línea]. Disponible en: https://www.freepik.com/premium-vector/human-brain-white-background-illustration_1142391.htm. [Consultado: 19-abr-2021].
- [36] “El cerebro - Unidad de Apoyo Para el Aprendizaje”. [En línea]. Disponible en: http://uapas1.bunam.unam.mx/ciencias/el_cerebro/. [Consultado: 19-abr-2021].
- [37] E. M.-M. Stanley Jacobson, *Neuroanatomy for the Neuroscientist*. 2008.
- [38] M. Chappell, S. Payne, y A. E. Methods, *Physiology for Engineers* . 2020.
- [39] H. J. ten Donkelaar, *Clinical Neuroanatomy*. 2011.
- [40] P. PALOMARES., “Trabajo Fin De Master. 08.07.2015”, 2015.
- [41] Y. Hashimoto y T. Haga, “Gap Junctions”, en *Encyclopedia of Neuroscience*, Springer Berlin Heidelberg, 2008, pp. 1670–1670.
- [42] X. Li y K. Wong, *Natural Computing for Unsupervised Learning*. 2019.
- [43] A. O. B, *Biomedical Engineering and Neuroscience*, vol. 720. 2018.
- [44] A. L.- Ekuakille, *Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environments*. Berlin Heidelberg, 210d. C.
- [45] J. E. Moore y D. J. Maitland, *Biomedical Technology and Devices, Second Edition*. 2010.
- [46] D. Friedman, “*Brain art: Brain-computer interfaces for artistic expression*”, vol. 7, núm. 1–2. 2020.
- [47] E. C. Leuthardt, G. Schalk, J. R. Wolpaw, J. G. Ojemann, y D. W. Moran, “A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans”, *J. Neural Eng.*, vol. 1, núm. 2, pp. 63–71, 2004, doi: 10.1088/1741-2560/1/2/001.
- [48] F. Laport, A. Dapena, P. M. Castro, F. J. Vazquez-Araujo, y D. Iglesia, “A Prototype of EEG System for IoT”, *Int. J. Neural Syst.*, vol. 30, núm. 7, pp. 1–15, 2020, doi: 10.1142/S0129065720500185.
- [49] B. I Morshed, “A Brief Review of Brain Signal Monitoring Technologies for BCI Applications: Challenges and Prospects”, *J. Bioeng. Biomed. Sci.*, vol. 04, núm. 01, pp. 1–10, 2014, doi: 10.4172/2155-9538.1000128.
- [50] M. Richard IV., C. Howell, S. Peebles, y K. Powell, “Unsafe harbor: An analysis of local government use of harboring ordinances to restrict illegal aliens’ access to housing”, *J. Immigr. Refug. Stud.*, vol. 9, núm. 2, pp. 127–138, 2011, doi: 10.1080/15562948.2011.567142.
- [51] I. A. Basyul y A. Y. Kaplan, “Changes in the N200 and P300 Components of Event-Related Potentials on Variations in the Conditions of Attention in a Brain–Computer Interface System”, *Neurosci.*

Behav. Physiol., vol. 45, núm. 9, pp. 1038–1042, 2015, doi: 10.1007/s11055-015-0183-8.

- [52] F. Masood, M. Hayat, T. Murtaza, y A. Irfan, “A Review of Brain Computer Interface Spellers”, *2020 Int. Conf. Emerg. Trends Smart Technol. ICETST 2020*, 2020, doi: 10.1109/ICETST49965.2020.9080743.
- [53] H. C. y A. O. Enrique Soto, Rosario Vega, “Fisiología de la audición: la cóclea”, *Inst. Fisiol. Univ. Autónoma Puebla*, pp. 1–25.
- [54] G. Plourde, D. R. Stapells, y T. W. Picton, “The human auditory steady-state evoked potentials”, *Acta Otolaryngol.*, vol. 111, núm. S491, pp. 153–160, 1991, doi: 10.3109/00016489109136793.
- [55] T. J. T. Robert Galambos, Scott Makeig, “A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp”. p. 5, 1980.
- [56] M. Cecilia, P. Abalo, G. S. López, y E. E. Suarez, “Los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición”, *Rev. Electrónica Audiol.*, vol. 2, 2003.
- [57] V. Çetin, S. Ozekes, y H. S. Varol, “Harmonic analysis of steady-state visual evoked potentials in brain computer interfaces”, *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 60, pp. 8–13, 2020, doi: 10.1016/j.bspc.2020.101999.
- [58] L. Forest Gruss, M. J. Wieser, S. Schweinberger, y A. Keil, “Face-evoked steady-state visual potentials: Effects of presentation rate and face inversion”, *Front. Hum. Neurosci.*, núm. NOVEMBER 2012, 2012, doi: 10.3389/fnhum.2012.00316.
- [59] S. Xie y W. Meng, *Biomechatronics in medical rehabilitation: Biomodelling, interface, and control*. 2017.
- [60] K. T. Kim y S. W. Lee, “Steady-state somatosensory evoked potentials for brain-controlled wheelchair”, *2014 Int. Winter Work. Brain-Computer Interface, BCI 2014*, 2014, doi: 10.1109/iww-BCI.2014.6782570.
- [61] G. R. Müller-Putz, R. Scherer, C. Neuper, y G. Pfurtscheller, “Steady-state somatosensory evoked potentials: Suitable brain signals for brain-computer interfaces?”, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 14, núm. 1, pp. 30–37, 2006, doi: 10.1109/TNSRE.2005.863842.
- [62] H. Bin Zhao, H. Wang, C. S. Li, y Y. G. Li, “Brain-computer interface design based on slow cortical potentials using Matlab/Simulink”, *2009 IEEE Int. Conf. Mechatronics Autom. ICMA 2009*, pp. 1044–1048, 2009, doi: 10.1109/ICMA.2009.5246255.
- [63] H. Yuan y B. He, “Brain-computer interfaces using sensorimotor rhythms: Current state and future perspectives”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, núm. 5, pp. 1425–1435, 2014, doi: 10.1109/TBME.2014.2312397.
- [64] E. Rodríguez *et al.*, “We are IntechOpen , the world ’ s leading publisher of Open Access books Built by scientists , for scientists TOP 1 %”, *Intech*, vol. 32, núm. tourism, pp. 137–144, 1989.
- [65] “Signal processing techniques.pdf”. .
- [66] P. Campisi y D. La Rocca, “Brain waves for automatic biometric-based user recognition”, *IEEE Trans. Inf. Forensics Secur.*, vol. 9, núm. 5, pp. 782–800, 2014, doi: 10.1109/TIFS.2014.2308640.

- [67] K. T. Ulrich, *Diseño y desarrollo de productor*. México, 2013.
- [68] L. Wang, D. Han, B. Qian, Z. Zhang, Z. Zhang, y Z. Liu, “The validity of steady-state visual evoked potentials as attention tags and input signals: A critical perspective of frequency allocation and number of stimuli”, *Brain Sci.*, vol. 10, núm. 9, pp. 1–16, 2020, doi: 10.3390/brainsci10090616.
- [69] J. Zhao, W. Li, y M. Li, “Comparative study of SSVEP- and P300-based models for the telepresence control of humanoid robots”, *PLoS One*, vol. 10, núm. 11, pp. 1–18, 2015, doi: 10.1371/journal.pone.0142168.
- [70] K. T. Nguyen, W. K. Liang, N. G. Muggleton, N. E. Huang, y C. H. Juan, “Human visual steady-state responses to amplitude-modulated flicker: Latency measurement”, *J. Vis.*, vol. 19, núm. 14, pp. 1–17, 2019, doi: 10.1167/19.14.14.
- [71] Canyon Hydro *et al.*, “We are IntechOpen , the world ’ s leading publisher of Open Access books Built by scientists , for scientists TOP 1 %”, *Intech*, vol. 32, núm. July, pp. 137–144, 2013.
- [72] D. Regan, “Some characteristics of average steady-state and transient responses evoked by modulated light”, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 20, núm. 3, pp. 238–248, 1966, doi: 10.1016/0013-4694(66)90088-5.
- [73] H. H. Jasper, “The 10/20 international electrode system”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 10, núm. 2. pp. 370–375, 1958.
- [74] “Posição dos eletrodos no sistema 10-20 | Download Scientific Diagram”. [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/figure/Figura-3-5-Posicao-dos-eletrodos-no-sistema-10-20_fig1_326722760. [Consultado: 21-jun-2021].
- [75] E. Marx, M. Benda, y I. Volosyak, “Optimal electrode positions for an SSVEP-based BCI”, *Conf. Proc. - IEEE Int. Conf. Syst. Man Cybern.*, vol. 2019-Octob, pp. 2731–2736, 2019, doi: 10.1109/SMC.2019.8914280.
- [76] “2: Esquema de posiciones de los electrodos y etiquetas. Los circulos de... | Download Scientific Diagram”. [En línea]. Disponible en: https://www.researchgate.net/figure/Figura-32-Esquema-de-posiciones-de-los-electrodos-y-etiquetas-Los-circulos-de-color_fig2_286441577. [Consultado: 28-jun-2021].
- [77] J. Wiley, *EEG Signal Processing*. U.K., 2007.
- [78] Siuly Siuly, Y. Li, y Y. Zhang, *EEG Signal Analysis and Classification Techniques and Applications*. 2016.
- [79] S. Paszkiel, *Studies in Computational Intelligence 852 Analysis and Classification of EEG Signals for Brain-Computer Interfaces*. .
- [80] N. Faadhilah Afif, S. Harke Pratama, F. Haryanto, S. Nurul Khotimah, y Suprijadi, “Comparison of Wet and Dry EEG Electrodes Based on Brain Signals Characterization in Temporal and Anterior Frontal Areas Using Audio Stimulation”, *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 1505, núm. 1, pp. 0–6, 2020, doi: 10.1088/1742-6596/1505/1/012069.
- [81] C. A. Vallverdú, “Neurotechnology – Design of a semi-dry Electroencephalography electrode”.
- [82] H. Hinrichs, M. Scholz, A. K. Baum, J. W. Y. Kam, R. T. Knight, y H. J. Heinze, “Comparison between a wireless dry electrode EEG system with a conventional wired wet electrode EEG system for clinical

- applications”, *Sci. Rep.*, vol. 10, núm. 1, pp. 1–14, 2020, doi: 10.1038/s41598-020-62154-0.
- [83] “How to select a dry-EEG headset for your research applications | Bitbrain”. [En línea]. Disponible en: <https://www.bitbrain.com/blog/how-to-select-dry-eeg-headset>. [Consultado: 04-ene-2021].
- [84] Y. Sun, N. Ye, L. Zhao, y X. Xu, “Research on feature extraction algorithms in BCI”, *2009 Chinese Control Decis. Conf. CCDC 2009*, pp. 5874–5878, 2009, doi: 10.1109/CCDC.2009.5195251.
- [85] T. Yamaguchi, K. Omori, J. Irie, y K. Inoue, “Feature extraction from EEG signals in SSVEP spelling system”, *Proc. SICE Annu. Conf.*, pp. 58–62, 2010.
- [86] F. B. Vialatte, M. Maurice, J. Dauwels, y A. Cichocki, “Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives”, *Prog. Neurobiol.*, vol. 90, núm. 4, pp. 418–438, 2010, doi: 10.1016/j.pneurobio.2009.11.005.
- [87] M. Dobriyal, N. Yilmazer, y R. Chaloo, “Performance analysis of spectral estimation techniques for steady State Visual Evoked Potentials (SSVEPs) based Brain Computer Interfaces (BCIs)”, *Conf. Proc. - IEEE Int. Conf. Syst. Man Cybern.*, pp. 13–18, 2011, doi: 10.1109/ICSMC.2011.6083635.
- [88] S. Bhattacharyya, A. Khasnobish, S. Chatterjee, A. Konar, y D. N. Tibarewala, “Performance analysis of LDA, QDA and KNN algorithms in left-right limb movement classification from EEG data”, *Int. Conf. Syst. Med. Biol. ICSMB 2010 - Proc.*, núm. December, pp. 126–131, 2010, doi: 10.1109/ICSMB.2010.5735358.
- [89] A. Damián y M. Muñoz, “ESTUDIO COMPARATIVO DE LOS DSP ’ s DEL MERCADO”.
- [90] “Procesadores de Señal Digital y Controladores - DSP, DSC – Mouser México”. [En línea]. Disponible en: <https://www.mouser.mx/c/semiconductors/integrated-circuits-ics/embedded-processors-controllers/digital-signal-processors-controllers-dsp-dsc/>. [Consultado: 04-dic-2021].
- [91] E. Telecomunicaciones, “Ampliación de Sistemas de Telecomunicación I Índice Mejor usabilidad Menor coste”, 2011.
- [92] L. Escobar, “Arquitectura de DSP TMS320F28xx y aplicaciones”, *F.I. UANM*, p. 290.
- [93] “Aplicaciones con DSPs”. [En línea]. Disponible en: <http://odin.fi-b.unam.mx/labdsp/aplicaciones/plataforma/>. [Consultado: 11-ene-2022].
- [94] M. Nadeski, “See the difference: DSPs in medical imaging”, *White Pap.*, pp. 1–7, 2008.
- [95] “TMS320VC5507 data sheet, product information and support | TI.com”. [En línea]. Disponible en: https://www.ti.com/product/TMS320VC5507?utm_source=google&utm_medium=cpc&utm_campaign=epd-pro-dsp-DSP-cpc-pf-google-ww&utm_content=DSP&ds_k=DYNAMIC+SEARCH+ADS&DCM=yes&gclid=CjwKCAiAwKyNBhBfEiwA_mrUMsXfm42Ao7enYYL5R1B5fnyLDceUXNKra-7qHwf6IQSDayOq1AFWzBoCswkQAvD_BwE&gclidsrc=aw.ds. [Consultado: 04-dic-2021].
- [96] “C200”. [En línea]. Disponible en: <https://www.ti.com/microcontrollers-mcus-processors/microcontrollers/c2000-real-time-control-mcus/overview.html>.
- [97] “dotnet/winforms: Windows Forms is a .NET UI framework for building Windows desktop applications.” [En línea]. Disponible en: <https://github.com/dotnet/winforms>. [Consultado: 05-dic-2021].

- [98] “¿Quieres saber qué es Unity? Conoce nuestra historia y nuestros planes para el futuro | Unity”. [En línea]. Disponible en: <https://unity.com/es/our-company>. [Consultado: 06-dic-2021].
- [99] D. Qingpeng y I. Co, “Dongguan Qingpeng Industrial Co., Ltd. 0769-82599096/81916836”, núm. 48.
- [100] HEC-HMS, “Technical Reference Manual”, *US Army Corps Eng.*, núm. March, p. 155, 2000.
- [101] M. Nakanishi, Y. Wang, Y. Te Wang, Y. Mitsukura, y T. P. Jung, “An approximation approach for rendering visual flickers in SSVEP-based BCI using monitor refresh rate”, *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 2176–2179, 2013, doi: 10.1109/EMBC.2013.6609966.
- [102] M. M. Soren K. Andersen, “Diving steady-state visual evoked potentials at arbitrary frequencies using temporal interpolation of stimulus presentation”. p. 10, 2015.
- [103] T.-P. J. Masaki Nakanishi, Yijun Wang, Yu-Te Wang, Yasue Mitsukura, “Generating Visual Flickers for Eliciting Robust Steady-State Visual Evoked Potential at Flexible Frequencies Using Monitor Refresh Rate”. p. 12, 2014.
- [104] H. Cecotti y I. Volosyak, “RELIABLE VISUAL STIMULI ON LCD SCREENS FOR SSVEP BASED BCI Hubert Cecotti , Ivan Volosyak and Axel Gr ””, *2010 Eur. Signal Process. Conf.*, pp. 919–923, 2010.
- [105] D. O. Won, H. H. Zhang, C. Guan, y S. W. Lee, “A BCI speller based on SSVEP using high frequency stimuli design”, *Conf. Proc. - IEEE Int. Conf. Syst. Man Cybern.*, vol. 2014-Janua, núm. January, pp. 1068–1071, 2014, doi: 10.1109/SMC.2014.6974055.
- [106] L. Escobar Salguero, “Diseño de filtros digitales”, vol. 0, núm. Parte 1, pp. 1–19, 2006.
- [107] T. C. Singh y M. Kumar, “Digital FIR Filter Designs”, *2021 Asian Conf. Innov. Technol. ASIANCON 2021*, pp. 8–12, 2021, doi: 10.1109/ASIANCON51346.2021.9544766.
- [108] S. Roy y A. Chandra, “A Survey of FIR Filter Design Techniques: Low-complexity, Narrow Transition-band and Variable Bandwidth”, *Integration*, vol. 77, núm. 8, pp. 193–204, 2021, doi: 10.1016/j.vlsi.2020.12.001.
- [109] R. Best, *Digital signal processing*, vol. 55, núm. JG. 1988.
- [110] Y. Hao *et al.*, *Computational Intelligence and Security*, vol. 3802. 2005.
- [111] “K-Nearest Neighbor(KNN) Algorithm for Machine Learning | BigData-World”. [En línea]. Disponible en: <https://bigdata-world.net/k-nearest-neighborknn-algorithm-for-machine-learning/>. [Consultado: 10-dic-2021].
- [112] “Cámara Anecoica”. [En línea]. Disponible en: <https://blog.infaimon.com/la-camara-anecoica/>. [Consultado: 26-nov-2021].