



**IMPLEMENTACIÓN DE UNA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA PARA EL  
CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS DENTRO DE UN AMBIENTE VIRTUAL  
EN UNITY UTILIZANDO SSVEP**

**Johnny Esteban Rivera Larrañaga**

**Iván Andrés Pastás Guaitarilla**

**Universidad Antonio Nariño**

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Popayán, Colombia

2023

**IMPLEMENTACIÓN DE UNA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA PARA EL  
CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS DENTRO DE UN AMBIENTE VIRTUAL  
EN UNITY UTILIZANDO SSVEP**

**Johnny Esteban Rivera Larrañaga**

**Iván Andrés Pastás Guaitarilla**

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

**Ingeniero Biomédico**

Director (a):

Ph.D. Cesar Augusto Quinayas Burgos

Línea de Investigación:

**INGENIERIA DE REHABILITACION**

Grupo de Investigación:

Bioingeniería

**Universidad Antonio Nariño**

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Popayán, Colombia

2023

## NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado

\_\_\_\_\_, Cumple con

los requisitos para optar

Al título de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Firma del Tutor

\_\_\_\_\_  
Firma Jurado

\_\_\_\_\_  
Firma Jurado

Popayán, 7 de mayo del 2023.

## Contenido

<i>(Dedicatoria)</i> .....	9
<i>Agradecimientos</i> .....	11
<i>Resumen</i> .....	12
<i>Introducción</i> .....	14
<b>1. CAPITULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA (NIVEL 1)</b> .....	<b>17</b>
1.1. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN .....	18
1.2. JUSTIFICACIÓN .....	18
1.3. OBJETIVOS .....	19
1.3.1. <i>Objetivo General</i> .....	19
1.3.2. <i>Objetivos Específicos</i> .....	19
1.4. ANTECEDENTES .....	20
1.5. MARCO CONCEPTUAL.....	29
1.5.1. <i>Electroencefalografía (EEG)</i> .....	29
1.5.2. <i>Tecnología de EEG</i> .....	30
1.5.3. <i>Comunicaciones alámbricas e inalámbricas</i> .....	31
1.5.4. <i>Conexión de electrodos</i> .....	31
1.5.5. <i>Dispositivos de EEG</i> .....	32
1.5.6. <i>Aplicaciones de EEG</i> .....	33
1.5.7. <i>Sistemas Interfaz Cerebro-Computadora (BCI)</i> .....	34
1.5.8. <i>Transmisión sináptica y un sistema BCI</i> .....	36
1.5.9. <i>Tipos o modalidades de BCI</i> .....	37
1.5.10. <i>Paradigmas</i> .....	39
1.5.11. <i>Estándares ubicación de electrodos</i> .....	40
1.5.12. <i>Ondas o ritmos cerebrales</i> .....	43
1.5.13. <i>Tipos de ondas cerebrales</i> .....	44
1.5.14. <i>Modulación Eléctrica del cerebro</i> .....	45
1.5.15. <i>Funcionamiento de un sistema BCI</i> .....	46
1.5.16. <i>Adquisición de señales</i> .....	47
1.5.17. <i>Extracción de características</i> .....	47
1.5.18. <i>Filtros</i> .....	48
1.5.19. <i>Filtro Notch</i> .....	49
1.5.20. <i>Filtro Bandpass (Filtro pasa banda)</i> .....	49
1.5.21. <i>Transformada de Fourier</i> .....	50
1.5.22. <i>Densidad Espectral de Potencia</i> .....	51
1.5.23. <i>Método de Welch</i> .....	52
1.5.24. <i>Trastornos de movimiento</i> .....	52
<b>2. CAPITULO II: MARCO METODOLOGICO</b> .....	<b>55</b>
2.1. MATERIALES PRINCIPALES Y ACCESORIOS SECUNDARIOS .....	55
2.2. METODOS IMPLEMENTADOS .....	58
2.2.1. <i>Planeación de metodología</i> .....	58

<b>3. CAPITULO III RESULTADOS .....</b>	<b>76</b>
3.1. DESEMPEÑO DE LA INTERFAZ OPENBCI-UNITY EN LA ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES PARA EL CONTROL DE UNA SILLA VIRTUAL EN UNITY .....	76
3.2. INTERACCIÓN DEL USUARIO CON LA INTERFAZ OPENBCI Y UNITY .....	77
3.3. PERFILES INDIVIDUALES DE LOS USUARIOS .....	79
<i>Conclusiones</i> .....	113
<i>Referencias Bibliográficas</i> .....	118

## Lista de Figuras

FIGURA 1: (A) DISPOSITIVO SECO, (B) DISPOSITIVO SOLUCIÓN SALINA, (C) DISPOSITIVO GEL CONDUCTOR. ....	32
FIGURA 2: ESQUEMA DE UN INTERFAZ CEREBRO MÁQUINA. ....	35
FIGURA 3: BCI INVASIVOS. ....	38
FIGURA 4: BCI NO INVASIVO.....	39
FIGURA 5: SSVEP .....	40
FIGURA 6: SISTEMA 10-20 DISTANCIA DE ELECTRODOS FRONTAL Y TRASERA (NASION A INION) 10% - 20% A) VISTA LATERAL Y B) VISTA SUPERIOR. F = FRONTAL, C = CENTRAL, P = PARIETAL, O = OCCIPITAL, A = AURICULAR.....	41
FIGURA 7: SISTEMA 10-20 (IZQUIERDA) Y LAS REGIONES CEREBRALES CORRESPONDIENTES (DERECHA).....	42
FIGURA 8: EEG CON SISTEMA 10-10 .....	43
FIGURA 9 FUNCIONES DE REFERENCIA DENOMINADAS Y.....	<b>¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.</b>
FIGURA 10 ANÁLISIS POR CORRELACIÓN CANÓNICA (CCA).....	<b>¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.</b>
FIGURA 11 ESQUEMA VISUAL DE LOS MATERIALES PRINCIPALES EN UN PROCESO DE FLUJO. ....	55
FIGURA 12 ACCESORIOS SECUNDARIOS .....	57
FIGURA 13: ESCENARIO DE PRUEBA.....	61
FIGURA 14:INTERFAZ INICIAL DE LA GUI DE OPENBCI. ....	63
FIGURA 15: CONFIGURACIÓN CONEXIÓN PLACA CYTON - DONGLE .....	64
FIGURA 16:CONFIGURACION DE LA GUI ANTES DE EMPEZAR A TRANSMITIR LOS DATOS. ....	64
FIGURA 17:TRANSMISION LAB STREAMING LAYER (LSL) .....	65
FIGURA 18 DIAGRAMA DE FLUJO BANCO DE FILTROS.....	66
FIGURA 19: SEÑAL REGISTRADA SIN NINGÚN TIPO DE PROCESAMIENTO .....	68
FIGURA 20: PSD ESTIMULO IZQUIERDA.....	<b>¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.</b>
FIGURA 21:SUJETO 1 EN ESCENARIO DE PRUEBA.....	81
FIGURA 22:PORCENTAJE DE PRECISIÓN SEGÚN MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 1.....	82
FIGURA 23 MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 1 .....	83
FIGURA 40: SUJETO 2 EN ESCENARIO DE PRUEBA .....	84
FIGURA 25: MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 2 .....	85
FIGURA 26 ANEXO EVIDENCIA DE PRECISIÓN DE A INTERFAZ.....	87
FIGURA 43: SUJETO 3 EN ESCENARIO DE PRUEBA .....	87
FIGURA 44: MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 3 .....	89
FIGURA 45ANEXO EVIDENCIA ANEXO EVIDENCIA DE PRECISIÓN DE A INTERFAZ SUJETO 3.....	90
FIGURA 46: SUJETO 4 EN ESCENARIO DE PRUEBA .....	90
FIGURA 47 MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 4 .....	92
FIGURA 48: PORCENTAJE DE PRECISIÓN SEGÚN MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 4.....	93
FIGURA 49: SUJETO 5 EN ESCENARIO DE PRUEBA .....	94
FIGURA 50 MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 5 .....	96
FIGURA 51: PORCENTAJE DE PRECISIÓN SEGÚN MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 5.....	96
FIGURA 52: SUJETO 6 EN ESCENARIO DE PRUEBA .....	97
FIGURA 53: PORCENTAJE DE PRECISIÓN SEGÚN MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 6.....	99
FIGURA 54: SUJETO 7 EN ESCENARIO DE PRUEBA .....	100
FIGURA 55: PORCENTAJE DE PRECISIÓN SEGÚN MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 7.....	102
FIGURA 56: SUJETO 8 EN ESCENARIO DE PRUEBA .....	103

FIGURA 57: PORCENTAJE DE PRECISIÓN SEGÚN MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 8.....	106
FIGURA 58: SUJETO 9 EN ESCENARIO DE PRUEBA .....	107
FIGURA 59: PORCENTAJE DE PRECISIÓN SEGÚN MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 9.....	109
FIGURA 60: SUJETO 10 EN ESCENARIO DE PRUEBA .....	110
FIGURA 61: PORCENTAJE DE PRECISIÓN SEGÚN MATRIZ DE CONFUSIÓN SUJETO 10.....	111

## Lista de tablas

TABLA 1: SISTEMA BCI PARA EL CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS.....	20
TABLA 2: SISTEMA BCI PARA EL CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS MEDIANTE MOVIMIENTOS OCULARES. ....	21
TABLA 3: EXTRACCIÓN DE SEÑALES SSVEP EN CASCO EEG CAPACITIVO.....	22
TABLA 4: DISPOSITIVOS OPENBCI BASADOS EN EEG PARA DISCAPACITADOS.....	23
TABLA 5: SISTEMA DE NEURORREHABILITACIÓN EN REALIDAD VIRTUAL CON DISPOSITIVOS BCI ECONÓMICOS.....	24
TABLA 6: APLICACIONES DE REALIDAD VIRTUAL Y BCI PARA RECONOCIMIENTO DE ESTADOS EMOCIONALES Y NEUROLÓGICOS.....	25
TABLA 7: RECOPIACIÓN DE DATOS DE EEG CON OPENBCI Y ELECTRODOS cEEGRID ALREDEDOR DE LA OREJA.....	26
TABLA 8: DISEÑO DE ESTÍMULOS PARA BCI BASADA EN SSVEP.....	27
TABLA 9: ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE SEÑALES CEREBRALES CON MINDWAVE.....	28
TABLA 10: APLICACIONES DE ELECTROENCEFALOGRAFÍA (EEG). ....	33
TABLA 11: TIPOS DE ONDAS CEREBRALES.....	44
TABLA 12: INTERFAZ OPENBCI Y UNITY.....	74
TABLA 13:PERFILES DE SUJETOS.....	79
TABLA 14:ACIERTOS SUJETO 1.....	81
TABLA 15: ACIERTOS SUJETO 2.....	84
TABLA 16: ACIERTOS SUJETO 3.....	88
TABLA 17: ACIERTOS SUJETO 4.....	94
TABLA 18: ACIERTOS SUJETO 5.....	97
TABLA 19: ACIERTOS SUJETO 6.....	100
TABLA 20: ACIERTOS SUJETO 7.....	104
TABLA 21: ACIERTOS SUJETO 8.....	107
TABLA 22: ACIERTOS SUJETO 9.....	110
TABLA 23: ACIERTOS SUJETO 10.....	110

**(Dedicatoria)**

*Este es un logro que va dedicado principalmente a mis padres, Sara Larrañaga y Julio Rivera, que con su esfuerzo y dedicación han sido el pilar que me ha ayudado a forjarme como persona, estudiante y como profesional, a mi hermano Daniel Rivera Larrañaga quien en mis momentos de desesperación siempre estuvo ahí presente para ayudarme a despejar cualquier duda o tropiezo que surgiera en el camino, ellos tres fueron y serán el motor principal para poder seguir adelante en mi camino, a mi abuela Chilita, que todas las noches rezó y se preocupó por mí y por salir adelante como ingeniero, a mis amigos y familiares que estuvieron presentes en este proceso, que creyeron en mí y me apoyaron en todo momento. Todo este esfuerzo y dedicación es por y para ustedes.*

***Att: Johnny Esteban Rivera Larrañaga***

*Primero le doy gracias a Dios por brindarme la oportunidad de terminar esta etapa de mi vida, gracias a su bendición logre enfrentar y superar cada una de las dificultades que se presentaron durante mi carrera, permitiéndome nunca desfallecer en el intento.*

*Este logro lo dedico a mis queridos padres, Luz Marina Guaitarilla Caipe e Iván Giraldo Pastás Gonzáles, quienes me han brindado el amor y la fortaleza necesaria para alcanzar mis sueños. Gracias por su apoyo incondicional, por creer en mí, por inspirarme y por ser mi ejemplo a seguir. Este trabajo integral de grado es una muestra del esfuerzo y la dedicación que han inculcado en mí, y les agradezco de todo corazón por ser mis pilares en todo momento. Los amo más de lo que puedo expresar.*

*A Evelin Valentina Pastás Guaitarilla, mi hermana, Gracias por tu paciencia, comprensión y cariño incondicional en cada etapa de mi vida. Espero que el culminar esta etapa sea una muestra de mi gratitud y amor hacia ti, quiero que sepas que siempre estaré aquí para ti, para apoyarte en cada uno de tus sueños y para ayudarte a alcanzarlos. Te quiero mucho.*

*A Yanina Ayde Colimba y Alison Celeste Pastás, mi novia e hija, mis compañeras de vida y fuente de inspiración. Gracias por creer en mí y por compartir cada momento de mi vida, las amo con todo mi corazón, este logro es un testimonio de la fe, la dedicación y el amor que nos une.*

*A mí familia en general, Agradezco a Dios por haberme brindado el regalo de tener una familia tan maravillosa como la nuestra, que en cada instante de mi vida estuvo pendiente del progreso de mi carrera, el lograr esta meta es el homenaje a la fe y confianza que siempre depositaron en mí, y agradezco a cada uno de ustedes por haberme inspirado a ser la mejor versión de mí mismo.*

***Att: Iván Andrés Pastás Guaitarilla***

## **Agradecimientos**

Queremos empezar recordando la frase "Cosechas lo que siembras", para poder agradecerles infinitamente a nuestros padres, Sara del Rosario Larrañaga Argote, Julio Oswaldo Rivera Eraso, Luz Marina Guaitarilla Caipe e Iván Giraldo Pastás Gonzáles, porque con ese gran trabajo, están recogiendo el fruto del éxito de haber formado grandes hijos y personas, que con su guía durante este largo camino, siempre nos apoyaron tanto en la adversidad como en la prosperidad para poder alcanzar todos esos sueños y metas a los que siempre hemos aspirado.

A nuestro director Phd. Cesar Augusto Quinayas por ser quien con sus conocimientos y aportes en este trayecto nos permitió el desarrollo de este trabajo de grado, así mismo agradecer a la universidad por ayudarnos a crecer y mejorar como personas y estudiantes, para lograr ser unos excelentes profesionales.

Por ultimo y no menos importante agradecemos a Dios, por ser quien siempre nos acompaña y nos guía por el camino de constancia y persistencia, para alcanzar una meta tan anhelada, ser grandes Ingenieros Biomédicos.

## Resumen

Una interfaz cerebro-computadora BCI (del inglés, Brain Computer Interface), es un sistema que establece comunicación directa entre el cerebro y un ordenador registrando la actividad eléctrica del cerebro. Se hace uso de potenciales evocados visuales en estado estacionario SSVEP (del inglés, Steady State Visual-Evoked). Los datos obtenidos a partir de las señales EEG con respecto a la estimulación visual son filtrados y usados para entrenar un modelo de inteligencia artificial, que identifica y clasifica la intención de actividad del usuario, responsable de emitir comandos de control. La detección de la actividad neuronal cerebral se realiza a través de OpenBCI, haciendo uso del protocolo SSVEP, las señales son almacenadas y posteriormente procesadas en lenguaje de programación interpretado Python. Para la adquisición de las señales EEG se instrumenta el usuario ubicando electrodos y el sistema OpenBCI, se determina la impedancia de los electrodos y se verifica que se encuentran en la magnitud requerida. Se registran en 3 canales ubicados en la región occipital: PO3, PO4 y OZ con una frecuencia de muestreo de 250 Hz y con un filtro Notch para normalizar picos de respuesta que cambian con la impedancia. Los estímulos visuales se generan mediante una aplicación utilizando el Toolbox Psychtoolbox-3, que se ejecuta en el entorno de Matlab, donde posteriormente el procesamiento de las señales EEG y la identificación del comando se realiza mediante el método de banco de filtros. El proyecto ya finalizado valida lo realizado en un entorno virtual en Unity 3D que simula un apartamento con el mobiliario donde se encuentra una silla de ruedas para que pueda ser guiada por el usuario a través de la clasificación de las señales EEG utilizando la estrategia mental SSVEP y el uso del sistema OpenBCI, como se observa más adelante en donde el usuario al ver en una pantalla el estímulo al que se le direcciona la silla de ruedas se moverá en esa dirección, cabe aclarar que el sistema por cuestión de alguna interferencia en la toma de las señales puede identificar el movimiento hacia otro lado, como puede ser que se haga con un estímulo hacia la izquierda y lo puede tomar aleatoriamente hacia arriba, abajo o derecha, todo esto debido a los errores que se puedan tener al momento de tomar la señal del sujeto, pero en general se puede decir que a pesar de que la interfaz puede arrojar ciertos errores tiene un porcentaje de aciertos por encima del rango que se considera adecuado siendo así de manera correcta la implementación de la interfaz.

**Palabras clave:** Interfaz cerebro computador, Silla de ruedas virtual, EEG, Inteligencia Artificial, Estimulación visual (SSVEP), Realidad virtual.

**Abstract.**

A brain-computer interface (BCI) is a system that establishes direct communication between the brain and a computer by recording the electrical activity of the brain. It makes use of Steady State Visual-Evoked Visual Evoked Potentials (SSVEP). The data obtained from the signals with respect to visual stimulation are filtered and used to train an artificial intelligence model, which identifies and classifies the user's activity intention, responsible for issuing control commands. The detection of brain neural activity is performed through OpenBCI, making use of the SSVEP protocol, the signals are stored and subsequently processed in Python interpreted programming language. For the acquisition of EEG signals, the user is instrumented by placing electrodes and the OpenBCI system, the impedance of the electrodes is determined and it is verified that they are in the required magnitude. They are recorded in 3 channels located in the occipital region: PO3, PO4, and OZ with a sampling frequency of 250 Hz and with a Notch filter to normalize response peaks that change with impedance. The visual stimuli are generated by an application using the Psychtoolbox-3 toolbox, running in the Matlab environment, where the EEG signal processing and command identification is performed by the method of filter bank. At the end of this project, it is expected to validate what has been done in a virtual environment in Unity 3D that simulates an apartment with the furniture where a wheelchair is located so that it can be guided by the user through the classification of EEG signals using the SSVEP mental strategy and the use of the OpenBCI system, As observed later on, where the user sees the stimulus on a screen to which the wheelchair is directed, it will move in that direction. It should be noted that the system due to some interference in the signal acquisition can identify movement towards another direction, such as towards the left and can randomly take it upwards, downwards or to the right. All this is due to errors that may occur when taking the subject's signal, but in general it can be said that despite the fact that the interface may throw certain errors, it has a percentage of successes above the range considered adequate, thus correctly implementing the interface.

**Keywords:** Brain Computer Interface, Virtual Wheelchair, EEG, Artificial Intelligence, Visual Stimulation (SSVEP), Virtual Reality, Filter bank.

## **Introducción**

Las interfaces cerebro-computadora son una alternativa de comunicación para personas que han perdido casi por completo la posibilidad de interactuar con el medio. Estas interfaces no dependen del accionar de las vías nerviosas o musculares, sino que extraen información del electroencefalograma, potenciales evocados o del electrocorticograma. Pueden ser invasivas o no, dependiendo del tipo de electrodos empleados para el registro de la señal; y basar su implementación en diferentes estrategias.

Interpretar la actividad cerebral en forma digital es el objetivo de las interfaces cerebro-computadora donde un archivo, carpeta o documento que se ha generado bajo tecnología computacional pueda actuar como un comando de control. El mayor desafío que enfrentan las investigaciones actuales en BCI es la extracción y clasificación precisa de las señales EEG, las cuales pueden presentarse de manera aleatoria y que varían en el tiempo. Para la extracción de características se utilizan técnicas diferentes para cuantificar la información de la señal cerebral, además se utilizan para extraer las características que representan una propiedad única obtenida del patrón de señal cerebral.

Las interfaces cerebro-computadora son sistemas basados en computadora en tiempo real que traducen las señales cerebrales en comandos útiles. Hasta la fecha, la mayoría de las demostraciones han tenido prueba de principio; El uso generalizado por parte de las personas que podrían beneficiarse de esta tecnología requiere un mayor desarrollo ya que se necesitan mejoras en la tecnología actual de grabación de EEG (Del Tratamiento Datos & Vanessa Bastidas Cid, 2021). Sensores avanzados serían más fáciles de aplicar, más cómodos para el usuario y

producirían señales de mayor calidad y más estables. Aunque se ha dedicado un esfuerzo considerable a evaluar los clasificadores utilizando conjuntos de datos públicos, una mayor atención a los problemas de procesamiento de señales en tiempo real y a la optimización de la interacción mutuamente adaptativa entre el cerebro y el BCI son esenciales para mejorar el rendimiento de la interacción entre el cerebro y una computadora. También se necesita un mayor desarrollo de aplicaciones, en particular aplicaciones de la tecnología BCI a la rehabilitación. El diseño de las aplicaciones de rehabilitación depende de la naturaleza del control de BCI y cómo podría usarse para inducir y guiar la plasticidad beneficiosa en el cerebro.

Una interfaz cerebro-computadora basada en EEG es un sistema que permite al usuario comunicarse y controlar intuitivamente dispositivos externos utilizando únicamente las intenciones del usuario. La investigación actual de BCI basada en EEG requiere un escenario independiente del sujeto, en el que un modelo bien entrenado se puede aplicar directamente a nuevos usuarios sin calibración previa (Miguel Almanza Alonso et al., 2022).

Existen trabajos que han desarrollado invenciones de sillas de ruedas automatizada controladas por señales de EEG, este es un módulo que prueba el control de una silla de ruedas a partir de señales captadas a través de equipos OpenBCI, donde estas señales son procesadas, se elimina el ruido de frecuencia, se realiza un filtro mediante el uso de un clasificador de paso de banda, se apila las señales procesadas y finalmente convierte una señal de dominio de tiempo, en una señal de dominio de frecuencia, clasificando las señales mediante el uso de un banco de filtros. De acuerdo con lo anterior se evidencia que el método de controlar sistemas mediante comandos de control creados a partir de señales EEG captadas, ha tenido un gran avance y desarrollo dentro de la ingeniería, por lo tanto, la propuesta de interconectar equipos OpenBCI y entornos virtuales es viable y alcanzable, mejorando metodologías ya creadas.

El sistema BCI utiliza las señales del EEG generadas por el cerebro humano y permite a una persona interactuar con su entorno sin mover ningún músculo. Estos sistemas pueden basarse en numerosos paradigmas: SVVEP, P300, Imaginación Motora, entre otros (René et al., 2017). Para esta aplicación hemos elegido el paradigma de potenciales evocados visuales en estado estacionario, que se considera como una respuesta cortical continúa causada por estímulos visuales repetitivos (RVS). Es decir, los SSVEP contienen la misma frecuencia fundamental que el RVS que el usuario está mirando. Por lo tanto, este tipo de aplicaciones están destinadas principalmente a personas con problemas de movilidad reducida (Vialatte et al., 2010).

## **1. CAPITULO I: Planteamiento del problema (Nivel 1)**

Los sistemas de Interfaz Cerebro Computadora se definen como un sistema de comunicación que monitoriza la actividad cerebral permitiendo la traducción de determinadas características, con respecto a la intencionalidad del usuario para el control de un dispositivo. Los sistemas BCI tienen diversas aplicaciones, pero su propósito es brindar a personas con discapacidades motrices la oportunidad de transmisión de su intención a través de las señales eléctricas de la actividad cerebral (Moreno et al., 2019) (Los sistemas de interfaz cerebro-computadora basado en EEG: características y aplicaciones | I+D Tecnológico (utp.ac.pa)).

Para la aplicación de los sistemas BCI es necesario un electroencefalógrafo que nos permita captar las señales cerebrales, por lo cual se requiere de un equipamiento capaz de identificar, clasificar y procesar la señal cerebral para la acción que el usuario necesita hacer y finalmente la aplicación de todo el proceso, vale aclarar que identificar acciones como el deseo de mover algo, no aparece tan clara en las ondas capturadas, debido a lo débil de las señales cerebrales tomadas por un EEG, ya que estas pueden ser fácilmente contaminadas por otras fuentes. Se debe realizar un proceso complejo para lograr identificar certeramente las acciones del usuario a partir de las ondas cerebrales (Durka et al., 2012a).

Dentro de la Ingeniería de rehabilitación se ha resaltado la utilidad de las señales de EEG como fuente de información que posibilita identificar la intencionalidad del usuario para crear comandos que permitan la interacción con sistemas que restituyan funcionalidades, perdidas de comunicación y control, para lograr esta interacción se hace uso de electrodos capacitivos que

captan señales de EEG y eliminan el procedimiento clásico de mediciones de EEG no invasivo (Villegas et al., 2008).

Así entonces existe una problemática que radica en que mucha gente por algún motivo pierde su movilidad por cierto tipo de afectación, estas pueden ser por lesiones traumáticas, por alguna enfermedad neurológica o degenerativa o por problemas de nacimiento, por esto no pueden realizar el traslado de un lugar a otro por si solos, siempre será con la ayuda de alguien más o de algún dispositivo externo automatizado, de esta forma se realizó una interfaz que ayuda a que el paciente puede reflejar el movimiento que desea solo con mirar un pequeño estímulo en una pantalla que se encuentra en frente de él y poder realizar por sí solo el desplazamiento de un lado a otro.

### **1.1. Pregunta de Investigación**

De esta manera nos planteamos la siguiente pregunta de investigación: ¿De qué forma realizar una mejora en la detección de intención para controlar un sistema BCI, que permita realizar una mejor conexión funcional para el manejo de una silla de ruedas realizado en el software Unity, mediante un modelo que incorpore información de señales de EEG?

### **1.2. Justificación**

Este proyecto se desarrolla principalmente con la idea de la aplicación de tecnologías BCI y su aporte al área de Ingeniería de rehabilitación en cuanto al control de programas informáticos utilizando los impulsos eléctricos de nuestro cerebro, permitiendo que personas en situación de discapacidad motora severa, puedan controlar dispositivos externos, como: comunicadores, sillas de ruedas, entre otros (Mistry et al., 2018).

El presente trabajo de grado se enfoca en toda la información de la actividad eléctrica espontánea del cerebro durante un período de tiempo específico. Se recolecta información a través

de las lecturas de un EEG para realizar mejoras en la conexión entre el sistema BCI y la interfaz en Unity, con el objetivo de controlar una silla de ruedas virtual. Se utiliza el método SSVEP para detectar los movimientos deseados por el usuario.

Este proyecto se dirige inicialmente a pacientes que se encuentren en un estado de salud sano, debido a que principalmente la implementación de la interfaz se debe probar en personas que puedan entender bien como es el funcionamiento tanto del software y hardware que se usa para el desarrollo del trabajo de grado, así mismo siguiendo esta rúbrica se escogieron 10 estudiantes de la Universidad Antonio Nariño para realizar las primeras pruebas de validación del trabajo de grado.

La propuesta se centra en mejorar la detección de los movimientos, precisión de estos para lograr un desempeño correcto con el sistema y un buen control de la silla de ruedas en el entorno virtual, destacando la accesibilidad de los softwares utilizados dentro del proyecto.

### **1.3. Objetivos**

#### ***1.3.1. Objetivo General***

Implementar una interfaz cerebro-computadora que incorpore la información en tiempo real de la actividad cerebral para demostrar la intención de movimiento del paciente. Esto mediante la presentación de estímulos visuales por medio del protocolo SSVEP, con el fin de controlar una silla de ruedas en un entorno virtual Unity.

#### ***1.3.2. Objetivos Específicos***

- Diseñar un protocolo de captura de intencionalidad de movimientos utilizando la estrategia SSVEP-BCI, mediante el registro simultáneo de señales EEG para analizar toda la información tomada del usuario.

- Validar el proceso de interpretación de señales EEG utilizando el sistema OPENBCI y la plataforma virtual Unity. Evaluando cómo se procesa y se interpreta la señal EEG para decodificar la información de la señal.
- Desarrollar un algoritmo en el lenguaje de programación Python que permita detectar la intención de movimiento en las direcciones cardinales (derecha, izquierda, arriba, abajo) mediante el método avanzado de detección de comandos por banco de filtros y cálculo energético para el control de una silla de ruedas en un entorno virtual.

#### 1.4. Antecedentes

En esta sección se realiza una incorporación bibliográfica a partir del estado del arte de los avances en los estudios realizados en referencia a la implementación de sistemas BCI, sistemas OpenBCI, estímulos visuales y el control de un entorno en realidad virtual. El fin es identificar cuáles son las brechas más significativas para procesar y clasificar las señales de EEG. Todo esto con el propósito de crear comandos que permitan controlar una silla de ruedas en un entorno virtual.

A continuación, se observan diferentes tablas donde se presenta una breve definición de proyectos que han tenido gran importancia dentro de los sistemas BCI, permitiendo establecer un canal de comunicación adecuado para la interfaz cerebro computador, los cuales se tienen en cuenta como referencia para la realización del proyecto.

Tabla 1: Sistema BCI para el control de una silla de ruedas

NOMBRE	Un sistema de interfaz cerebro-computadora basado en SSVEP para controlar sillas de ruedas eléctricas.
--------	--

Grupo de Inv. /Autores /Universidad	Krupal Sureshbai Mistry, Pablo Pelayo, Divya Geethakumari Anil, Kiran George / Departamento de Ingeniería Informática Universidad Estatal de California Fullerton, Estados Unidos
AÑO	2018
país/Ciudad	Houston, TX, Estados Unidos
Descripción	En este trabajo, se utilizan sistemas BCI para controlar dispositivos externos al traducir patrones en las señales cerebrales, por ejemplo, se encuentra una silla de ruedas dirigida por un sistema BCI con comandos que la controlan. Dentro de este artículo encontramos sistemas basados en potenciales evocados visuales en estado estacionario (SSVEP) que controlan las operaciones de una silla de ruedas eléctrica. Este sistema utiliza estimulaciones visuales, que al ser aplicadas estas proporcionan concentración en las señales captadas de la región occipital y posterior del cerebro eléctricas (Mistry et al., 2018b).
Resultados	Utilizar algoritmos de procesamiento de clasificación de señales, del cual poder derivar una señal de control específica que permita pilotar una silla de ruedas en la dirección deseada, de igual forma dotar a la silla de ruedas de sensores que evitan el riesgo de colisión mientras esta esté en operación.
Aportes	En la Interfaz OpenBCI – Unity desarrollada dentro del trabajo propuesto se pretende facilitar la comparación y mejora de sistemas funcionales abiertos propuestos, aportando a los avances y desarrollo de sistemas BCI, gracias a la implementación de pruebas realizadas en laboratorios en un entorno virtual controlado, en el cual los usuarios pueden concentrarse en las pruebas sin distracciones con el fin de mejorar los sistemas BCI, esto se realiza antes de ser aplicados a un entorno real a usuarios que padezcan discapacidades en relación a movilidad reducida, logrando así obtener un sistema que brinde confiabilidad y eficiencia en el momento de ser aplicado a un entorno real.
Brechas	Uno de los desafíos que se presentan en el campo de la investigación de BCI es la dificultad para encontrar un modelo unificado de sistema, terminología y técnicas que se utilizan para evaluar y comparar la eficacia de los métodos. Esto se debe al hecho de que las BCI involucran múltiples disciplinas, como la neurociencia, la psicología, la fisiología, la ingeniería, la rehabilitación y la medicina, lo que genera una amplia brecha de conocimiento y puntos de vista en la literatura científica actual. Por otro lado, la falta de estandarización de los criterios de evaluación y protocolos experimentales son desafíos importantes que abordar en el campo de la investigación de BCI. Si se pueden superar estas brechas, se podrán obtener resultados más precisos y significativos en esta área de investigación en constante evolución.
Fuente: elaboración propia	

Tabla 2: Sistema BCI para el control de una silla de ruedas mediante movimientos oculares.

NOMBRE	Control de una silla de ruedas mediante una interfaz cerebro-computadora basada en parpadeos oculares controlados por el usuario.
Grupo de Inv./Autores /Universidad	Sebastián Poveda Zavala, Sang Guun Yoo, David Edmigio Valdivieso Tituana / Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica Escuela Politécnica Nacional Quito, Ecuador
AÑO	2021
país/Ciudad	Quito, Ecuador
Descripción	En organizaciones como Naciones Unidas existen datos que indican que existen un gran número de personas que sufren de diferentes tipos de discapacidades relacionadas al movimiento, inclusive casos de discapacidad severa donde no existe ningún tipo de movimiento. Ante esta problemática este trabajo desarrolla un BCI que permite a los usuarios controlar el movimiento de una silla de ruedas eléctrica usando las ondas cerebrales generadas cuando parpadea sus ojos (Zavala et al., n.d.).
Resultados	los sistemas BCI proponen desarrollar soluciones que permitan otorgar mejor calidad de vida a las personas que padecen dichas limitaciones, el principal enfoque ha sido la solución de la movilidad, el poder moverse de un lugar a otro, por esta razón se presenta un sistema BCI que es capaz de controlar una silla de ruedas eléctrica, habilitada como una solución útil para solventar el problema de movilidad.
Aportes	encontramos sistema OpenBCI encargado de captar las señales cerebrales EEG, comandos de control y una silla de ruedas que permite tener una modalidad de actualizaciones (mejoras) de sus funciones de forma sencilla. Este sistema demuestra que el entrenamiento se da en una baja cantidad de tiempo, por otro lado, el tiempo de respuesta a los comandos de control por parte de la silla es mínimo por lo cual es aplicable a un entorno real (Durka et al., 2012b).
Brechas	Utiliza un electroencefalograma y un algoritmo de aprendizaje automático que detecta y procesa patrones de actividad cerebral específicos asociados con diferentes comandos de control. El tiempo de entrenamiento debe ser bajo para que el sistema sea accesible y la precisión debe ser aceptable para garantizar eficacia, pero no se especifica con exactitud cuánto tiempo se necesita o cuál es el grado de error tolerable. Esto sugiere brechas abiertas aún en el desarrollo de la interfaz. Para abordar estas brechas, se deben desarrollar técnicas más eficientes y precisas para la detección y procesamiento de patrones de actividad cerebral específicos y trabajar en la accesibilidad, reducción de costos y usabilidad general de la solución.
Fuente: Elaboración propia	

Tabla 3: Extracción de señales SSVEP en casco EEG capacitivo

NOMBRE	Extracción de señales SSVEP de un casco EEG capacitivo para interfaz hombre-máquina.
Grupo de Inv./Autores /Universidad	Martin Oehler, Peter Neumann, Matthias Becker, Gabriel Curio, Meinhard Schilling. / Instituto de Medición Eléctrica e Ingeniería Eléctrica Fundamental, Universidad Técnica de Braunschweig, Brunswick, Alemania
AÑO	2008
país/Ciudad	Vancouver, BC, Canadá
Descripción	En este trabajo se hace uso de electrodos capacitivos para medir el EEG, el uso de estos electrodos elimina el procedimiento de mediciones clásicas de EEG no invasivo. Gracias a lo anterior permite una combinación entre las señales cerebrales y los potenciales evocados visuales en estado estacionario (SSVEP), permitiendo una interfaz hombre-maquina basando su funcionamiento en señales cerebrales. En este artículo se presenta un sistema de casco EEG de 28 canales dotado de electrodos capacitivos que se encarga de captar y examinar SSVEPs utilizando el método no invasivo a través del cuero cabelludo (Oehler et al., 2008).
Resultados	Hacer uso de electrodos capacitivos para mediciones de SSVEP, son adecuados para realizar pruebas preliminares en línea del sistema BCI. se tiene en cuenta los tiempos de detección que se encuentra aproximadamente en un factor de 3 más alto que en las mediciones galvánicas de EEG SSVEP, por fortuna los tiempos de detección son suficientemente bajos para establecer un canal de comunicación adecuado para la interfaz hombre-maquina (HMI).
Aportes	Dispositivo capaz de realizar un análisis de correlación para extraer la frecuencia de las señales de EEG a partir de estimulaciones visuales, correspondientes al tiempo de detección adaptado a diferentes usuarios.
Brechas	Genera cierto tipo de incomodidad al paciente al utilizar 28 electrodos para captar la señal, aunque esto puede ayudar en que la señal sea más clara. Este trabajo data de hace algunos años lo que demuestra que la metodología utilizada actualmente ya es superada en la actualidad gracias a los avances que se generan año tras año.
Fuente: Elaboración propia	

Tabla 4: Dispositivos OpenBCI basados en EEG para discapacitados

NOMBRE	Dispositivos OpenBCI basados en electroencefalogramas para personas discapacitadas
Grupo de Inv./Autores /Universidad	V. R. R. Sansón, B. Praveen Kitti, S. Pradeep Kumar, D. Suresh Babu & Ch. Mónica. / Department of ECE, KL University, Vijayawada, Andhra Pradesh, India
AÑO	2018

país/Ciudad	India
Descripción	Cada acción física que realicemos es captada de manera inmediata por el cerebro gracias al sistema neuronal. Con la ayuda de nuevos hardware y avances en imágenes cerebrales al igual que en neurociencia cerebral, es posible registrar y analizar estos procedimientos. En este artículo, se utiliza un dispositivo de bajo costo, tal como, OpenBCI Ganglion el cual permite el control de cualquier tipo de dispositivo electrónico por parte de personas que padecen incapacidad que le limitan la movilidad (Samson et al., 2018).
Resultados	capturar las señales de EEG dependiendo de la acción que el usuario desee realizar, utilizando OpenBCI Ganglion a través de "electrodos de copa de oro (GCE)". Las señales de EEG se producen en varios niveles de recurrencia, por ejemplo, el movimiento ocular, concentración, etc. El sistema de control de los dispositivos externos se lo hace mediante la conexión con Arduino uno.
Aportes	Este sistema BCI ayuda a personas con discapacidad a hacer uso de los dispositivos y aplicaciones a través de ejercicios mentales. Creando así, una innovación en los sistemas BCI.
Brechas	Debido a que el cerebro procesa todas las acciones y señales que emite el cuerpo, pueden verse involucradas algunas dificultades en el momento de clasificar las señales, por lo que es necesario aplicar conocimientos sobre procesamiento de señales, y así, lograr un filtrado de señales básicas que permitan realizar el procedimiento deseado.
Fuente: Elaboración propia	

Tabla 5: Sistema de Neurorrehabilitación en Realidad Virtual con Dispositivos BCI Económicos

NOMBRE	Sistema de Neurorrehabilitación en Realidad Virtual con Dispositivos BCI de Bajo Costo.
Grupo de Inv./Autores /Universidad	Jiahua Xu; Tung-Lung Liu; Zhenglei Wu; Zheng Wu; Yang Li; Andreas Nürnberger / Data & Knowledge Engineering Group, Facultad de Ciencias de la Computación, Universidad Otto-von-Guericke, Magdeburgo, Alemania
AÑO	2020
País/Ciudad	Alemania

Descripción	La interfaz cerebro-computadora (BCI) debido a sus características, capacidades y facilidad para ser transportada, ha logrado captar la atención tanto de usuarios como de investigadores, ya que permite el control de dispositivos externos o la rehabilitación de neuronas, haciendo uso de señales cerebrales (EEG), inclusive a través del cuero cabelludo gracias al método de adquisición de EEG no invasivo (electrodos capacitivos). La realidad virtual (VR) proporciona a los usuarios una interacción inmersa a través de las interfaces hombre-maquina (HMI) (Xu et al., 2020).
Resultados	propone un sistema capaz de controlar en tiempo real un brazo robótico en un entorno virtual a través de imágenes motoras, lo anterior mencionado se desarrolla a través de rehabilitación motora utilizando como herramienta los sistemas BCI de bajo costo.
Aportes	La realidad virtual ha tenido gran avance dentro del área de rehabilitación, sin embargo, el elevado costo de esta impide el acceso a esta tecnología, se propone buscar herramientas de código abierto (libres) que permitan crear entornos virtuales que imitan ambientes reales que rodean a una persona, con el fin de crear un prototipo de entrenamiento para personas que padecen una discapacidad que les impide el movimiento, por ende, la interacción con un entorno.
Brechas	La realidad virtual es una tecnología prometedora que puede transformar sectores como la educación, el entretenimiento y la atención médica. Sin embargo, el alto costo de estas herramientas representa un gran obstáculo para su adopción y uso generalizado. Es importante abordar este problema y encontrar soluciones prácticas que permitan más acceso a la realidad virtual. Además, se deben realizar investigaciones y desarrollos para mejorar la calidad y accesibilidad de esta tecnología para abrir nuevas posibilidades de aprendizaje, entretenimiento y atención médica para todos.
Fuente: Elaboración propia	

Tabla 6: Aplicaciones de Realidad Virtual y BCI para reconocimiento de estados emocionales y neurológicos

NOMBRE	Desarrollo de aplicaciones de Realidad Virtual y aplicación de interfaces cerebro-ordenador para reconocimiento de estados emocionales y neurológicos
Grupo de Inv./Autores /Universidad	Vaquero Blasco, Miguel Ángel / Universidad de Granada. Programa de Doctorado en Tecnologías de la Información y la Comunicación

AÑO	2022
País/Ciudad	España
Descripción	Cuando nos imaginamos el futuro, lo hacemos con la convicción de que existirán nuevas tecnologías y formas de comunicación. Principalmente en tecnologías que permiten desarrollar mundos virtuales, entre estas se encuentra la Realidad virtual (VR), esta permite crear entornos en los cuales fácilmente vernos sumergidos e inmersos. Igualmente, existe interés en entender información del cerebro y utilizarla como una extensión para comprender hasta qué punto alcanza la capacidad de las señales cerebrales, en un futuro se visualiza que estas dos tecnologías compartan un mismo propósito, crear nuevas realidades capaces de adaptarse a nuestro estado cognitivo y emocional (Vaquero Blasco, 2022).
Resultados	Lograr adaptar tecnologías en la educación especial, donde existen terapias para niños que presentan condiciones y trastornos diferentes en cada uno de ellos, entre estas condiciones encontramos la posibilidad de comunicarse, lo que dificulta saber si el uso de la terapia es eficaz. De esta forma, la posibilidad de evaluar su estado cognitivo y emocional se convierte en un problema con pocas soluciones actuales.
Aportes	Este trabajo aborda este problema, implementando una solución a partir de la Realidad Virtual y el estudio de las señales cerebrales a través de la electroencefalografía. Este proyecto pretende utilizar la Realidad virtual como remplazo de terapias actuales para reducir el estrés en un centro de educación especial, presentando varias alternativas. Se espera que este sistema, además de aportar a la educación especial (terapias), pueda ser aplicada en otras áreas de estudio, Tales como, rehabilitación, el marketing o la enseñanza podrían beneficiarse de este tipo de tecnologías.
Brechas	El estudio en tiempo real del estado cognitivo y emocional de una persona posee ciertas brechas en la implementación y adopción de estas tecnologías. La conexión entre señales EEG, sistemas OpenBCI y realidad virtual en un mismo proyecto, permitiría la interpretación de patrones encontrados en las señales de EEG y el control de un entorno virtual. Este enfoque experimental podría realizarse inicialmente dentro de un laboratorio para luego ser aplicado a entornos reales. Como resultado, podríamos ver una adopción más amplia y efectiva de la realidad virtual en áreas como la educación, la atención médica.
Fuente: Elaboración propia	

Tabla 7: Recopilación de datos de EEG con OpenBCI y electrodos cEEGrid alrededor de la oreja

NOMBRE	Recopilación de datos de EEG oculto de código abierto para interfaces cerebro-computadora - observación neuronal a través de amplificadores OpenBCI con electrodos cEEGrid alrededor de la oreja
--------	--

Grupo de Inv./Autores /Universidad	Michael Thomas Knierim, Christoph Berger, Pierluigi Reali / Instituto de Sistemas de Información y Marketing (IISM, Instituto de Tecnología de Karlsruhe (KIT), Karlsruhe, Alemania
AÑO	2021
País/Ciudad	Alemania
Descripción	Gracias a los avances tecnológicos en relación con el funcionamiento del cerebro, se logra observar el comportamiento y la actividad cerebral en tiempo real, lo que posibilita brindar un apoyo al bienestar mental, salud física y por último y más importante la posibilidad de controlar acciones por medio de señales cerebrales, Este trabajo presenta adaptación de electrodos EEG ocultos alrededor de la oreja (cEEGrids) a la plataforma de adquisición de señales OpenBCI EEG de código abierto para proporcionar un Nuevo y prometedor conjunto de herramientas. (Knierim et al., 2021).
Resultados	Desarrollo de aplicaciones flexibles que pueden adaptarse a diferentes usuarios, demostrando que este sistema BCI es viable, por lo cual aporta un gran avance dentro de la investigación de las señales biopotenciales del cerebro.
Aportes	Encontramos una adaptación rentable de electrodos EEG gracias a la plataforma de adquisición de señales ofrecida por OpenBCI EEG de código abierto. Este sistema ofrece componentes electrónicos disponibles públicamente con piezas impresas en 3D, que permite la grabación de señales de EEG.
Brechas	El acceso limitado a los datos neuronales y la falta de avances en los sensores impiden el desarrollo completo de los métodos de investigación de la actividad cerebral. Se necesita contar con datos de alta calidad y en mayores cantidades, utilizar tecnologías y herramientas más avanzadas para su análisis. Es importante mejorar la accesibilidad a los datos neuronales y desarrollar nuevos sensores y herramientas de análisis mediante la colaboración entre investigadores, empresas e instituciones gubernamentales, para una comprensión más profunda y detallada de la actividad cerebral, lo cual abrirá el camino para nuevas aplicaciones de la neurociencia y mejorará el tratamiento de problemas de salud mental y conductual
Fuente: elaboración propia	

Tabla 8: Diseño de estímulos para BCI basada en SSVEP

NOMBRE	Diseño de estímulos para la interfaz cerebro-computadora basada en SSVEP
Grupo de Inv./Autores/Universidad	Marcin Jukiewicz, Anna Cysewska-Sobusiak / Universidad Tecnológica de Poznan Polonia
AÑO	2016
País/Ciudad	Polonia

Descripción	Este proyecto presenta un proceso de diseño de estímulos para la interfaz cerebro-computadora basada en SSVEP en el cual se hace uso de estímulos visuales los cuales se tienen en cuenta para crear patrones de control para el manejo de un dispositivo externo. Este dispositivo es útil en personas con movilidad reducida, les permite la capacidad de interactuar con el entorno en el que se encuentren (Jukiewicz & Cysewska-Sobusiak, 2016).
Resultados	Presentar un proceso de diseño que proporcione un reconocimiento de alta precisión de los estímulos presentados y una alta comodidad para el usuario. Es ampliamente conocido cómo hacer estímulos para BCI que utilizan EEG de alto grado.
Aportes	En los últimos años, los EEG de bajo costo, cada vez son más populares, por ejemplo, OpenBCI, que utiliza el amplificador ADS1299, este ha permitido un gran avance dentro del estudio de las señales que emite el cerebro.
Brechas	Existe una limitada accesibilidad y/o precisión de los estímulos visuales, lo que podría ser una limitación para algunos usuarios. Asimismo, podría haber una brecha en el desarrollo de nuevas técnicas y soluciones para la detección y procesamiento de patrones de actividad cerebral específicos que mejoran la eficiencia y precisión del dispositivo, y en la línea de la reducción de costos y la accesibilidad de la solución para un público más amplio y diverso.
Fuente: elaboración propia	

Tabla 9: Adquisición y análisis de señales cerebrales con MindWave

NOMBRE	Adquisición y análisis de señales cerebrales utilizando el dispositivo MindWave
Grupo de Inv./Autores /Universidad	Felipe Torres, Christian Sánchez, Kenneth Palacio-Baus. / Escuela de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones, Facultad de Ingeniería, Universidad de Cuenca, Av. 12 de abril, Ciudadela Universitaria, Cuenca, Ecuador, EC010201.
AÑO	2014
País/Ciudad	Ecuador
Descripción	La actividad cerebral puede ser monitoreada mediante la electroencefalografía y utilizada como un indicador bioeléctrico. Este artículo muestra como un dispositivo de bajo costo y fácil acceso puede utilizarse para el desarrollo de aplicaciones basadas en interfaces cerebro-computador (BCI). Los resultados obtenidos muestran que el dispositivo MindWave puede efectivamente utilizarse para la adquisición de señales relacionadas a la actividad cerebral en diversas actividades cerebrales bajo la influencia de diversos estímulos (Torres et al., 2014) .

Resultados	Se propone el uso de la transformada Wavelet para el acondicionamiento de las señales EEG con el objetivo de utilizar algoritmos de inteligencia artificial y técnicas de reconocimiento de patrones para distinguir respuestas cerebrales.
Aportes	Con el propósito de mejorar el estudio del EEG reduciendo el factor subjetivo, se han aplicado dos técnicas para el análisis espectral. La primera se refiere a la Transformada de Fourier y el periodograma modificado; la segunda ajusta un modelo Autorregisivo (AR) al EEG y con base en este se obtiene un estimador de la densidad espectral. Adicionalmente, los parámetros del AR permiten monitorear la evolución del EEG (R., 1991).
Brechas	Aunque la transformada wavelet permite una mayor resolución temporal y frecuencial, su implementación requiere un mayor poder de cómputo y programación en comparación con la transformada de Fourier. Sin embargo, investigaciones, mejoras en algoritmos y programación de software de transformación wavelet están en curso para mejorar su eficiencia y capacidad de procesamiento. Se están explorando nuevas aplicaciones y métodos de análisis que permiten el uso efectivo tanto de la transformada de Fourier como de la transformación wavelet.
Fuente: elaboración propia	

## 1.5. Marco Conceptual

### 1.5.1. Electroencefalografía (EEG)

La investigación neurocientífica utiliza varios métodos para responder preguntas en su campo, y una de las herramientas más valiosas es el electroencefalograma (EEG). El EEG es una herramienta de diagnóstico altamente confiable y efectiva, que permite el registro y análisis de la actividad electrofisiológica del cerebro mientras una persona realiza actividades físicas o interacciones en tiempo real con una interfaz cerebro-computadora (BCI). Además de su utilidad en la investigación neurocientífica, el EEG también es una herramienta que puede ayudar a profesionales médicos y psicólogos a diagnosticar y tratar una variedad de trastornos neurológicos. Aunque su costo es bastante accesible, es importante destacar que su uso aún depende de cierta inversión de recursos, por lo que su precio podría variar dependiendo del contexto y los recursos disponibles. Con su precisión y versatilidad, el EEG es una herramienta clave en el estudio y la comprensión de la actividad cerebral en una amplia variedad de campos. Para la toma de un EEG

se debe tener en cuenta varios parámetros, comenzando con una mirada más profunda a fuentes de EEG a nivel micro neuronal, diferentes técnicas de registro, tipos de electrodos de adquisición de señal y finalmente herramientas que pueden acoplarse a este método (Müller-Putz, 2020).

Así mismo, la electroencefalografía es una técnica médica que consiste en la medición de la actividad eléctrica del cerebro a través de la colocación de electrodos en el cuero cabelludo. La actividad eléctrica registrada se representa en un electroencefalograma, que permite a los médicos analizar la actividad cerebral y detectar posibles trastornos neurológicos.

Según el libro "Principios de Neurociencia" de (KANDEL, E. R., J. H. Schwartz Y T. M. Jessell. *Principios De Neurociencia : Free Download, Borrow, and Streaming : Internet Archive*, n.d.), la electroencefalografía es una técnica de diagnóstico no invasiva que ha sido ampliamente utilizada en el estudio de la actividad cerebral. Esta técnica ha permitido avances significativos en el conocimiento de la organización funcional del cerebro y en el diagnóstico de trastornos neurológicos como la epilepsia, la enfermedad de Alzheimer y la esclerosis múltiple.

En pocas palabras, el electroencefalograma es el resultado de la suma de los potenciales eléctricos locales, que son básicamente despolarizaciones e hiperpolarizaciones a través de las membranas neuronales. Los factores que determinan que un potencial sea registrado en la superficie dependerá de su voltaje, grado de sincronía en las descargas, organización anatómica de las células involucradas, área cortical involucrada, sitio de participación cortical respecto a las circunvoluciones, distancia hacia los electrodos, elección de los montajes de los electrodos, y la resistencia de los electrodos (Müller-Putz, 2020).

### ***1.5.2. Tecnología de EEG***

El sensor de electroencefalografía (EEG) es un dispositivo electrónico capaz de medir las señales eléctricas emitidas por el cerebro. Estos sensores pueden detectar las señales eléctricas variables creadas por la actividad de grandes grupos de neuronas cercanas a la superficie del cerebro durante un período de tiempo determinado. La tecnología EEG se ha convertido en una herramienta destacada en el estudio de la actividad cerebral, tanto en la investigación como en la medicina. Existen varios tipos de sensores EEG, como los electrodos superficiales y los electrodos de agujas, cada uno con diferentes aplicaciones. A partir de esto podemos decir que el EEG es una herramienta valiosa que permite una gran cantidad de estudios sobre la actividad cerebral, siendo una tecnología ampliamente utilizada en diferentes campos.

### ***1.5.3. Comunicaciones alámbricas e inalámbricas***

Dentro de las señales de electroencefalograma encontramos los auriculares EEG, estos pueden ser inalámbricos o alámbricos, capaces de transferir datos a una computadora ya sea a través de un cable o una conexión bluetooth (Soufineyestani et al., 2020). A través del EEG por cable se pueden transferir más información en un determinado tiempo de forma estable, pero este método no ofrece la libertad de movimiento que las conexiones inalámbricas ofrecen, por otra parte, las conexiones inalámbricas poseen inconvenientes, dado que mientras se esté realizando la captura de las señales, este pierda su conectividad, provocando que los datos no puedan ser registrados. Sin embargo, independientemente de la conexión que este en uso, el contacto de los cables y electrodos mientras se los utiliza, pueden provocar deficiencias en la captura de las señales de EEG, causando interrupción en la conectividad entre el cuero cabelludo y los electrodos (Lau et al., 2019).

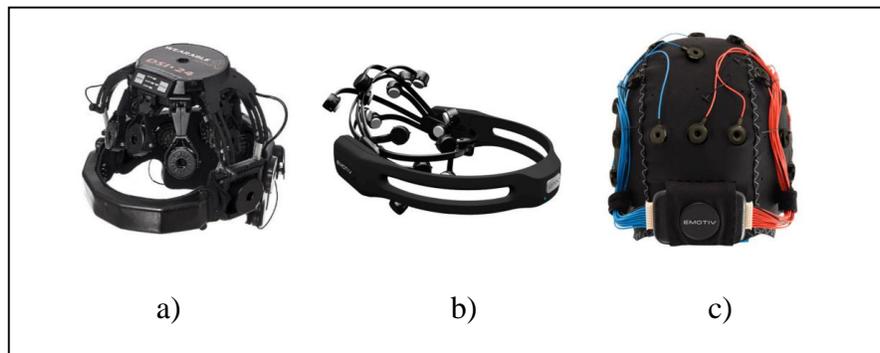
### ***1.5.4. Conexión de electrodos***

Para realizar la conexión de los electrodos de un dispositivo de EEG, se requieren conexiones eléctricas entre el cuero cabelludo de la persona y electrodos individuales, existen varios procesos y dispositivos para realizar esta conexión, los cuales están descritos a continuación.

### ***1.5.5. Dispositivos de EEG***

Existen diferentes tipos de dispositivos de EEG, los cuales se describen a continuación en la Figura 1.

Figura 1: (a) Dispositivo seco, (b) Dispositivo solución salina, (c) Dispositivo gel conductor.



Adaptado de: Comparación entre un sistema de EEG inalámbrico de electrodo seco con un sistema de EEG de electrodo húmedo (Soufineyestani et al., 2020).

**Dispositivo seco:** estos dispositivos son los más recomendables, ya que facilitan el registro de los datos de las señales de EEG, debido a que no necesitan el uso de gel o solución salina para hacer conexión con el cuero cabelludo de la persona que esté utilizando el dispositivo, permitiendo una mejora en el acoplamiento de la impedancia, logrando una mayor eficiencia con respecto al tiempo de configuración en el momento que se esté realizando la adquisición de datos, obteniendo como resultado una reducción de ruido en los biopotenciales de la señal (Javier et al., 2017).

**Dispositivo solución salina:** A diferencia de otros dispositivos, estos auriculares de EEG requieren de un gel conductor, el cual permite una baja impedancia de contacto eléctrico entre el

cuero cabelludo y el electrodo, este proceso se debe realizar en cada uno de los electrodos que se esté utilizando antes de iniciar una prueba de nuevo (Kam et al., 2019).

**Dispositivo gel conductor:** para realizar experimentos con estos dispositivos es necesario hacer uso de un gel conductor que será aplicado a cada uno de los electrodos, antes de ser conectados al cuero cabelludo, cuando se procede a iniciar una nueva prueba es necesario hacer limpieza de los electrodos utilizando alcohol gracias a las propiedades de evaporación que este posee (Kam et al., 2019; Tello et al., 2014).

### 1.5.6. Aplicaciones de EEG

Los dispositivos de EEG tienen diferentes aplicaciones, de las cuales se pueden recopilar información de gran importancia que son utilizadas por investigadores, entre estas encontramos pensamiento, imaginación y salud mental del usuario, a continuación, encontramos en la Tabla 1 diferentes categorías de aplicación de los datos obtenidos a partir de las señales de EEG, de las cuales destacaremos las interfaces cerebro-computadora.

Tabla 10: Aplicaciones de electroencefalografía (EEG).

<b>Interfaces cerebro-computadora</b>	Navegación autónoma de dispositivos digitales o mecatrónicos	Ayudar a las personas con discapacidad o deficiencia de la actividad motora	Medición de la carga de trabajo de atención
<b>Biometría</b>	Identificación y distinción de individuos		
<b>Soluciones personalizadas</b>	Psicología Ambiental	Deporte, Fitness y Meditación	Propósitos educativos
<b>Neurociencia y Aplicaciones Clínicas</b>	Entender la funcionalidad del cerebro	Neurología	Neurofeedback Diagnóstico y predicción de trastornos cerebrales anormales y deterioros cognitivos

<b>Neuromarketing</b>	Entender las necesidades/deseos, comportamientos y emociones de los consumidores	Pronosticar el proceso de toma de decisiones del cliente
Adaptado de: (Soufineyestani et al., 2020).		

### ***1.5.7. Sistemas Interfaz Cerebro-Computadora (BCI)***

El objetivo más importante en la actualidad es ofrecer un medio de comunicación alternativo para las personas que han perdido total o parcialmente su capacidad de comunicarse. Es decir, se busca proporcionar una forma de comunicación accesible para que las personas con este tipo de afectaciones se les permita participar plenamente en la sociedad y en su entorno, a pesar de su discapacidad.

En el campo de la electroencefalografía, existen herramientas como las interfaces cerebro-computadora (BCI) y las interfaces cerebro-máquina (BMI), que utilizan la actividad cerebral para controlar dispositivos e interactuar con el entorno. Estos sistemas BCI, mediante la conversión de las señales cerebrales en nuevas formas de salida, son particularmente útiles para personas con discapacidades motoras. Los datos recopilados en tiempo real a través de la EEG se utilizan para crear patrones de actividad cerebral específicos, como la intención de realizar un movimiento o la respuesta a una estimulación visual, y trasladarlos a comandos de control para los dispositivos externos al cuerpo. En resumen, la electroencefalografía proporciona herramientas útiles para controlar dispositivos mecánicos y electrónicos a través de la actividad cerebral, ofreciendo una solución útil para personas con discapacidades motoras (Daly & Huggins, 2015) (Schalk et al., 2004).

La Figura 2 se muestra un esquema de Interfaz Cerebro-Máquina, un sistema que permite a una persona controlar una máquina utilizando señales cerebrales. El esquema general de este

sistema se divide en tres fases principales: la adquisición, el procesamiento y la aplicación de las señales cerebrales.

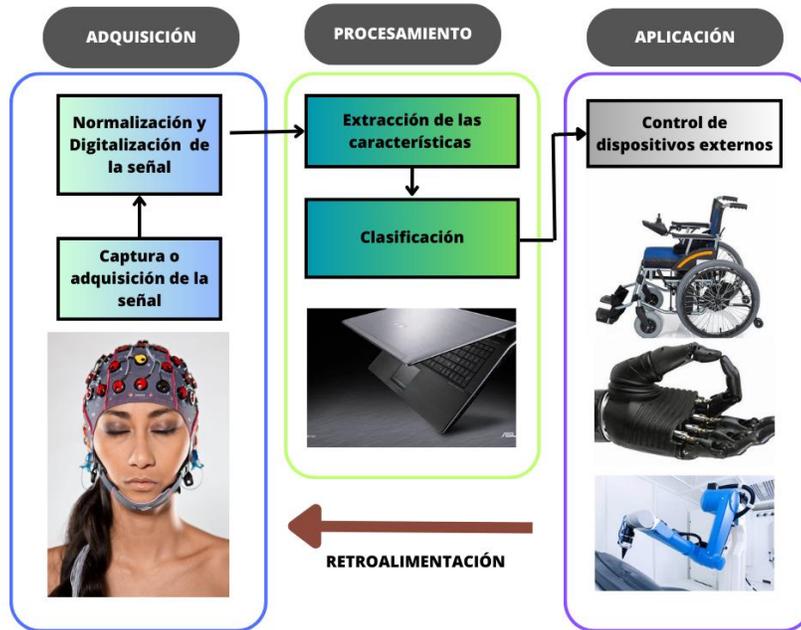
En la fase de adquisición, se recogen las señales cerebrales del usuario mediante sensores especiales. Estos sensores pueden estar colocados en el cuero cabelludo o en el interior del cerebro.

En la fase de procesamiento, las señales cerebrales son analizadas por un software especializado que las traduce en comandos que la máquina puede entender. Este software puede ser entrenado para reconocer patrones específicos de señales cerebrales que corresponden a acciones específicas, como mover un brazo o hacer clic en un botón.

En la fase de aplicación, los comandos generados por el software son enviados a la máquina que se desea controlar. Esta máquina puede ser cualquier cosa, desde un brazo robótico hasta un cursor en una pantalla de computadora.

Además, la Interfaz Cerebro-Máquina cuenta con una retroalimentación para que el usuario pueda aprender y mejorar su desempeño con el tiempo. Esto significa que el software puede proporcionar información al usuario sobre el éxito de sus acciones y ayudarlo a ajustar su estrategia para mejorar la precisión y velocidad sobre el uso y avance de su proceso.

Figura 2: Esquema de un Interfaz Cerebro Máquina.



Fuente: Diagrama elaboración propia.

### 1.5.8. Transmisión sináptica y un sistema BCI

Los sistemas BCI implican este proceso debido a que la transmisión sináptica es esencial, donde se produce una comunicación entre las neuronas que permite la transmisión de las señales cerebrales.

La transmisión sináptica se produce cuando una neurona libera sustancias químicas llamadas neurotransmisores en el espacio sináptico, que se unen a los receptores de la neurona adyacente y generan una señal eléctrica que se propaga por el cerebro. En los sistemas BCI, los electrodos se colocan en la superficie del cerebro para capturar estas señales eléctricas y enviarlas a un dispositivo externo para su procesamiento.

Por lo tanto, la transmisión sináptica es una parte fundamental de los sistemas BCI, ya que permite la comunicación entre las neuronas y así, la generación de señales cerebrales puede ser utilizada para controlar dispositivos externos.

### ***1.5.9. Tipos o modalidades de BCI***

Se utilizan diferentes técnicas que difieren en dónde y cómo se colocan los electrodos. Los dos principales grupos son:

- BCI invasivos.
- BCI no invasivos.

#### **BCI Invasivos**

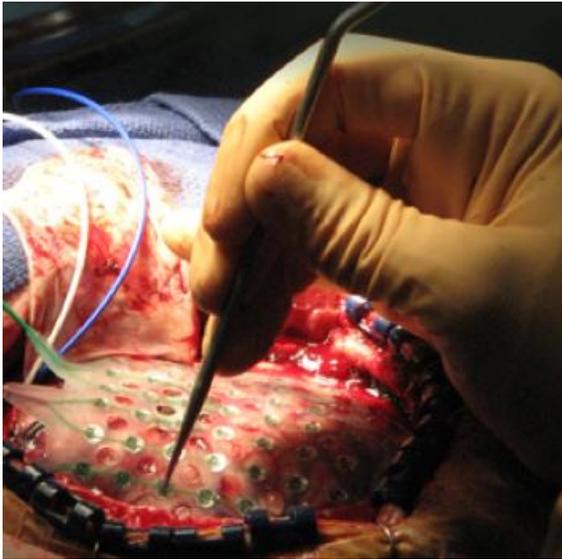
Los sistemas invasivos son aquellos en los que se introducen sensores directamente en el cerebro para capturar las señales cerebrales. Estos sistemas tienen una relación señal-ruido mucho mejor que los sistemas no invasivos, que utilizan dispositivos externos para capturar estas señales. Además, los sistemas invasivos proporcionan una mayor especificidad o resolución espacial y temporal, lo que significa que son capaces de detectar con mayor precisión la actividad cerebral en áreas específicas y en momentos precisos (*Brain Computer Interfaces: Il Cervello Che Si Mette in Moto*, n.d.).

La mayoría de las investigaciones en este campo están enfocadas en sistemas para personas con discapacidad motora severa o para la recuperación de la visión en personas ciegas. Los sistemas centrados en neuro prótesis permiten mejorar la calidad de vida de personas con parálisis, proporcionándoles dispositivos que les sirven de ayuda, como sillas de ruedas controladas por impulsos cerebrales o brazos robóticos.

En la Figura 3 podemos apreciar un sistema BCI invasivo. Estos se implantan directamente en la materia gris del cerebro mediante cirugía, lo que proporciona el mejor nivel de señal registrado. En términos generales, los sistemas invasivos son herramientas valiosas en el campo de la neurociencia, ya que permiten obtener información más precisa y específica sobre la actividad

cerebral y pueden mejorar la calidad de vida de personas con discapacidades motoras graves (Zabcikova et al., 2022),

Figura 3: BCI invasivos.



Adaptado de: (*Brain Computer Interfaces: Il Cervello Che Si Mette in Moto*, n.d.)

### **BCI no invasivos**

Los sistemas no invasivos (Figura 4) son aquellos que no requieren una cirugía o intervención para su uso y se colocan en la superficie externa del cráneo. Sin embargo, estos sistemas tienen el problema de que la señal que pueden obtener es mucho más débil. Para recopilar los datos necesarios, se utilizan técnicas como la electroencefalografía (EEG), la magnetoencefalografía (MEG) o la resonancia magnética funcional (fMRI). Aunque la MEG y la fMRI pueden ser más precisas, su instrumental es muy costoso y voluminoso, por lo que la mayoría de las aplicaciones en BCI, utilizan la técnica de EEG (Li et al., 2021)..

Figura 4: BCI no invasivo



Adaptado de: (*Investigación Publicada Con OpenBCI / Comunidad OpenBCI*, n.d.)

#### ***1.5.10. Paradigmas***

Gracias a la amplia investigación realizada en el campo de las señales cerebrales, se ha identificado un grupo numeroso de éstas que resultan útiles para el control de las Interfaces cerebro-computadora (BCI). A pesar de la gran variedad existente, algunos paradigmas destacan en la actualidad, incluyendo los Potenciales relacionados a eventos (ERP), los potenciales evocados visuales en estado estacionario (SSVEP), el potencial cortical lento (SCP) y los ritmos sensoriomotores. Cada uno de estos paradigmas tiene un papel clave en la interpretación de señales cerebrales y puede ser utilizado para fines específicos dentro de las BCI.

Los paradigmas ERP y SSVEP requieren un estímulo externo, por esta razón, estos paradigmas son denominados exógenos, por otro lado, los paradigmas SCP y ritmos sensoriomotores son evocados por el usuario sin necesidad de un estímulo externo, por lo que son denominados endógenos.

- **Potenciales evocados visuales en estado estacionario (SSVEP)**

Los SSVEP ayudan a reflejar las señales que se producen en la parte occipital del cerebro, cuando este está sometido a estímulos visuales que están oscilando a una frecuencia fija. Durante una prueba de Electroencefalografía (EEG), según el estudio que se quiera realizar, como, por ejemplo, estimular al usuario con imágenes que oscilan a una cierta frecuencia obtendremos ondas de EEG con un aumento en la amplitud de los componentes de la frecuencia que la podemos comparar e igualar a la oscilación del estímulo visual y sus armónicos. Dichos estímulos como se muestra en la Figura 5 están ubicados de acuerdo con las cuatro direcciones posibles de movimiento arriba, derecha, abajo e izquierda como se muestra Figura 5 SSVEP (Cardona et al., n.d.).

Figura 5: SSVEP



Adaptado de: (Blanco-Díaz & Ruiz-Olaya, 2020a)

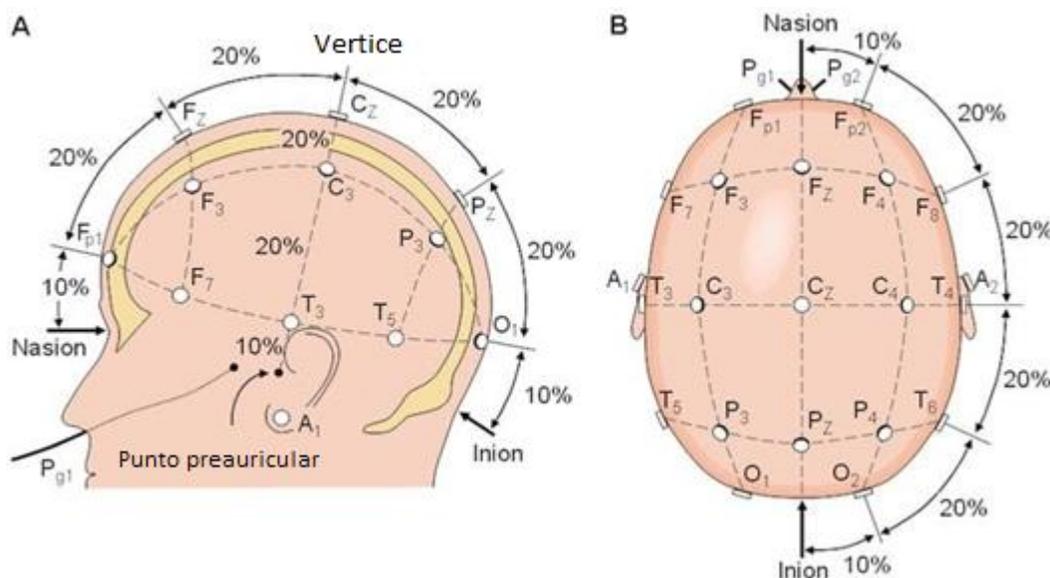
### ***1.5.11. Estándares ubicación de electrodos***

- **Sistema 10-20 para electroencefalografía (EEG)**

A continuación, tendremos una explicación del sistema internacional 10-20 para EEG, este es un método que utiliza puntos de referencia anatómicos para estandarizar la ubicación de electrodos para la captura de un EEG. Este método, demostrado en la Figura 6 se basa en la relación

entre la ubicación del electrodo y el área cubierta en la corteza cerebral, este método permite y asegura que las regiones del cerebro que se quieren analizar estén cubiertas por un electrodo (Speckmann & Elger, 2004).

Figura 6: Sistema 10-20 distancia de electrodos frontal y trasera (nasion a inion) 10% - 20% A) vista lateral y B) vista superior. F = Frontal, C = central, P = Parietal, O = Occipital, A = Auricular.



Adaptado de: ((4) (PDF) Evaluación de la carga de trabajo cognitiva basada en EEG para una máxima eficiencia, n.d.)

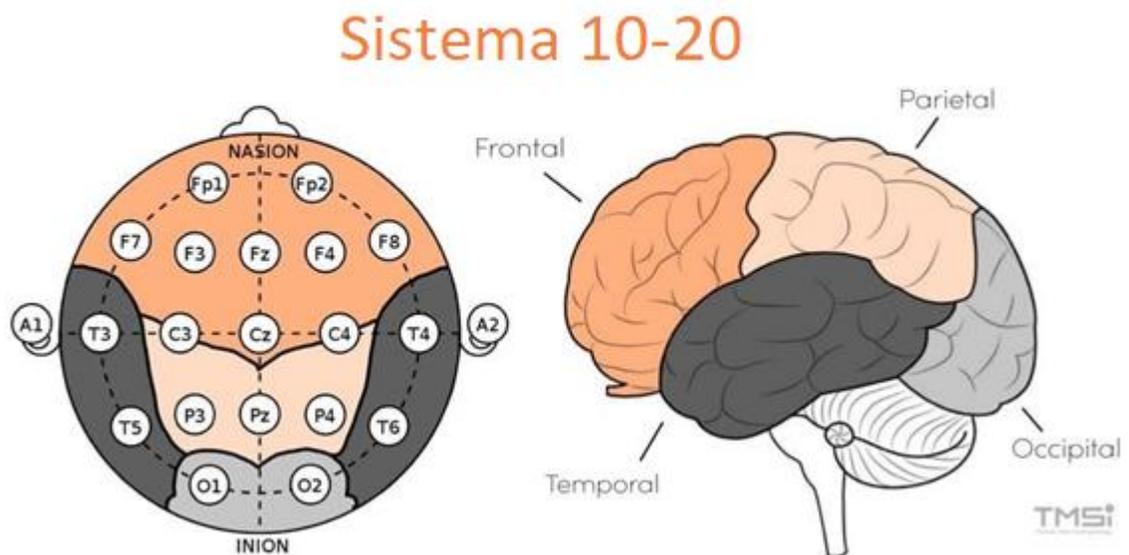
- **¿Cómo funciona el sistema 10-20?**

La sociedad americana de neurofisiología clínica sugiere dos tipos de ubicación internacional de electrodos, entre el cuero cabelludo y el sistema de adquisición de señales: estándar 10-20 y estándar 10-10 (Acharya et al., 2016). Los números nos indican la distancia entre electrodos adyacentes y el cuero cabelludo. Por ejemplo, para el estándar 10-20, la distancia entre un electrodo y el área que ocupa el electrodo subyacente ubicado en el cráneo es del 10% o del 20% de la distancia total (frontal posterior o derecha izquierda) como se muestra en la Figura 7,

para la ubicación de cada uno de los electrodos utilizados en una prueba inicia con una letra, seguido de un número que indicará la posición, igualmente el lado en el que tendrá que posicionar el electrodo (lado derecho o lado izquierdo), por ejemplo, incluimos: frontal (F), central (C), temporal (T), posterior (P) y finalmente occipital (O) (Blanco-Díaz & Ruiz-Olaya, 2020).

Usando estos puntos de referencia anatómicos, la ubicación de los electrodos se puede determinar con estas direcciones: el 10% se usa de los puntos de referencia anatómicos y el primer electrodo en esa dirección, y el 20% se usa entre los otros electrodos. Por ejemplo, el Fp1 se coloca al 10% de la distancia total de la nasion, y Fz se coloca al 20% de la distancia total de Fp1 (“EEG Instrumentation Standards: Report of the Committee on EEG Instrumentation Standards of the International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology.,” 1974).

Figura 7: Sistema 10-20 (izquierda) y las regiones cerebrales correspondientes (derecha).



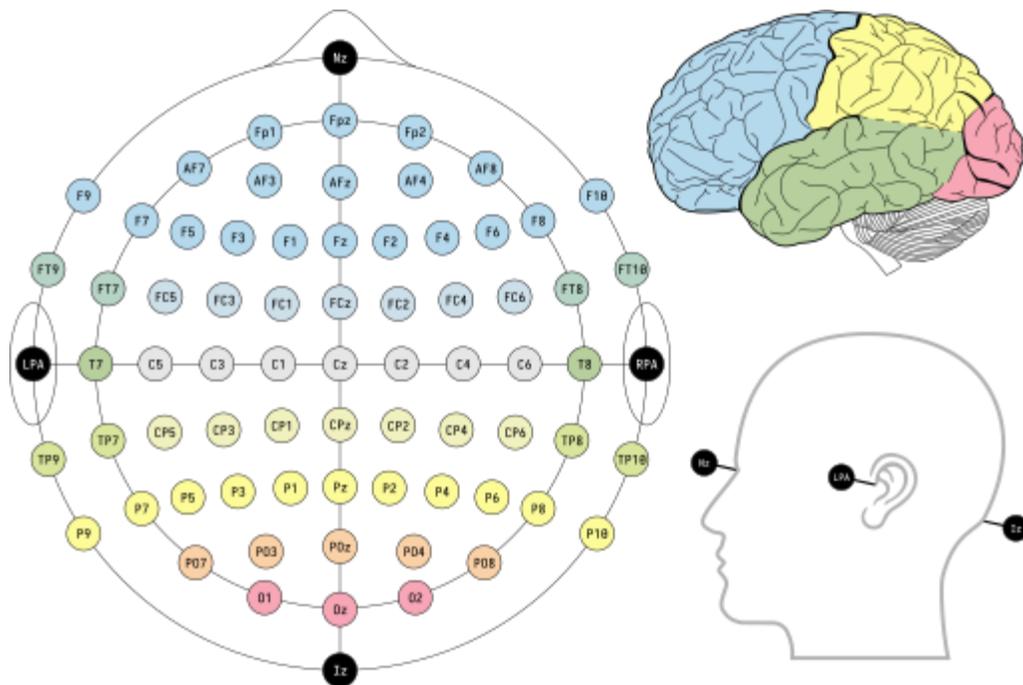
Adaptado de: (Nuwer et al., 1999)

- **Extensiones del sistema 10-20**

Además del sistema 10-20, existen otros sistemas de mayor resolución como el sistema 10-10 (sistema 10%) y el sistema 10-5 (sistema 5%). Estos sistemas son una extensión del sistema original 10-20, y utilizan electrodos adicionales entre el sistema existente, lo que resulta en una medición de mayor densidad. Un ejemplo del sistema 10-10 se puede ver en la

Figura 8 .

Figura 8: EEG con sistema 10-10



Adaptado de: (Oostenveld & Praamstra, 2001)

### ***1.5.12. Ondas o ritmos cerebrales***

Llamamos ondas cerebrales a la comunicación entre neuronas, a través de impulsos eléctricos medibles. El electroencefalograma (EEG) es capaz de detectar y registrar diversas propiedades que presentan estas ondas, lo que permite su observación y medición con precisión,

también capaz de registrar la actividad eléctrica cerebral a partir de sensores colocados en la corteza cerebral encargado de traducir los potenciales eléctricos en forma de ondas donde se puede analizar diferentes tipos de frecuencias. La frecuencia de las ondas cerebrales se mide en ciclos por segundo o Hertz (Hz) (Mexia, 2021).

### ***1.5.13. Tipos de ondas cerebrales***

Las propiedades básicas de esas ondas cerebrales son frecuencia y potencia. Se llama frecuencia al número de ondas que se registran en un segundo. La frecuencia se mide en ciclos por segundos o Hertzios. La potencia se refiere a la altura que adquiere cada onda en el registro. La potencia se mide en microvoltios. A nivel cerebral la potencia se refleja como la suma de una mayor o menor cantidad de neuronas activadas en un determinado momento. En función de la frecuencia la actividad eléctrica cerebral puede clasificarse en cinco tipos de ondas eléctricas básicas descritas a continuación en la Tabla 11(Barrett & E., 2013):

Tabla 11: Tipos de ondas cerebrales

Tipo de onda	Voltaje	Frecuencia	Estado del usuario
Ondas Delta	10-50 $\mu$ V	Son ondas lentas de una frecuencia de entre 0,5 y 4 ciclos (descargas) por segundo (cps o Hertzios).	Están presentes durante el estado de sueño profundo y son las que dominan en el cerebro de los infantes.
Ondas Theta	10-100 $\mu$ V	frecuencia de 4Hz a 7 Hz.	se producen durante los estados de meditación profunda, entrenamiento autógeno, yoga; así como durante el esfuerzo intelectual asociado al aprendizaje académico. Las características de este estado son: memoria plástica, mayor capacidad de aprendizaje, fantasía, imaginación e inspiración creativa.

Ondas Alfa	100-150 $\mu$ V	frecuencia de 7 Hz a 12 Hz	están asociadas con estados de relajación. Se registran especialmente momentos antes de dormirse. Sus efectos característicos son: relajación agradable, pensamientos tranquilos y despreocupados, optimismo y un sentimiento de integración de cuerpo y mente.
Ondas Beta	150-200 $\mu$ V	frecuencia comprendida entre 13 y 39 Hz	Se registran cuando la persona se encuentra despierta y en plena actividad mental. Los sentidos se hallan volcados hacia el exterior, de manera que la atención focalizada y el contacto con la realidad son propias de este ritmo bioeléctrico.
Ondas Gamma	+200 $\mu$ V	Son ondas cerebrales de alta frecuencia (40 Hz o más)	Se asocian a las ondas generadas al momento de resolver problemas, sean estos lógicos o matemáticos, tanto en niños como en adultos. Se dice que pueden ayudar al aprendizaje y a la claridad mental. Se pueden encontrar ritmos gamma en cualquier parte del cerebro.
Fuente: tabla fuente propia. Información ( <i>Fisiología de La Actividad Eléctrica Del Cerebro / FISILOGÍA</i> , n.d.)			

#### ***1.5.14. Modulación Eléctrica del cerebro***

El cerebro como parte del Sistema Nervioso Central (SNC), tiene como función principal el procesamiento de información regulando la funciones del cuerpo con el objetivo de preparar y

ejecutar una respuesta, la información adquirida puede ser a partir de estímulos (visuales, auditivos), reflejos o simplemente la respuesta a una actividad realizada, entre estas encontramos funciones vitales como respirar o el ritmo cardíaco, funciones básicas como el dormir, hasta las funciones superiores como pensar, recordar o hablar. La existencia de esta naturaleza en las respuestas cerebrales brinda la posibilidad de rastrear procesos mentales reflejados en las señales eléctricas (Romei et al., 2019).

Dentro de los sistemas BCI es necesario el estudio de los campos electromagnéticos del cerebro, ya que la escala de tiempo modulado por el comportamiento cerebral es muy rápida (milisegundos), lo que causa la reactividad, característica relevante para el control de los sistemas BCI. Existen modalidades tales como imágenes cerebrales sensibles al consumo de oxígeno en el tejido cerebral, sin embargo, la escala de tiempo es cercana al segundo (Schalk et al., 2004) .

#### ***1.5.15. Funcionamiento de un sistema BCI***

La actividad eléctrica producida contiene información de tareas mentales específicas, dependiendo de la actividad que se realice, entre estas tenemos los ritmos sensoriales que se producen cuando la persona en prueba está consciente (pleno uso de sus facultades), por otra parte tenemos las modulaciones P300 (Ma et al., 2021) potencial evocado que puede ser registrado mediante electroencefalografía como una deflexión positiva de voltaje con una latencia de unos 300 ms en el EEG, que son captadas o emitidas cuando la persona esta inconsciente (estado o disposición mental que presenta aquel sujeto que desarrolla inadvertidamente su comportamiento, es decir, sin darse cuenta) (García et al., 2013). A estas señales captadas se les extrae las características deseadas, para establecer una diferencia entre las características de las señales, de cada proceso o tarea mental se observará a través de un registro EEG diferente. Para realizar este proceso de estudio se solicita a la persona que realice actividades de manera repetitiva y así obtener

varias pruebas de la actividad cerebral a partir de la misma tarea. Las características que se extraen de las señales tienen que ser adecuadas para la identificación, es decir, las que permitan de manera más eficiente diferenciarlas una de la otra (Krusienski et al., 2012).

#### ***1.5.16. Adquisición de señales***

Una vez adquirida la señal EEG, siguiendo alguno de los arreglos estándar, a través de un sistema no invasivo, se amplifica a un nivel adecuado para su procesamiento. En este punto puede aplicarse algún tipo de filtrado analógico para remover señales indeseables tales como la señal de 50/60 Hz de la línea de distribución eléctrica y/o artefactos de baja frecuencia (Krusienski et al., 2012); cabe destacar que el uso de filtros analógicos puede generar derivas de baja frecuencia en las señales. Finalmente, las señales se digitalizan, se agrupan en bloques de muestras y se transmiten en secuencia a una computadora para su almacenamiento y procesamiento (F. Reyes et al., 2014).

#### ***1.5.17. Extracción de características***

Los electrodos de un sistema de EEG registran las variaciones de voltaje a través del cuero cabelludo con el objetivo de obtener características relevantes de las señales como frecuencias de corte correspondientes con la frecuencia del estímulo. Para cada sub-banda (obtenida al ser filtrada), se cuantifica la energía de la señal, y se identifica el comando a partir de identificar la sub-banda con la energía más alta para interpretar la intención del usuario. No obstante, estas variaciones pueden estar contaminadas con ruido externo. Por esta razón, se utilizan los filtros pasa bandas y filtro notch para seleccionar solo las señales relevantes y hacer posible el reconocimiento de patrones. Primero, se acondicionan las señales para garantizar su calidad. Luego, se capturan

sus características y, finalmente, se vuelven a acondicionar para su procesamiento y análisis (Medina et al., 2018).

En el acondicionamiento de la señal, se realiza filtrado digital en la frecuencia y en el espacio (van der Reijden et al., 2001). Los filtros en la frecuencia remueven derivas de baja frecuencia introducidas por el uso de filtros analógicos (en caso de ser utilizados) y se remueven rangos de frecuencia irrelevantes para el análisis de la señal. También pueden utilizarse filtros pasa banda y de muesca digitales, para remover interferencia de la línea y artefactos en caso de no haberse filtrado analógicamente (L. Reyes, 2018).

#### ***1.5.18. Filtros***

Los filtros son una herramienta fundamental en el procesamiento de señales de electroencefalografía. En el EEG, se mide y se registran señales eléctricas en el tiempo. Para analizar estas señales de EEG, se utilizan diferentes técnicas de procesamiento, entre las cuales el filtrado es una de las más importantes. El filtrado se utiliza para separar o eliminar las señales no deseadas, como el ruido eléctrico o las señales de interferencia, y para resaltar las señales de interés, como las señales relacionadas con los eventos cerebrales. Existen diferentes tipos de filtros que se pueden utilizar en el procesamiento de señales de EEG, como los filtros pasa-banda, que permiten seleccionar las frecuencias de interés en la señal, también existen los filtros Notch para eliminar interferencias de red eléctrica. Para este trabajo de grado se utilizan estos dos principales filtros configurados directamente desde la GUI del OpenBCI los cuales son de tipo Butterworth para obtener una respuesta de amplitud plana en la banda de paso y una caída rápida en las bandas de frecuencia fuera de las bandas de paso y de orden 4 para lograr mayor efectividad en la selección de frecuencia y un mayor rechazo de frecuencias no deseadas que se encuentre fuera de la banda

de paso. Los filtros se aplican de manera secuencial a la señal de EEG para obtener una señal filtrada, que es más adecuada para su análisis posterior (Montealegre et al., 2022) (Smith, J. A. y Jones, B. B. (2021).

### ***1.5.19. Filtro Notch***

El filtro Notch permite el paso de todas las frecuencias dentro de una aplicación o sistema que requiere filtrado de señales, excepto las señales indeseadas, como el ruido causado por fuentes externas. Su principal característica es su estrecho ancho de banda y capacidad para realizar atenuación. Este filtro es importante en diversas aplicaciones, y funciona especialmente bien en la instrumentación médica. En algunos estudios, el ruido de la red eléctrica (generalmente de 50 a 60 Hz, dependiendo del país) puede afectar los resultados, lo que hace que la señal obtenida no sea ideal para el análisis adecuado (Baixardoc.com-filtro-notch, n.d.)

El filtro Notch es un tipo de filtro utilizado en el procesamiento de señales de EEG para eliminar las frecuencias no deseadas, en particular la frecuencia de la red eléctrica industrial de 50 o 60 Hz dependiendo del país.

El modelo matemático del filtro Notch se puede definir como:

Donde  $H(z)$  es la función de transferencia del filtro Notch en el dominio  $Z$ ,  $a$  es la ganancia del filtro,  $w_0$  es la frecuencia angular a filtrar (en radianes por segundo) y  $z^{-1}$  representa el retardo de una unidad (Leske & Dalal, 2019).

### ***1.5.20. Filtro Bandpass (Filtro pasa banda)***

Es un tipo de filtro electrónico que deja pasar un rango de frecuencias de una señal y atenúa el paso de las demás: existen, en él, dos frecuencias de corte, una inferior y otra superior y el filtro

sólo atenúa grandemente las señales cuya frecuencia sea menor que la frecuencia de corte inferior o aquellas de frecuencia superior a la frecuencia de corte superior. por tanto, sólo permiten el paso de un rango o banda de frecuencias sin atenuar.

Estos filtros se utilizan comúnmente en la edición y ecualización del audio para poder mejorar o reducir frecuencias, este filtro como ya se menciona reduce ruidos que tengan una frecuencia fija (Filtro pasa banda - EcuRed, n.d.).

El filtro de paso de banda es otro tipo común de filtro utilizado en el procesamiento de señales de EEG para seleccionar y amplificar las frecuencias de interés en la señal. El modelo matemático del filtro pasa bandas se puede definir como:

Donde  $H(f)$  es la función de transferencia del filtro pasa bandas en el dominio de la frecuencia,  $K$  es la ganancia del filtro,  $f_1$  y  $f_2$  son las frecuencias de corte inferior y superior respectivamente,  $f_c$  es la frecuencia central deseada.

Para aplicar el filtro pasa bandas a una señal de EEG, se multiplica la señal por la respuesta en frecuencia del filtro, y se utiliza la Transformada de Fourier inversa para volver a la señal en el dominio del tiempo (Motamedi-Fakhr et al., 2014).

#### ***1.5.21. Transformada de Fourier***

Esta transformada es una operación matemática que transforma las señales entre el dominio del tiempo o espacio al dominio de la frecuencia, se puede tomar varios conceptos referentes de la transformada de Fourier: Operación de transformación de una función, función resultado de la operación, espectro de frecuencias de una función.

El análisis tradicional del electroencefalograma (EEG) se realiza en el tiempo. Para ello se selecciona una sección del registro donde la contaminación es baja y posteriormente se cuenta el

número de picos. Con el propósito de mejorar el estudio del EEG reduciendo el factor subjetivo, se han aplicado dos técnicas para el análisis espectral. La primera se refiere a la Transformada de Fourier y el periodograma modificado, la segunda ajusta un modelo Autorregresivo (AR) al EEG y con base en este se obtiene un estimador de la densidad espectral. (Delgado R., 1991).

La transformada de Fourier se utiliza comúnmente en el procesamiento de señales de EEG para descomponer una señal en sus componentes de frecuencia. El modelo matemático de la transformada de Fourier discreta (DFT) se utiliza con frecuencia para este propósito.

La DFT se define de la siguiente manera:

Donde  $k$  es el índice de frecuencia,  $N$  es la longitud de la señal de entrada  $x(n)$ ,  $i$  es la unidad imaginaria y  $\exp$  es la función exponencial compleja. Este modelo matemático se utiliza en el procesamiento de señales de EEG para calcular la representación de frecuencia de la señal, y así poder analizar sus características y patrones.

#### ***1.5.22. Densidad Espectral de Potencia***

La Densidad Espectral (Spectral Density) es una función matemática utilizada en matemáticas y física para describir cómo se distribuye la potencia o la energía de una señal en diferentes frecuencias. La definición de la Densidad Espectral varía según si se trata de señales definidas en energía (Densidad Espectral de Energía) o en potencia (Densidad Espectral de Potencia). Aunque la densidad espectral y el espectro de una señal no son exactamente lo mismo, a veces se utilizan ambos términos de manera incorrecta e indistinta.

Densidad Espectral de Potencia (DSP) también es una herramienta comúnmente utilizada en el procesamiento de señales de EEG para analizar la distribución de energía en frecuencia de una señal. El modelo matemático de la DSP se puede definir como:

Donde  $S(f)$  es la densidad espectral de potencia,  $f$  es la frecuencia, y  $X(f)$  es la representación de frecuencia de la señal obtenida mediante la Transformada de Fourier.

La DSP se utiliza para identificar la presencia de patrones de actividad eléctrica en el cerebro a través del análisis de la distribución de energía en diferentes rangos de frecuencia. Esto permite a los investigadores identificar patrones de actividad que pueden estar relacionados con diferentes estados cognitivos, emocionales o fisiológicos (*ANALISIS DE SEÑALES TRIFASICAS MEDIANTE LENGUAJE LABVIEW / Guías, Proyectos, Investigaciones de Centrales Eléctricas / Docsity*, n.d.) (Cabañero Gómez, 2017).

#### ***1.5.23. Método de Welch***

Para también realizar un correcto se utiliza e método de Welch, se utiliza para estimar la densidad espectral de potencia de una señal. Divide la señal en segmentos solapados y calcula un periodograma modificado para cada segmento. Luego, promedia los periodogramas para obtener una estimación más precisa de la densidad espectral de potencia de la señal. Este método se utiliza comúnmente en el análisis de señales y en la investigación en las áreas de la física, la ingeniería y la estadística. El método de Welch no se basa en un modelo matemático específico. En lugar de ello, es un método empírico ya que se basa en la estimación.

#### ***1.5.24. Trastornos de movimiento***

Los trastornos de movimiento son afecciones en el movimiento normal del cuerpo. Pueden ser causados por una variedad de factores, como lesiones cerebrales, enfermedades neurodegenerativas o problemas genéticos. Estos trastornos pueden afectar diferentes partes del cuerpo, como los brazos, las piernas, la cabeza o la cara, y pueden manifestarse de diversas formas, como temblores, rigidez muscular, movimientos involuntarios o lentitud en los movimientos. Estos

trastornos pueden afectar significativamente la calidad de vida de una persona, limitando su capacidad para realizar actividades cotidianas y afectando su bienestar emocional (Olivares Romero, 2010). El tratamiento de los trastornos de movimiento depende de la causa subyacente y puede incluir medicamentos, terapias físicas u ocupacionales, o en casos graves, cirugía.

Existen varios tipos de trastornos de movimiento, algunos de los cuales incluyen:

- **Movilidad reducida:** Una persona con movilidad reducida se la considera en cuanto su movilidad se deba realizar con ayuda de un medio de transporte a causa de discapacidades físicas, puede ser de locomoción, sensorial, entre otras. Sin importar el rango de edad en el que se encuentre el paciente se debe tener siempre un cuidado prioritario y adaptar tanto al paciente como al cuidador (Lara & Artemio, 2020). Las personas que tengan esta afectación, en términos simples, son personas que son más propensas a caerse. Las personas con movilidad reducida se clasifican en varias categorías:
  - ◆ **WCHS (Escaleras para sillas de ruedas):** personas que pueden caminar distancias cortas, pero se les dificulta subir escaleras.
  - ◆ **WCHR (Silla de ruedas hasta rampa):** estos pacientes pueden subir escaleras y caminar distancias cortas, requieren silla de ruedas para distancias largas.
  - ◆ **WCHC (Silla de ruedas hasta asiento):** para este caso las personas siempre van a necesitar usar una silla de ruedas, no importa la distancia a recorrer.
- **Distonía:** Es un trastorno del movimiento caracterizado por contracciones musculares involuntarias que pueden provocar posturas anormales o movimientos repetitivos (Albanese et al., 2013).

- Corea: Es un trastorno del movimiento que causa movimientos involuntarios e incontrolables, que pueden afectar diferentes partes del cuerpo y empeorar con el estrés o la fatiga (Rayego Rodríguez & Suárez González, 2008).
- Atetosis: Es un trastorno del movimiento que causa movimientos lentos y ondulantes de las extremidades, que pueden ser acompañados por movimientos involuntarios de la cara y la lengua (Argüelles, n.d.).

## 2. CAPITULO II: MARCO METODOLOGICO

### 2.1. MATERIALES PRINCIPALES Y ACCESORIOS SECUNDARIOS

- **MATERIALES PRINCIPALES**

En la Figura 9 encontraremos los principales materiales para llevar a cabo la implementación de una interfaz OpenBCI junto a un entorno virtual creado en Unity:

Figura 9: Esquema visual de los materiales principales en un proceso de flujo.

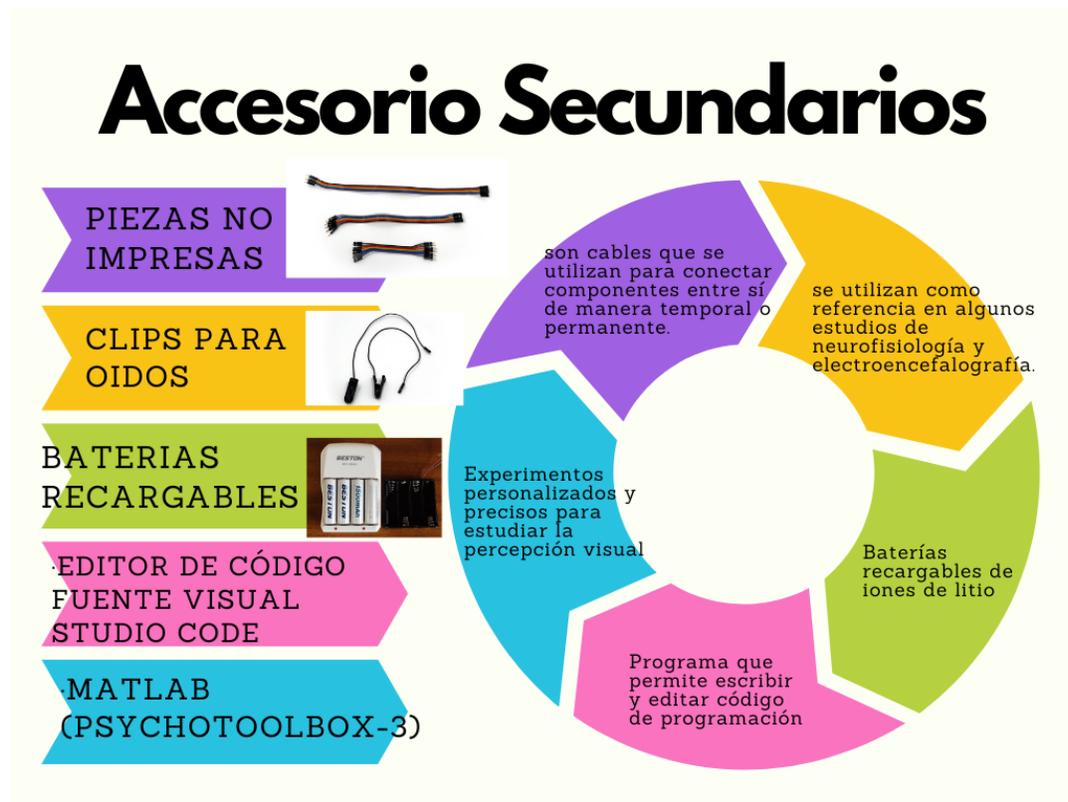


Fuente: Propia de estudio.

El anterior esquema de flujo, ilustrado en la Figura 11, detalla las características y funciones de los principales materiales utilizados en la implementación de la interfaz OpenBCI - Unity. Comenzando con el Ultracortex, un auricular de código abierto e imprimible en 3D diseñado específicamente para el sistema OpenBCI, el cual permite el registro en tiempo real de la actividad cerebral. Los electrodos secos, por su parte, ofrecen comodidad y resistencia al movimiento, aunque presentan un menor contacto con la piel y un costo más elevado. La placa OpenBCI Cyton posibilita la adquisición de señales y su personalización, mientras que el dongle USB OpenBCI establece una conexión inalámbrica entre la placa Cyton y la computadora. La GUI de OpenBCI, una herramienta para visualizar, grabar y transmitir datos, junto con la versatilidad del lenguaje de programación Python, el cual desempeña un papel crucial al establecer y desarrollar la conexión entre todos los componentes, conforman la estructura de la interfaz. En cuanto a Unity, un motor de videojuegos, su interfaz gráfica de usuario se utiliza para crear escenas interactivas, como la visualización del movimiento de una silla de ruedas virtual en un apartamento, basada en estímulos visuales generados a través de señales EEG. El objetivo de todo este proceso es implementar una interfaz innovadora capaz de captar la intención de movimiento mediante estímulos visuales y utilizarla para controlar una silla de ruedas en un entorno virtual. Esta aplicación tiene el potencial de mejorar significativamente la movilidad y la calidad de vida de las personas con limitaciones físicas.

- **ACCESORIOS SECUNDARIOS**

Figura 10: accesorios secundarios



**Fuente:** propia de estudio

El anterior esquema de flujo, ilustrado en la Figura 10, detalla las características y funciones de los accesorios secundarios utilizados en la implementación de la interfaz OpenBCI – Unity. Comenzando por los cables de conexión que son utilizados para establecer conexiones temporales o permanentes entre componentes. Estos cables están equipados con un conector macho en un extremo y un conector hembra en el otro, permitiendo la conexión de pines o puertos macho y

hembra en diferentes dispositivos. Al realizar estudios de neurofisiología y electroencefalografía, se utilizan electrodos de clip para oreja como referencia, colocados en las orejas del paciente para registrar la actividad eléctrica de referencia en la grabación del EEG. La elección de la referencia depende del tipo de estudio y las preferencias del profesional. Es crucial colocar los electrodos de referencia adecuadamente para obtener mediciones precisas y confiables. Además, se recomienda el uso de baterías recargables tipo AA, según las recomendaciones de OpenBCI, ya que cambiar el tipo de conector o batería puede afectar el rendimiento de la placa. Para la edición de código de programación, se utiliza Visual Studio Code, un programa creado por Microsoft disponible en varias plataformas, con herramientas útiles como la corrección de errores, control de versiones y sugerencias de código. MATLAB, por otro lado, es un lenguaje de programación y entorno de desarrollo utilizado en ciencias e ingeniería, especialmente en investigaciones psicológicas, neurocientíficas y de visión por computadora. Con la extensión Psychtoolbox-3, los investigadores pueden crear experimentos personalizados y precisos, analizar datos y visualizar resultados con gráficos.

## **2.2. METODOS IMPLEMENTADOS**

### ***2.2.1. Planeación de metodología***

Para este proyecto para poder definir todos los procesos y llevar un desarrollo adecuado, se utilizó la metodología CDIO, aplicada para cumplir con los objetivos que se plantearon, de tal manera que el cumplimiento de cada uno de estos se realizará mediante la investigación, para la recolección de datos para una comprobación del estado del arte de la detección, adquisición y clasificación de las señales enviadas por el usuario. Anteriormente ya se realizó una pequeña descripción de los materiales y elementos utilizados para este trabajo.

Con el fin de lograr de manera exitosa los objetivos previamente establecidos, se procede a llevar a cabo 5 etapas:

**PRIMERA ETAPA:** Implementación de estímulos visuales mediante el protocolo de potenciales evocados visuales en estado estacionario (SVVEP).

En esta etapa se procede inicialmente a ubicar al paciente frente a una pantalla o un monitor para realizar el respectivo estímulo, el cual como ya se especificó anteriormente se hace uso de MATLAB, como primer paso se ubica al paciente frente al monitor a una distancia de 60 cm aproximadamente y centrado frente al mismo, así para que el estímulo se genere correctamente en el cerebro y así produzca una señal clara para utilizarla en las siguientes etapas.

Para llevar a cabo este protocolo, se necesitan las siguientes herramientas:

- **Un estímulo visual:** puede ser una luz que parpadea a una frecuencia específica, una pantalla que muestra un patrón visual repetitivo o cualquier otro estímulo visual que pueda ser presentado de manera repetitiva.

- **Un electroencefalógrafo (EEG):** se utiliza para medir la actividad eléctrica del cerebro, en este proyecto se utiliza la placa de adquisición OpenBCI Cyton junto a su conexión inalámbrica OpenBCI Dongle, al igual que electrodos de EEG que son instalados en el casco de adquisición Ultracortex "Mark IV", teniendo todo instalado se coloca el casco en el cuero cabelludo del sujeto para registrar la actividad eléctrica del cerebro.

- **Un software de adquisición de datos:** se utiliza para adquirir y almacenar los datos del EEG, durante el desarrollo del proyecto se utilizó para el funcionamiento de la placa OpenBCI el software GUI de OpenBCI la cual es una herramienta para visualizar y transmitir datos desde las placas OpenBCI, y por último para el almacenamiento y procesamiento de las señales adquiridas se utilizó el lenguaje de programación Python junto al editor Visual Studio Code.

El protocolo de adquisición de señales mediante SSVEP se lleva a cabo de la siguiente manera:

1. Se posiciona el casco de adquisición Ultracortex Mark IV en el sujeto y se asegura que los electrodos estén bien conectados.
2. Se presenta el estímulo visual repetitivo en varias ocasiones a una frecuencia específica.
3. Se registra la actividad eléctrica del cerebro de manera continua durante la prueba, se realizan 5 muestras por paciente, utilizando el EEG mientras el sujeto está expuesto al estímulo visual.
4. Se procesan los datos del EEG para identificar la respuesta del cerebro a cada frecuencia del estímulo visual.
5. Se utilizan técnicas de procesamiento de señales para extraer información relevante de los datos del EEG, para el procesamiento de la señales e utiliza un banco de filtros que nos permite establecer la frecuencia dominante como respuesta del cerebro

El protocolo de adquisición de señales mediante SSVEP es una técnica útil para estudiar la respuesta del cerebro a estímulos visuales repetitivos a diferentes frecuencias. Este protocolo se utiliza en muchos campos, como la neurociencia, la psicología y la ingeniería biomédica, para entender mejor el procesamiento de la información visual en el cerebro humano, en el caso de este proyecto, este protocolo nos permitió crear a partir de un procesamiento de señales de EEG adquiridas por la placa OpenBCI Cyton, una serie de comandos para moverse en diferentes direcciones en un entorno virtual.

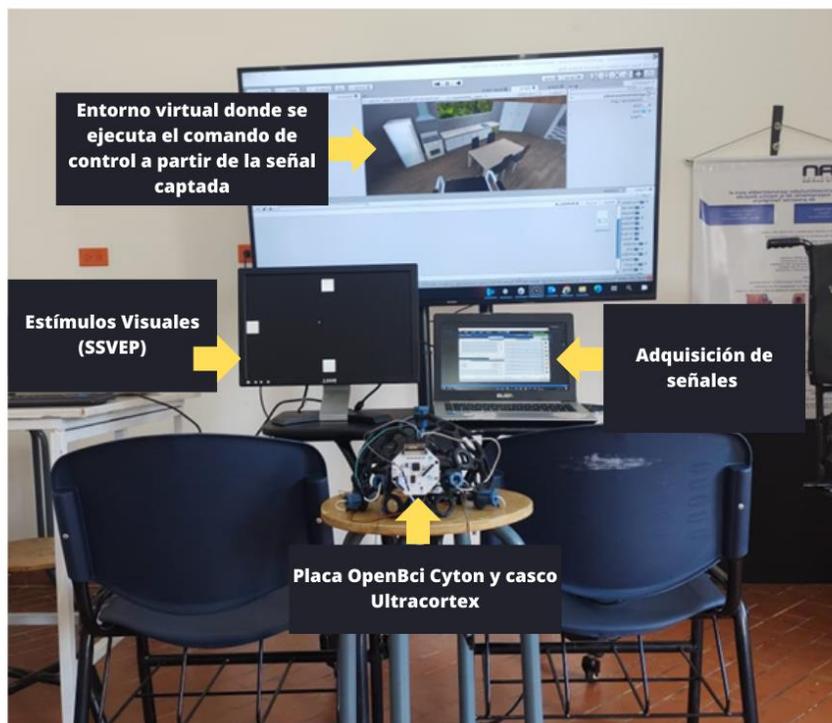
### **Escenario de pruebas**

Con el fin de poner en funcionamiento la interfaz OpenBCI y Unity, este escenario esta creado para presentar los diferentes estímulos visuales al usuario, con el fin de adquirir la señal

necesaria para lograr la acción requerida por la interfaz, que tendrá como propósito lograr mover la silla de ruedas creada en el entorno virtual para la presentación del proyecto final.

Dentro de la escena de pruebas se pueden manipular y direccionar al usuario según el estímulo presentado, con la intención de observar cómo interactúan entre sí y cómo se comportan en diferentes situaciones. Además, la escena de pruebas permite realizar comprobaciones y correcciones para mejorar el rendimiento del proyecto antes de la prueba final como se muestra en la Figura 11.

Figura 11: Escenario de prueba



Fuente: propia de estudio.

Nota: En la imagen podemos ver un escenario de prueba diseñado para evaluar la capacidad de nuestra interfaz en el procesamiento de las señales EEG captadas para su procesamiento

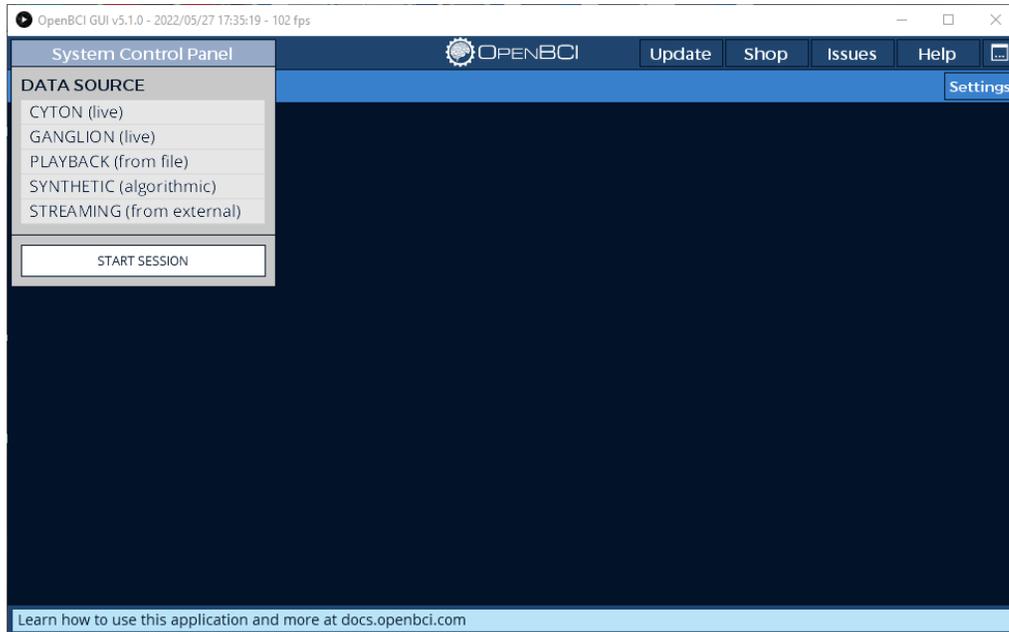
**SEGUNDA ETAPA:** Adquisición de datos y de la señal electroencefalográfica posterior al estímulo realizado al paciente.

Para esta etapa el procedimiento que se realiza para la toma de datos, es con la ayuda del casco UltraMarkIV y la placa Cyton de OpenBCI mediante tres canales, los cuales se utilizan teniendo en cuenta que la región encargada de todo tipo de estímulo visual que se realiza en el cerebro, la cual es la región occipital, los tres canales a usar son: PO3, PO4 y OZ, la selección de estos tres canales se hacen con la ayuda de estándar 10/20 que es un estándar internacional para ubicación de electrodos, esto para crear de manera adecuada y así mismo leer el estímulo que se desear realizar para el movimiento de la silla de ruedas, en unity.

Esta etapa se logra dividir en diferentes pasos los cuales siguiendo al pie de la letra permitirán que se lleve un procedimiento correcto.

Como primer paso se debe descargar e instalar en software de la GUI de OpenBCI la cual, después de una correcta instalación nos debe salir una interfaz gráfica como se muestra en la Figura 12.

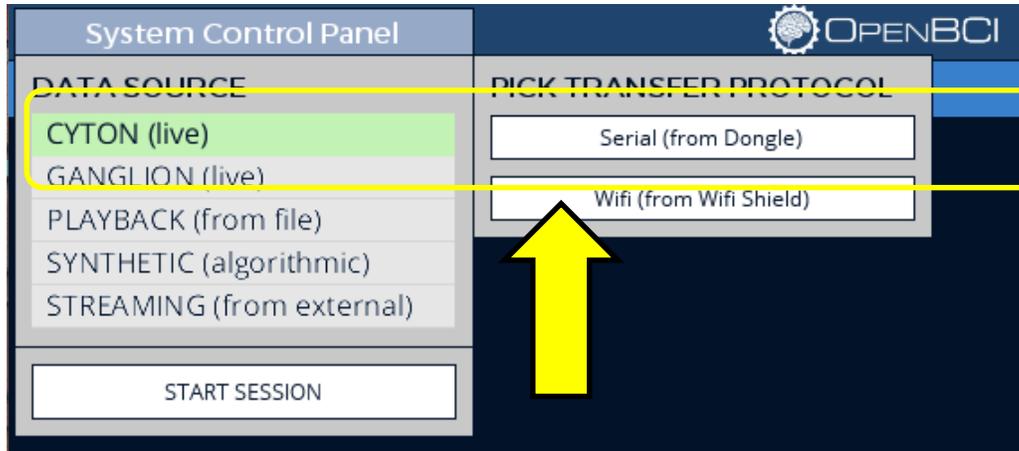
Figura 12: Interfaz inicial de la GUI de OpenBCI.



Como segundo paso se debe iniciar la conexión, escogiendo el tipo de datos que se van a recibir, la cual en el caso de este trabajo es mediante la placa CYTON, que nos permite tomar una señal en vivo y al mismo tiempo trabajar con la misma.

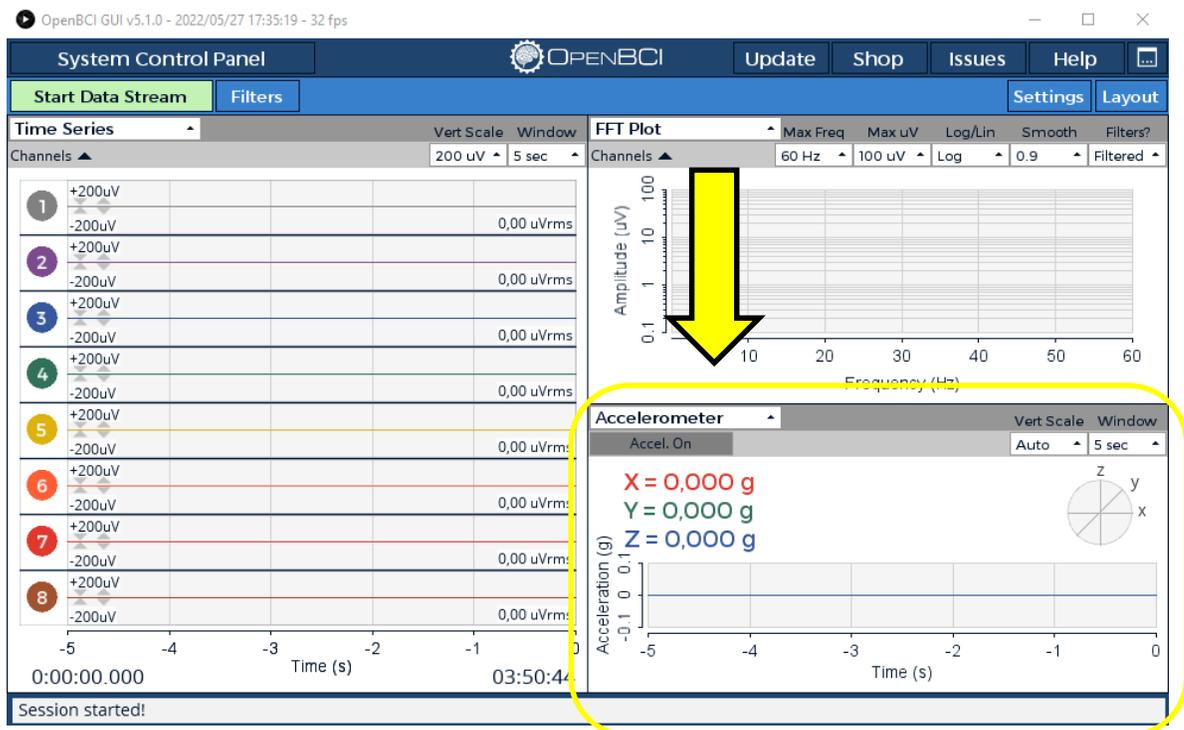
Para continuar se debe seleccionar el protocolo de transferencia de datos, como se muestra en la Figura 13, en donde como ya se ha mencionado anteriormente, se trabaja de manera serial con la USB Dongle que es quien recibe los datos procedentes de la placa CYTON.

Figura 13: Configuración conexión placa Cyton - Dongle



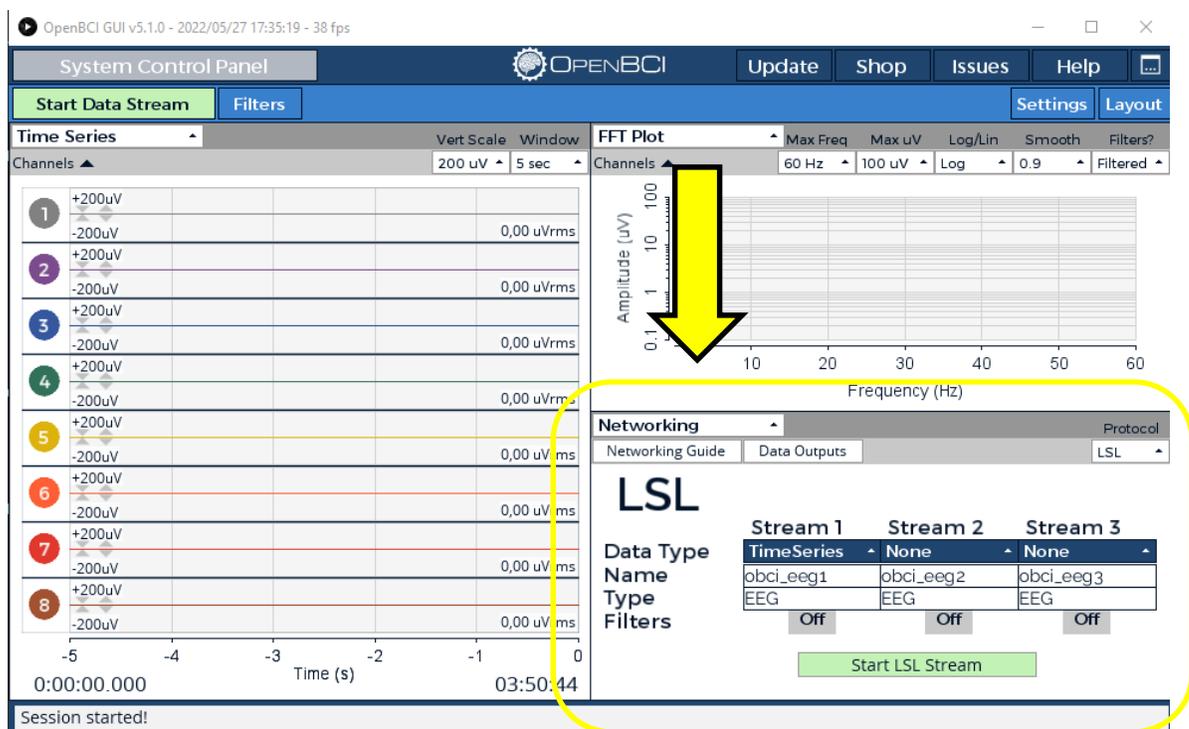
Una vez ya seleccionado la placa con la cual recibir los datos y el tipo de transferencia nos debe lanzar una interfaz gráfica como muestra la Figura 14, que nos permite configurar layouts y widgets de manera personalizada.

Figura 14: Configuración de la GUI antes de empezar a transmitir los datos.



Así mismo nos permite configurar de manera anticipada los filtros que se han mencionado anteriormente, para nuestro caso, debemos configurar el layout, para observar principalmente 3 cosas, que serían: Time Series, FFT Plot que es la gráfica en tiempo real de la transformada rápida de Fourier y la manera de transmisión con datos por red, que es el widget de Networking, en donde debemos seleccionar el protocolo LSL, ahí mismo también debemos seleccionar el tipo de datos a transmitir, que para el procesamiento a realizar a toda la señal en vivo los serían los datos que se envían directamente a Time Series para la transmisión y recepción hasta Python que ya configurado correctamente la interfaz se vería como en la Figura 15.

Figura 15: Transmision Lab Streaming Layer (LSL)

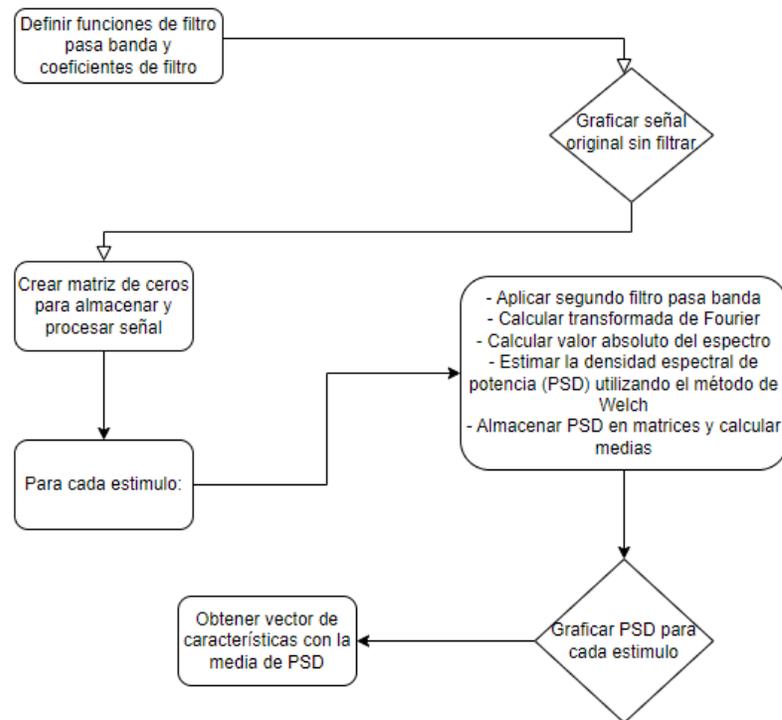


Una vez ya configurado todo esto solo se debe correr el código en el editor de Visual Studio que es quien se encarga mediante LSL recibir la señal para seguir con la tercera etapa que es la implementación de los filtros para que se haga una transmisión de información adecuada hasta que

llegue a Unity y hacer la lectura de los comandos captados por los estímulos hechos con los SVVEP.

### TERCERA ETAPA: creación e implementación de banco de filtros.

Figura 16: Diagrama de flujo banco de filtros



Fuente: propia de estudio.

La creación del banco de filtros se lleva a cabo principalmente en Python, mediante el uso de distintas funciones que permiten recrear los filtros necesarios para el procesamiento de la señal. Estos filtros son el filtro Notch y el filtro Pasa bandas, los cuales se utilizan para realizar el filtrado adecuado de la señal. Una vez aplicados los filtros, se procede a graficar la señal para visualizar el proceso de filtrado y obtener una representación clara de los valores obtenidos.

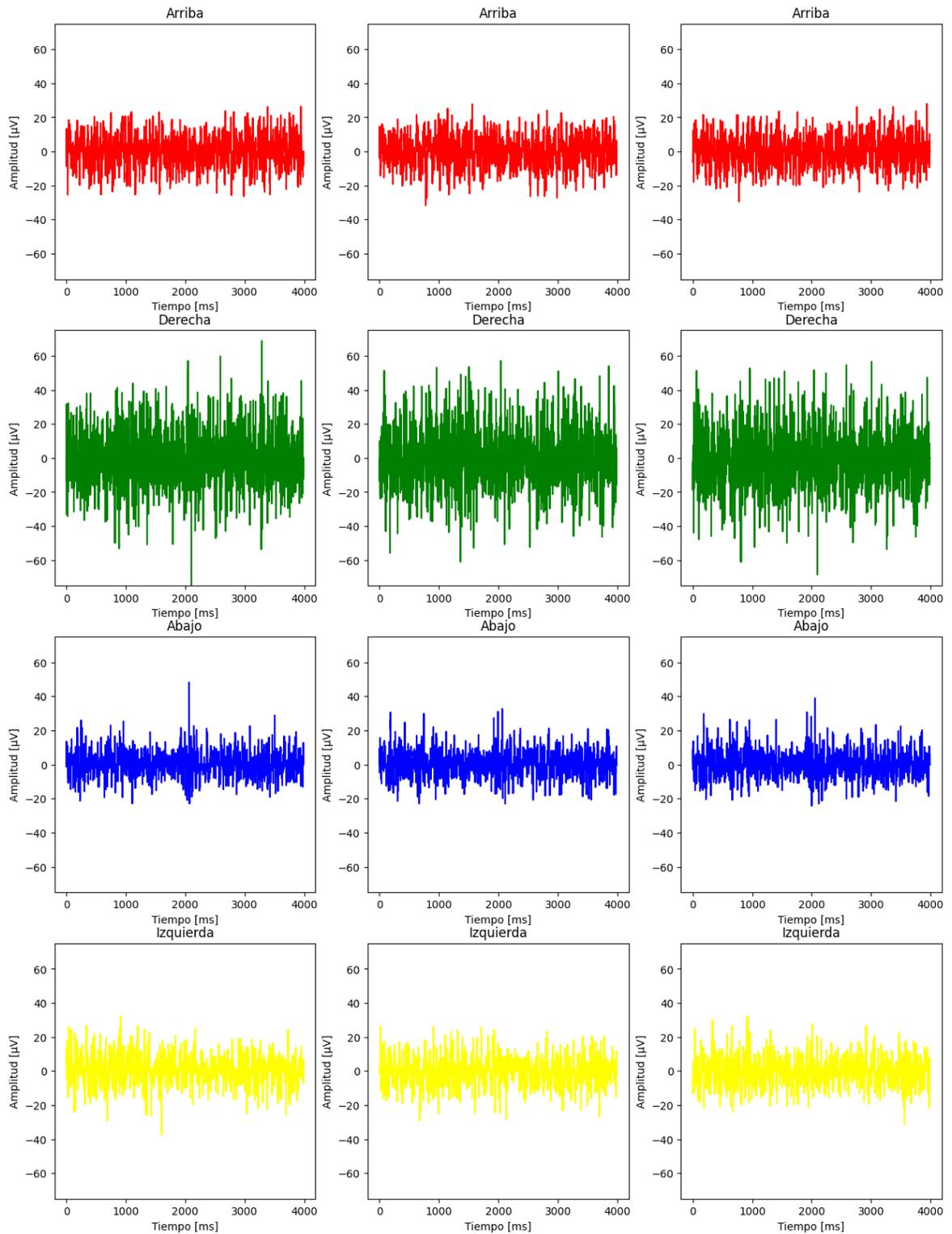
Para lograr esto, se toman diversos parámetros en la creación del banco de filtros, dividiendo el proceso en distintos pasos para una mejor comprensión. Al finalizar, se grafica el

espectro en potencia y se realiza una comparación manual de los valores obtenidos para validar la eficacia de los filtros creados.

En primer lugar, es necesario definir las funciones que se utilizarán. En este caso, se define primero el filtro pasa banda tipo Butterworth, el cual permite que las frecuencias pasen por el filtro dentro de los valores de frecuencia de corte inferior y superior y, posteriormente, separa dichas frecuencias presentes en la señal. La entrada de este filtro es la señal proveniente de la placa que se debe filtrar y, en este caso, se utiliza un filtro de orden 5. En la segunda función, se lleva a cabo prácticamente lo mismo que en la primera, tomando ciertos argumentos de entrada y generando los coeficientes correspondientes del filtro.

La parte del procesamiento grafica las señales recolectadas en su estado original, como se observa en la Figura 17, sin aplicarles ningún tipo de filtro ni procesamiento. En ese mismo gráfico se muestra la señal correspondiente a cada uno de los estímulos utilizados (arriba, abajo, derecha e izquierda), así como la señal capturada en los tres canales utilizados para la adquisición de datos. Se puede apreciar en la figura 19 las señales que se arroja a partir de los estímulos para cada dirección, en la primera columna están las señales correspondientes al canal O3, la segunda muestra el canal OZ y la tercera el canal O4.

Figura 17: Señal registrada sin ningún tipo de procesamiento



Fuente: propia de estudio.

Para continuar la señal se convierte en una matriz de ceros para poder almacenar las señales y seguir con el procesamiento posterior. La matriz resultante tendrá tres filas correspondientes a los canales de registro utilizados, mientras que la cantidad de columnas estará determinada por la longitud de la señal en cuestión que se esté procesando en ese momento

El siguiente paso consiste en aplicar concretamente el filtro pasa banda, estableciendo los límites de frecuencia entre 0.4 Hz y 30 Hz para suprimir cualquier tipo de ruido presente en la señal. Además, se configura la frecuencia de muestreo en 250 Hz, lo que indica la cantidad de veces que se tomarán muestras de la señal.

Para continuar en el banco de filtros por cada estímulo que se le indica al usuario que para este trabajo son cuatro, que cada uno oscila a diferente frecuencia se le aplica un segundo filtro pasa bandas, en la Tabla 12: Frecuencias de oscilación, corte inferior y superior en filtros pasa bandas. se observa en que frecuencia oscila el estímulo y que frecuencias de corte se le aplica para cada caso.

Tabla 12: Frecuencias de oscilación, corte inferior y superior en filtros pasa bandas.

<b>Estímulo</b>	<b>Frecuencia de oscilación (Hz)</b>	<b>Frecuencia de corte inferior (Hz)</b>	<b>Frecuencia de corte superior (Hz)</b>
Arriba	10	9	11
Abajo	7.05	6.5	8.5
Derecha	6.6	5.6	7.6
Izquierda	8.57	7.9	9.5

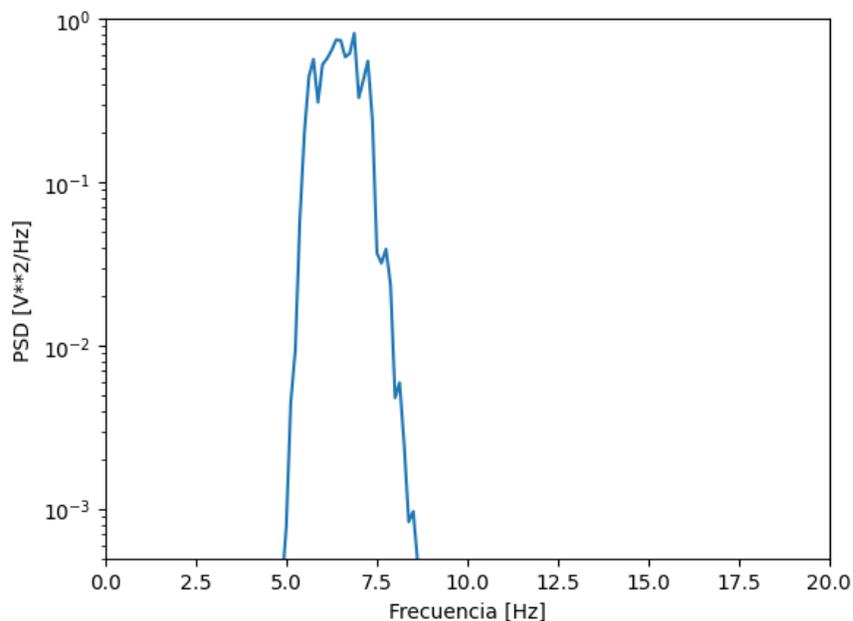
Fuente: propia

Ya en este punto, se procede a aplicar la transformada de Fourier, la cual permite cambiar la señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia para trabajar de manera más efectiva en el procesamiento de la señal. Para ello, se toma la señal y se introduce en una función que incluye la transformada de Fourier, lo que permite calcular la energía presente en el espectro de frecuencia de la señal.

Al momento de aplicar la transformada de Fourier podemos percatarnos del espectro en frecuencia que permite obtener el valor absoluto del espectro. Esto es útil porque permite identificar las frecuencias más significativas en la señal y determinar su amplitud relativa. Al tomar el valor absoluto, se convierte cualquier componente negativa en una componente positiva, lo que permite una representación más completa y clara de la señal en el dominio de la frecuencia.

Para continuar con el procesamiento de la señal, es necesario estimar la densidad espectral de potencia (PSD) utilizando el método de Welch. Este método implica dividir la señal en segmentos de longitud determinada para reducir cualquier posible discontinuidad en la señal y promediar los espectros de Fourier de cada segmento para estimar la PSD final. Es importante destacar que todo este proceso se realiza utilizando una escala logarítmica de frecuencia, lo que permite una mejor visualización de las componentes de frecuencia presentes en la señal. En la se observa de ejemplo con el estímulo izquierdo como es la relación entre la PSD y la frecuencia.

**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**



Fuente: propia de estudio

Ya en el proceso del cálculo de la PSD se inicializan matrices de valor cero para cada canal que se utiliza para almacenar correctamente los cálculos que se hacen posteriormente. Al final se crea otra matriz de características para almacenar las medias de PSD de cada canal y devolver esto como un vector de características con las medias del PSD.

Para finalizar el banco de filtro con la ayuda de la transformada de Fourier, se divide la señal por segmentos y se promedia para obtener la media de la PSD, resultando un vector de cada frecuencia y calculando la media para obtener la energía promedio de cada estímulo que es el valor que nos ayuda a determinar a qué dirección es que se quiere desplazar.

**CUARTA ETAPA:** Conexión API (Interfaz de programación de aplicaciones) entre Python y Unity y evaluación de aciertos.

Para esta sección en la programación Unity se hace uso de unos rangos establecidos anteriormente, los nos sirven para trabajarlos como la intención de movimiento que quiere realizar

el usuario, es decir adelante, atrás, izquierda o derecha y en el caso del ordenador los leerá como comandos de teclado (WASD) que comúnmente son usados para mover algún objeto en animación, estos rangos se obtienen a partir del espectro en frecuencia que se mide después de realizar todo el procesamiento necesario a la señal que se capta del usuario.

Para esta conexión se realiza la comunicación mediante sockets, que utiliza el protocolo TCP/IP, protocolo que permite la transmisión de datos en tiempo real entre diferentes programas a través de una red, este funciona como una interacción cliente servidor, en donde Python sería el cliente y Unity el servidor, así el cliente envía mensajes al servidor mediante el socket para que el que los recibe procese y haga la acción pertinente. Esta comunicación suele ser usada comúnmente para aplicaciones, sistemas de control y monitorización remota. Para este trabajo lo tomamos de esta forma: Python envía toda la información pertinente sobre la intensidad del usuario y Unity lo recibe para realizar el movimiento en el entorno virtual.

Ya en el código de Unity se utiliza una función que constantemente está reiniciando el valor o el mensaje que se le envía desde Python y así recibir el nuevo estímulo y realizar una nueva interacción

Posteriormente ya en el procesamiento y recepción del mensaje que se envía desde Python, se inicia una clase pública de movimiento, en donde se establece un rango para cada estímulo con el fin de poder simular con estos rangos como si se estuviera manejando la silla de ruedas con un mando o con el teclado, en el rango de “Arriba” se trabaja desde 1.0 hasta 1.9, en el rango de “Abajo” desde 3.0 hasta 3.9, en el de “Izquierda” de 4.0 hasta 4.9 y en el rango de “Derecha” desde 2.0 hasta 2.9.

Así para poder generar una especie de comparación con las teclas WASD que generalmente se usan para el movimiento de algún objeto en un videojuego, así al enviar los datos que generan

los estímulos, se lee este valor y se compara con estos rangos para evaluar en qué dirección quiere andar el objeto y simular que esta señal se la toma como si se presionara la tecla de movimiento correspondiente.

El trabajo que se realiza en esta parte del funcionamiento del programa consiste en que de primera instancia como se menciona anteriormente se establecen los rangos para poder tener una especie de comparación con las teclas de mando o de manejo que en el caso de un ordenador serian WASD, posteriormente se envían los datos desde Python capturando toda la intencionalidad del usuario evaluando e identificando la dirección a la cual se quiere dirigir, en pocas palabras la intención de movimiento es como si se presionara una de esas teclas de movimiento y Unity lo capta de esa manera y lo realiza.

Para finalizar en este proyecto después de todo el procesamiento respectivo que se le realiza a las señales EEG tomadas se inicializa una variable en 0 para tomar los datos nuevos que llegan y enviarlo como mensaje de comunicación a Unity, este valor se lo envía como float ya que en este caso se trabaja con números decimales como enteros, así para que, al recibir el mensaje, el rango pueda trabajar y evaluar de manera correcta lo que se le envía.

- **Matriz de confusión creada para evaluar el porcentaje de aciertos por cada estímulo visual presentado**

Para evaluar la eficacia de la interfaz OpenBCI-Unity, se utilizó una matriz de confusión para comparar los resultados obtenidos en la clasificación de las señales EEG mediante la interfaz con los resultados obtenidos a partir de la clasificación de los estímulos presentados. La matriz de confusión permitió visualizar la cantidad de verdaderos positivos, falsos positivos, verdaderos negativos y falsos negativos obtenidos en la clasificación de las señales. A partir de la matriz de confusión, se calculó el porcentaje de aciertos de la interfaz OpenBCI-Unity en la clasificación de

las señales para lograr el movimiento de la silla virtual. Este porcentaje se obtuvo dividiendo la cantidad de verdaderos positivos y verdaderos negativos por el total de señales clasificadas.

En la Tabla 13 a continuación, se presentan los diferentes ambientes disponibles en el entorno virtual creado en Unity, que incluyen un dormitorio, una cocina, una sala de estar y un baño.

Tabla 13: INTERFAZ OPENBCI Y UNITY

Cocina	Sala de estar
	
Baño	Dormitorio
	
Adaptado de: (Alexander & Guerrero, n.d.)	
Escenario prueba Final	



Fuente: elaboración propia

### 3. CAPITULO III RESULTADOS

La precisión de la interfaz puede verse afectada por diversos factores, como el estado de relajación y concentración del usuario durante la prueba. Es importante que el usuario se encuentre en un estado adecuado para obtener resultados óptimos. La duración de la prueba puede variar entre 10 y 15 minutos, dependiendo del estado del usuario y del rendimiento del procesador. Es recomendable asegurarse de que tanto el usuario como el equipo estén preparados para una sesión de esa duración y que se mantengan en condiciones óptimas durante todo el proceso.

Además, la calidad de la propia prueba de EEG puede influir en la precisión y los resultados obtenidos. Factores como la colocación correcta de los electrodos, la minimización del ruido electromagnético, la mitigación de los artefactos de movimiento y la activación de algún músculo, el uso de equipos de calidad contribuye a una mejor calidad de prueba que puede evaluarse mediante análisis adicionales, como la inspección visual de los datos, la identificación y eliminación de artefactos, y la validación cruzada con otras técnicas o mediciones.

#### **3.1. Desempeño de la interfaz OpenBCI-Unity en la adquisición y procesamiento de señales para el control de una silla virtual en Unity**

Al poner en funcionamiento la interfaz OpenBCI-Unity, se observa un rendimiento óptimo en varios aspectos. En primer lugar, el entorno virtual muestra una fluidez notable al recibir comandos de control provenientes del procesamiento de señales. Por otro lado, el procesamiento de los datos adquiridos de la placa OpenBCI Cyton también presenta una fluidez destacable durante la adquisición de la señal.

Es importante destacar que, al realizar el procesamiento, para obtener la densidad espectral de potencia (PDS) utilizando un banco de filtros, se encontró que, debido a su extensión, este proceso requería un procesador más potente, como un ordenador portátil de mayor capacidad.

Desafortunadamente, durante este proyecto no se contó con dicho procesador, lo que provocó el colapso o la saturación de la interfaz en algunas ocasiones. Este problema se debió tanto a la gran cantidad de información captada (la señal EEG) como a las librerías y paquetes utilizados en la programación para el procesamiento de la señal. A pesar de los inconvenientes encontrados durante el desarrollo de la interfaz, se logró optimizar la interacción entre la placa de adquisición de señales y la plataforma de videojuegos Unity.

El primer paso para validar el sistema implementado consistió en ponerlo a prueba en diez sujetos sin ninguna afectación física o de movilidad, todos integrantes de la Universidad Antonio Nariño (Sede Popayán). Este acercamiento fue esencial para asegurarnos de que el sistema fuera capaz de capturar señales cerebrales con precisión y de que la interacción entre los usuarios y el sistema fuera fluida y satisfactoria.

Las pruebas llevadas a cabo son totalmente seguras. De hecho, este desarrollo es un nuevo escenario para el entrenamiento de un sistema que se podría implementar en situaciones de la vida real, lo que demuestra la importancia de validar su desempeño en un entorno controlado. Así, podemos estar seguros de que los resultados obtenidos son confiables y aplicables a situaciones reales. Esta investigación se basa en artículos encontrados en bases de datos académicas con el propósito de crear nuevos resultados con una metodología diferente y un sistema de evaluación alternativo, lo que amplía el escenario de estudio y proporciona nuevas oportunidades de descubrimiento.

### **3.2. Interacción del Usuario con la Interfaz OpenBCI y Unity**

Con el propósito de analizar la interacción del usuario con la interfaz OpenBCI-Unity, se llevaron a cabo 10 pruebas. Cada prueba constó de una serie de 5 intentos, donde en cada intento

se presentaron cuatro estímulos durante un tiempo determinado. Se solicitó al usuario que se concentrara en cada estímulo para permitir la adquisición de datos necesarios para su posterior procesamiento, para cada estímulo, se realizó el procesamiento utilizando un banco de filtros. El resultado obtenido fue un número entero, el cual nuestro programa identifica como un comando de control, a continuación, este número se clasifica en rangos específicos y se utiliza como instrucción para controlar el movimiento de la silla en el entorno virtual.

En resumen, se llevaron a cabo 10 pruebas para analizar la interacción del usuario con la interfaz OpenBCI-Unity. Durante las pruebas, se adquirieron datos de la actividad cerebral mediante la concentración en estímulos específicos. Se generaron comandos de control para controlar el movimiento de la silla en el entorno virtual.

Para la validación del sistema OpenBCI - Unity se tiene en cuenta la cantidad de aciertos por cada intento realizado, esto dependerá de la concentración del usuario con respecto al estímulo visual presentado, de igual forma se recomienda un ambiente lo más silencioso posible para minimizar las interferencias y artefactos en las señales eléctricas registradas. Además, debe tener una iluminación adecuada para que el paciente se sienta cómodo y relajado durante la prueba. Es importante que el paciente esté sentado en una posición cómoda y que no tenga ninguna fuente de distracción que pueda afectar su concentración, ya que se busca medir la actividad cerebral en respuesta a estímulos específicos, por consiguiente, esto ayudara a que el usuario pueda realizar de una manera óptima la prueba y nuestra interfaz pueda cumplir con su finalidad que es la de mover una silla en un entorno virtual mediante señales cerebrales a partir de un estímulo visual.

En esta sección se exponen las pruebas realizadas por los usuarios y se evalúa la eficiencia de la interfaz en cuanto a su objetivo principal: generar un comando de control a partir del

procesamiento de señales para mover una silla de ruedas en un entorno virtual, los datos obtenidos se muestran a continuación.

### 3.3. Perfiles individuales de los Usuarios

En esta sección, se presenta la Tabla 13 que muestra el perfil de los diez participantes en la prueba, además de algunas recomendaciones a tener en cuenta, todo esto para que las señales captadas cumplan con las especificaciones de la interfaz. Para seleccionar a los participantes, se estableció como único criterio que pertenecieran a la Universidad Antonio Nariño, ya que el dispositivo de adquisición de señales es propiedad la universidad y no es permitido retirarlo de sus instalaciones.

Tabla 13: Perfiles de los sujetos

¿Eres mayor de edad?	Ocupación	¿Padece alguna enfermedad ocular que pueda verse afectada por los potenciales evocados visuales SSVEP? En caso afirmativo, ¿podría especificar cuál es esa enfermedad?	Salud mental (antecedentes de enfermedades mentales)	Sexo
Si	Estudiante	Ninguna	Ninguna	Femenino
Si	Estudiante	Ninguna	Ninguna	Femenino
Si	Estudiante	Retinopatía diabética	Ninguna	Masculino
Si	Estudiante	Ninguna	Ninguna	Femenino
Si	Estudiante	Ninguna	Ninguna	Masculino
Si	Estudiante	Ninguna	Ninguna	Femenino

Si	Estudiante	Ninguna	Ninguna	Masculino
Si	Estudiante	Ninguna	Ninguna	Masculino
Si	Estudiante	Ninguna	Ninguna	Masculino
Si	Estudiante	Ninguna	Ninguna	masculino
<p>Recomendaciones a tener en cuenta antes de ejecutar la prueba:</p> <p>No consumir medicamentos que afecten el sistema nervioso central.</p> <p>Dormir al menos 6 horas la noche anterior a la prueba.</p> <p>No consumir alimentos ni bebidas que contengan cafeína o alcohol durante las 6 horas previas a la prueba.</p> <p>No usar ningún tipo de accesorio en la cabeza ni en el cuello.</p> <p>No estar bajo estados de ansiedad, estrés o nerviosismo durante la prueba.</p>				
<p>Fuente: elaboración propia</p>				

- **Sujeto uno**

En este caso, el paciente experimenta dificultades para normalizar la señal debido a que se debe considerar la variabilidad anatómica entre individuos, incluyendo diferencias en el tamaño y forma de la cabeza. Algunas personas pueden tener una cabeza más pequeña debido a factores genéticos u otros como lo es el caso del sujeto 1, lo cual no está relacionado con sus capacidades cognitivas. En este caso, se deben realizar adaptaciones en la colocación y fijación de los electrodos utilizados en el EEG, y se deben tomar precauciones adicionales al analizar los resultados si es necesario, podemos ver al sujeto con el casco puesto en la Figura 18 donde se logró realizar la adaptación en la colocación de los electrodos.

Figura 18: Sujeto 1 en escenario de prueba

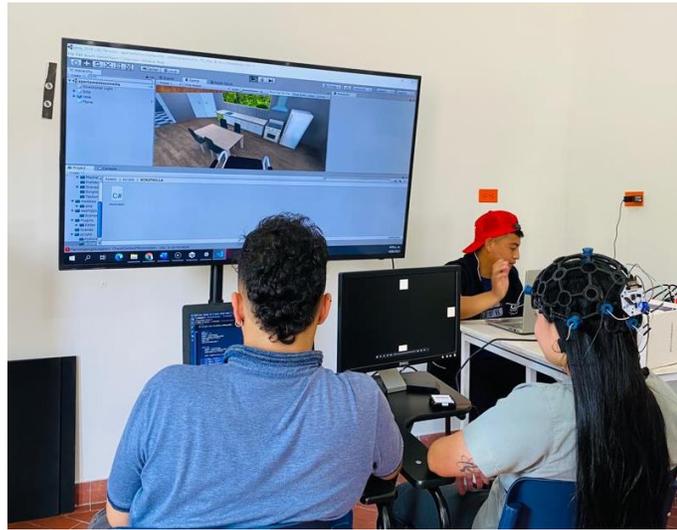


Tabla 14: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 1.

Intento sujeto 1	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
1	Arriba	Arriba	Correcto
2	Arriba	Arriba	Correcto
3	Arriba	Arriba	Correcto
4	Arriba	Arriba	Correcto
5	Arriba	Arriba	Correcto
1	Abajo	Abajo	Correcto
2	Abajo	Izquierda	Incorrecto
3	Abajo	Abajo	Correcto
4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Abajo	Correcto
1	Derecha	Derecha	Correcto
2	Derecha	Derecha	Correcto
3	Derecha	Abajo	Incorrecto
4	Derecha	Izquierda	Incorrecto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Derecha	Incorrecto
2	Izquierda	Abajo	Incorrecto
3	Izquierda	Izquierda	Correcto

4	Izquierda	Izquierda	Correcto
5	Izquierda	Izquierda	Correcto

En la tabla 14 se presentan los resultados obtenidos de cada intento del sujeto. En dicha tabla podemos encontrar la dirección real en la que se requiere que el sujeto se concentre, posteriormente se evalúa si el estímulo enviado como comando de control a la interfaz cumple o no con la acción requerida.

Figura 19: Porcentaje de precisión según matriz de confusión sujeto 1

```

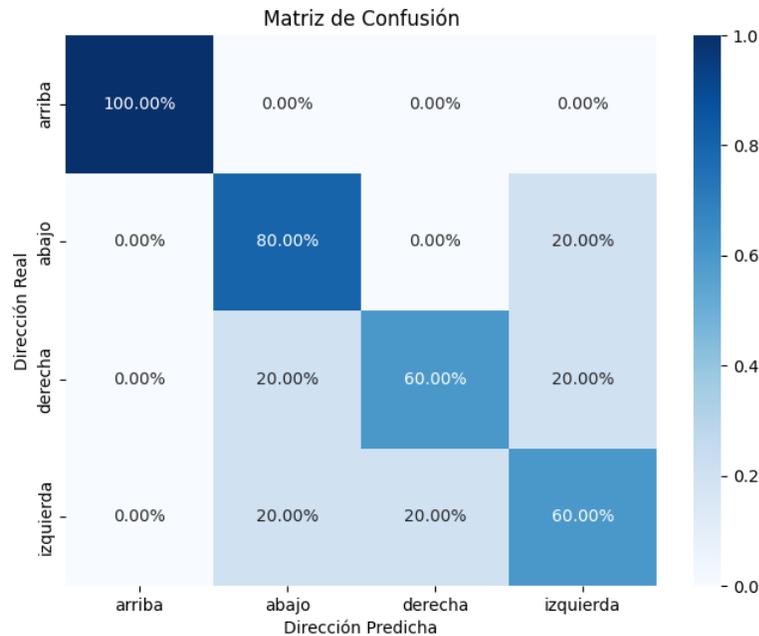
Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: abajo
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: izquierda

Resultados:
-----
Media: 75.00%
Error: 25.00%
Porcentaje de Error: 25.00%
Porcentaje de Aciertos: 75.00%
Porcentaje de Precisión: 75.00%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>

```

En la Figura 19: Porcentaje de precisión según matriz de confusión sujeto 1 nos permite analizar la precisión de la interfaz según el sujeto de prueba, cada fila representa la verdadera clase del movimiento y cada columna representa la clase predicha por el modelo. En este caso la primera fila se refiere a los movimientos que realmente fueron hacia arriba, mientras que la primera columna se refiere a los movimientos que el modelo ha predicho que fueron hacia arriba.

Figura 20: matriz de confusión sujeto 1



Para la matriz de confusión se debe tener en cuenta que la diagonal principal representa los aciertos de cada clase, es decir, las veces que el modelo ha predicho correctamente la dirección del movimiento, en el caso de la Interfaz OpenBCI en la Figura 20: matriz de confusión el valor en la celda (1,1) es 100, lo que significa que el modelo ha predicho correctamente 5 movimientos que realmente fueron hacia arriba, y de igual forma se puede interpretar las casillas restantes. Cuanto mayor sean los valores de la diagonal principal, mejor será el rendimiento del modelo en la tarea de clasificación. Por lo tanto, se tiene una alta precisión en la diagonal principal y valores bajos fuera de ella, lo que significa que la interfaz es eficiente en la tarea de clasificación.

El porcentaje de aciertos obtenido en la validación fue del 75.0%, cuestión que podemos observar en la figura 43, lo que indica que la interfaz es capaz de clasificar las señales EEG de manera eficaz.

- **Sujeto dos**

Durante la prueba, no se presentaron complicaciones significativas, aparte de la breve espera necesaria para que la señal se regularizara después de colocar el casco. El sujeto demostró un adecuado estado de concentración, lo cual permitió una observación precisa de la señal y facilitó la captura de los datos. Esto se evidencia claramente en la Figura 21, que muestra al sujeto realizando la prueba de manera satisfactoria.

Figura 21: Sujeto 2 en escenario de prueba

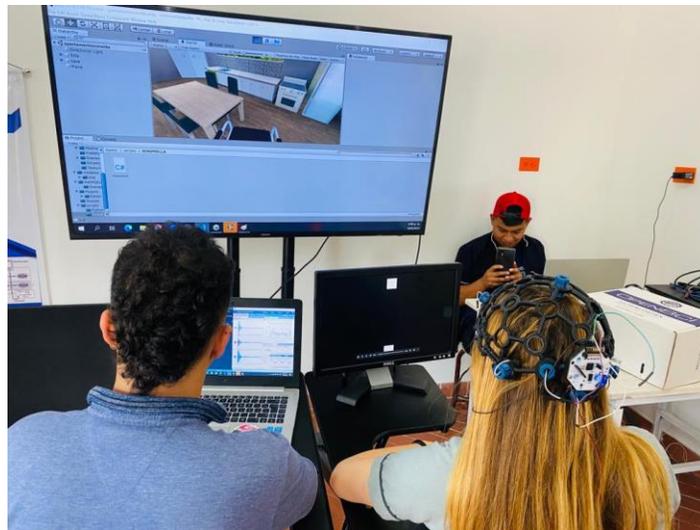


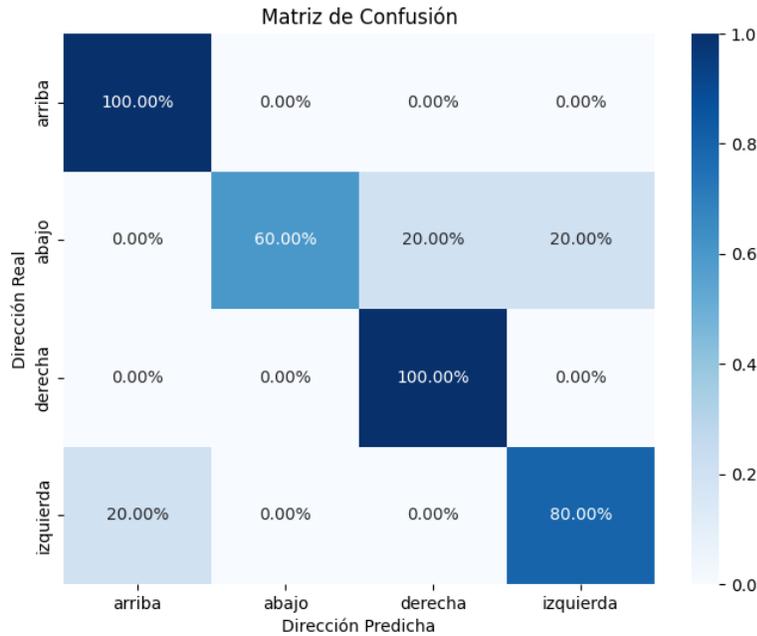
Tabla 15: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 2.

Intento	sujeto	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
2				
1		Arriba	Arriba	Correcto
2		Arriba	Arriba	Correcto
3		Arriba	Arriba	Correcto
4		Arriba	Arriba	Correcto
5		Arriba	Arriba	Correcto
1		Abajo	Abajo	Correcto
2		Abajo	Izquierda	Incorrecto
3		Abajo	Abajo	Correcto

4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Derecha	Incorrecto
1	Derecha	Derecha	Correcto
2	Derecha	Derecha	Correcto
3	Derecha	Derecha	Correcto
4	Derecha	Derecha	Correcto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Izquierda	Correcto
2	Izquierda	Izquierda	Correcto
3	Izquierda	Izquierda	Correcto
4	Izquierda	Izquierda	correcto
5	Izquierda	Arriba	incorrecto

En la tabla 15 se presentan los resultados obtenidos de cada intento del sujeto 2. En dicha tabla se evalúa si el estímulo enviado como comando de control a la interfaz fue correcto o incorrecto en el momento de procesamiento de la señal para cumplir la función requerida.

Figura 22: matriz de confusión sujeto 2

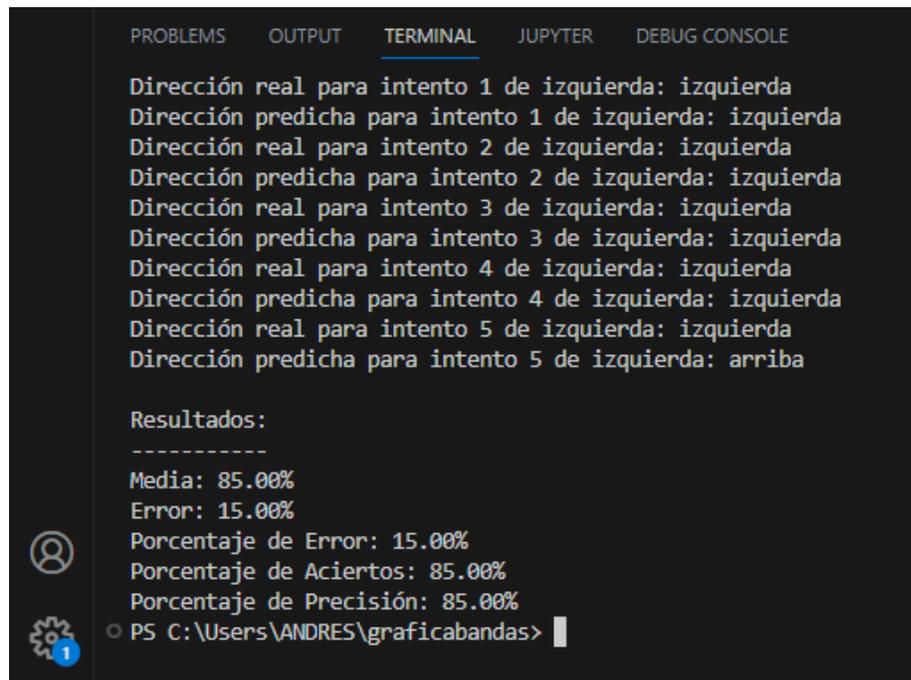


La matriz de confusión permite evaluar el rendimiento del modelo al proporcionar información sobre los aciertos y errores de clasificación en cada clase. A partir de esta matriz, se pueden calcular diversas métricas de evaluación, como la precisión, el porcentaje de error y el porcentaje de aciertos, que brindan una medida cuantitativa del desempeño del modelo en términos de la intención de movimiento específica.

Al analizar la matriz de confusión y las métricas asociadas, se puede determinar qué clases están siendo confundidas entre sí y qué tan precisa es la clasificación general del modelo. Esto proporciona información valiosa para mejorar la precisión y el rendimiento del modelo de reconocimiento de intención de movimiento. En esta prueba en particular, el modelo obtuvo una precisión del 85 %, lo que significa que logró clasificar correctamente el 85 % de las instancias

del conjunto de datos, lo cual se puede evidenciar en la Figura 23: anexo evidencia de precisión de a interfaz.

Figura 23: anexo evidencia de precisión de a interfaz



```

PROBLEMS  OUTPUT  TERMINAL  JUPYTER  DEBUG CONSOLE

Dirección real para intento 1 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 1 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: arriba

Resultados:
-----
Media: 85.00%
Error: 15.00%
Porcentaje de Error: 15.00%
Porcentaje de Aciertos: 85.00%
Porcentaje de Precisión: 85.00%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>

```

- **Sujeto tres**

Las señales captadas con este sujeto fueron un poco difíciles de capturar y así mismo de regular puesto que una vez colocado el casco tomo bastante tiempo tener datos medibles y proceder al procesamiento de estos para la captura de la intensidad a realizar, el sujeto se lo puede observar correctamente en la Figura 24, también podemos agregar que el paciente padece una patología en la vista lo que al estar mucho tiempo en los estímulos le producía un efecto de sueño.

Figura 24: Sujeto 3 en escenario de prueba

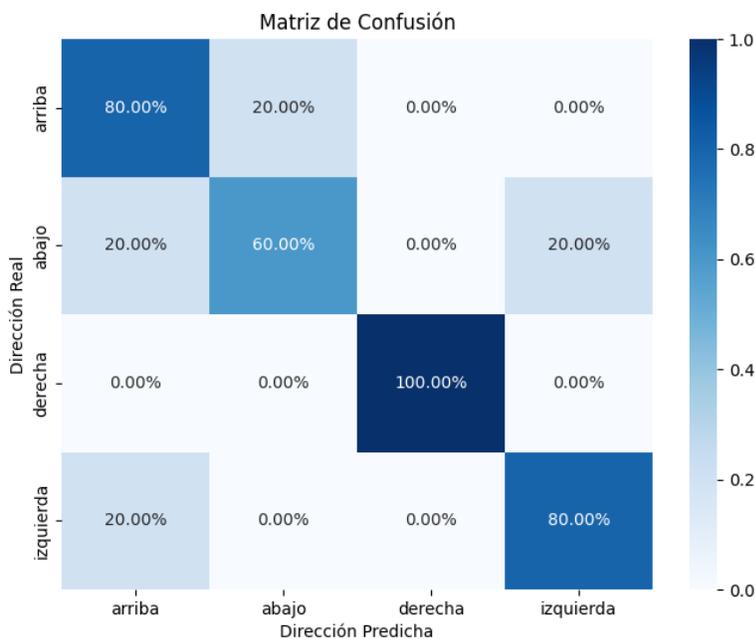


Tabla 16: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 3.

Intento sujeto 3	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
1	Arriba	Arriba	Correcto
2	Arriba	Arriba	Correcto
3	Arriba	Abajo	Incorrecto
4	Arriba	Arriba	Correcto
5	Arriba	Arriba	Correcto
1	Abajo	Abajo	Correcto
2	Abajo	Abajo	Correcto
3	Abajo	Izquierda	Incorrecto
4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Arriba	Incorrecto
1	Derecha	Derecha	Correcto
2	Derecha	Derecha	Correcto
3	Derecha	Derecha	Correcto
4	Derecha	Derecha	Correcto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Arriba	Incorrecto
2	Izquierda	Izquierda	Correcto
3	Izquierda	Izquierda	Correcto
4	Izquierda	Izquierda	Correcto
5	Izquierda	Izquierda	Correcto

En la tabla 16 se muestran los resultados pertenecientes a cada sujeto, en donde se evalúa el estímulo que se envía realiza el movimiento correspondiente o que movimiento hace.

Figura 25: matriz de confusión sujeto 3



Durante la prueba realizada en el sujeto 3, se observó una afectación que le impedía concentrarse en los estímulos presentados. Sin embargo, se logró capturar señales que cumplen con el objetivo de ser procesadas para el control de la silla de ruedas virtual. Como prueba de su eficacia, la Figura 25 nos muestra como la matriz de confusión donde arrojó un porcentaje del 85.0%, lo que indica una alta eficiencia en la clasificación de las señales, en esta matriz se logró anexar a la matriz los porcentajes que tiene cada recuadro con respecto a el estímulo que se ha presentado. De igual forma se anexa evidencia de los resultados obtenidos por el código que nos permite crear la matriz.

Figura 26 anexo evidencia anexo evidencia de precisión de a interfaz sujeto 3.

```
Dirección predicha para intento 5 de derecha: derecha
Dirección real para intento 1 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 1 de izquierda: arriba
Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: izquierda

Resultados:
-----
Media: 80.00%
Error: 20.00%
Porcentaje de Error: 20.00%
Porcentaje de Aciertos: 80.00%
Porcentaje de Precisión: 80.00%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>
```

- **Sujeto cuatro**

En este escenario particular, la adquisición de las muestras presentó ciertas dificultades debido a la densidad del cabello del sujeto, lo cual obstaculizó el adecuado contacto de los electrodos con el cuero cabelludo. Este aspecto se ilustra en la Figura 27. No obstante, tras realizar ajustes para acomodar el cabello de manera adecuada, se logró normalizar la señal de forma exitosa, permitiendo así la captura precisa de los datos requeridos.

Figura 27: Sujeto 4 en escenario de prueba

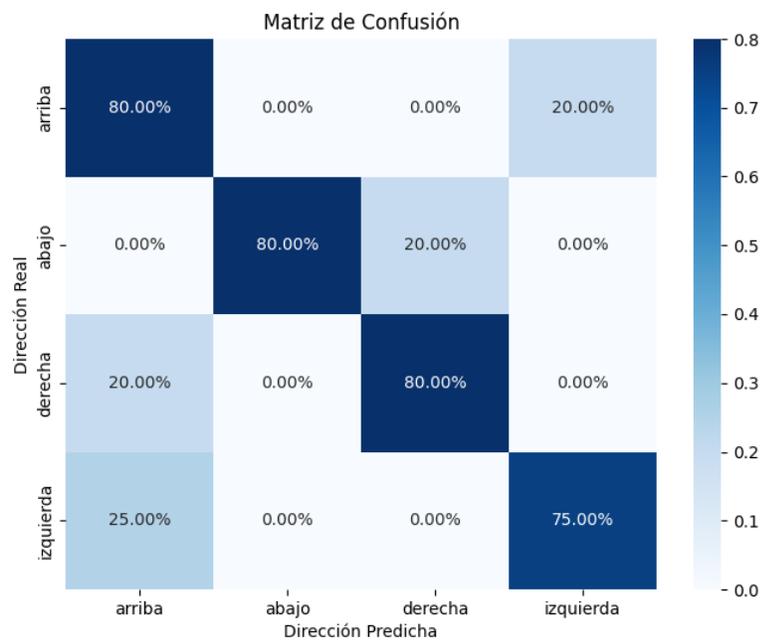


Tabla 17: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 4.

Intento sujeto 4	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
1	Arriba	Arriba	Correcto
2	Arriba	Arriba	Correcto
3	Arriba	Izquierda	Incorrecto
4	Arriba	Arriba	Correcto
5	Arriba	Arriba	Correcto
1	Abajo	Abajo	Correcto
2	Abajo	Derecha	Incorrecto
3	Abajo	Abajo	Correcto
4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Abajo	Correcto
1	Derecha	Derecha	Correcto
2	Derecha	Arriba	Incorrecto
3	Derecha	Derecha	Correcto
4	Derecha	Derecha	Correcto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Izquierda	Correcto
2	Izquierda	Izquierda	Correcto
3	Izquierda	Izquierda	Correcto
4	Izquierda	Izquierda	Correcto
5	Izquierda	Arriba	Incorrecto

La Tabla 17 presenta los resultados individuales de cada sujeto, donde se evalúa la correspondencia entre los estímulos enviados y los movimientos realizados o los movimientos requeridos a ser estimulados. Estos resultados son fundamentales para analizar la efectividad de la interfaz y determinar la capacidad del sistema para interpretar correctamente las intenciones de movimiento. La tabla proporciona una visión detallada de las respuestas de cada sujeto, lo cual es relevante para evaluar el rendimiento y la precisión del sistema en la detección y clasificación de los movimientos deseados.

Figura 28: matriz de confusión sujeto 4



La matriz de confusión Figura 28 representa en forma de una tabla con filas y columnas lo que corresponde a las diferentes clases o intenciones de movimiento (arriba, abajo, derecha e izquierda). Los valores en la matriz representan el número de muestras que fueron clasificadas en cada categoría, en este caso evidenciamos que cada recuadro obtiene un porcentaje según la clase

en la que fue clasificado, de igual se anexa información Figura 29 como evidencia de la precisión de la interfaz a prueba.

Figura 29: Porcentaje de precisión según matriz de confusión sujeto 4

```

Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: arriba

Resultados:
-----
Media: 78.75%
Error: 21.25%
Porcentaje de Error: 21.25%
Porcentaje de Aciertos: 78.75%
Porcentaje de Precisión: 78.75%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>

```

En la prueba obtenemos un valor del 85.0 %, esto significa que el modelo clasificó correctamente la gran mayoría de las instancias en el conjunto de datos, esto lo vemos en la figura 48, aunque durante esta prueba se esperaba obtener un mejor rendimiento del modelo, por otra parte encontramos la media que se refiere al promedio del porcentaje de aciertos en la clasificación de las direcciones, el error que representa la proporción de veces que el sistema BCI ha clasificado incorrectamente las direcciones.

- **Sujeto cinco**

Este sujeto en particular demostró habilidades destacables en todos los aspectos relacionados con la realización de las pruebas y la captura de las señales necesarias. Sus señales

generadas fueron altamente adecuadas para su captura y procesamiento, lo que resultó en un rendimiento óptimo del sistema. Estos resultados prometedores se evidencian claramente en la Figura 30, respaldando la eficacia y el éxito del enfoque empleado.

Figura 30: Sujeto 5 en escenario de prueba



Tabla 18: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 5.

Intento sujeto 5	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
1	Arriba	Arriba	Correcto
2	Arriba	Arriba	Correcto
3	Arriba	Arriba	Correcto
4	Arriba	Derecha	Incorrecto
5	Arriba	Arriba	Correcto
1	Abajo	Abajo	Correcto
2	Abajo	Abajo	Correcto
3	Abajo	Derecha	Incorrecto
4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Abajo	Correcto
1	Derecha	Derecha	Correcto

2	Derecha	Derecha	Correcto
3	Derecha	Derecha	Correcto
4	Derecha	Derecha	Correcto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Derecha	Incorrecto
2	Izquierda	Izquierda	Correcto
3	Izquierda	Abajo	Incorrecto
4	Izquierda	Arriba	Incorrecto
5	Izquierda	Izquierda	Correcto

La Tabla 18 presenta los resultados individuales del sujeto, donde se realiza una evaluación exhaustiva de la correspondencia entre los estímulos enviados y los movimientos correspondientes realizados por el sujeto. Esta evaluación es fundamental para medir la precisión y la efectividad del sistema en la interpretación y el reconocimiento de los movimientos deseados. La tabla proporciona una visión detallada de los resultados obtenidos, lo que permite un análisis riguroso de la capacidad del sistema para capturar y procesar adecuadamente los estímulos y generar respuestas acertadas. Estos hallazgos son esenciales para evaluar el desempeño del sistema y respaldar conclusiones fundamentadas en relación a su eficacia en la detección y clasificación de los movimientos deseados, a continuación, en la matriz de confusión Figura 50 encontramos los porcentajes que presento la interfaz cuando estuvo interactuando con el sujeto 5.

Figura 31: matriz de confusión sujeto 5

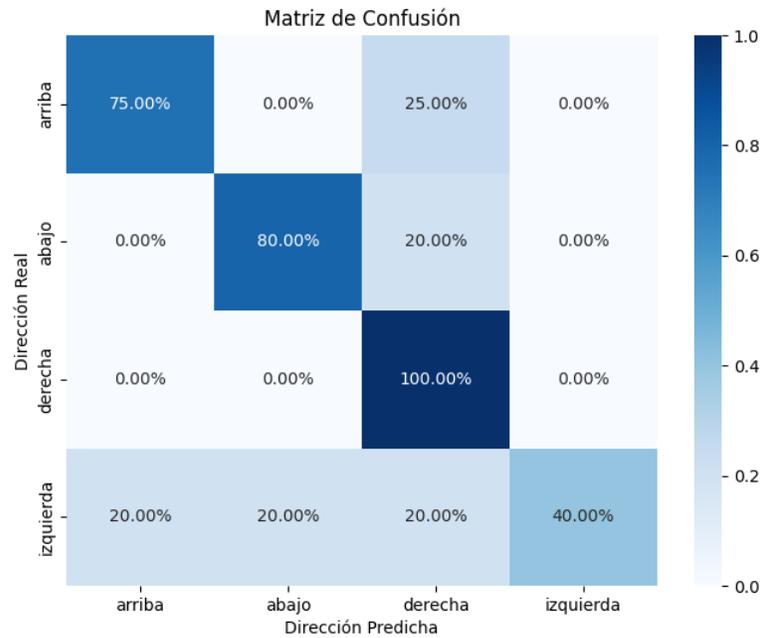


Figura 32: Porcentaje de precisión según matriz de confusión sujeto 5

```

Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: abajo
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: arriba
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: izquierda

Resultados:
-----
Media: 73.75%
Error: 26.25%
Porcentaje de Error: 26.25%
Porcentaje de Aciertos: 73.75%
Porcentaje de Precisión: 73.75%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>

```

En este caso, como muestra la Figura 32 vemos que se obtiene un porcentaje de 73%, que a pesar de que no es un porcentaje negativo podemos decir que el sigue en un rango considerado bueno para lo que realizo el modelo.

- **Sujeto seis**

La señorita, como observamos en la Figura 33, mantiene una actitud de relajación, lo que hace que se facilite de manera notable la obtención de datos y el procesamiento de estos, ya que su señal es clara al momento de los estímulos.

Figura 33: Sujeto 6 en escenario de prueba



Tabla 19: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 6.

Intento sujeto 6	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
1	Arriba	Arriba	Correcto
2	Arriba	Arriba	Correcto
3	Arriba	Arriba	Correcto
4	Arriba	Arriba	Correcto
5	Arriba	Derecha	Incorrecto
1	Abajo	Abajo	Correcto

2	Abajo	Derecha	Incorrecto
3	Abajo	Abajo	Correcto
4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Abajo	Correcto
1	Derecha	Derecha	Correcto
2	Derecha	Derecha	Correcto
3	Derecha	Derecha	Correcto
4	Derecha	Derecha	Correcto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Derecha	Incorrecto
2	Izquierda	Abajo	Incorrecto
3	Izquierda	Izquierda	Correcto
4	Izquierda	Izquierda	Correcto
5	Izquierda	Izquierda	Correcto

En la Tabla 19 se pueden observar los resultados obtenidos en la evaluación individual del sujeto, donde se analiza minuciosamente la correspondencia entre los estímulos enviados y los movimientos realizados en respuesta por el sujeto. Estos datos son fundamentales para medir la exactitud y eficacia del sistema en la interpretación y reconocimiento de los movimientos deseados. La información detallada en la tabla permite realizar un análisis riguroso de la capacidad del sistema de capturar y procesar adecuadamente los estímulos, generando respuestas acertadas. Además, en la Figura 34, se puede observar la matriz de confusión que presenta los porcentajes obtenidos en la interfaz que el sujeto 6 utilizó al interactuar con el sistema.

Figura 34: Porcentaje de precisión sujeto 6

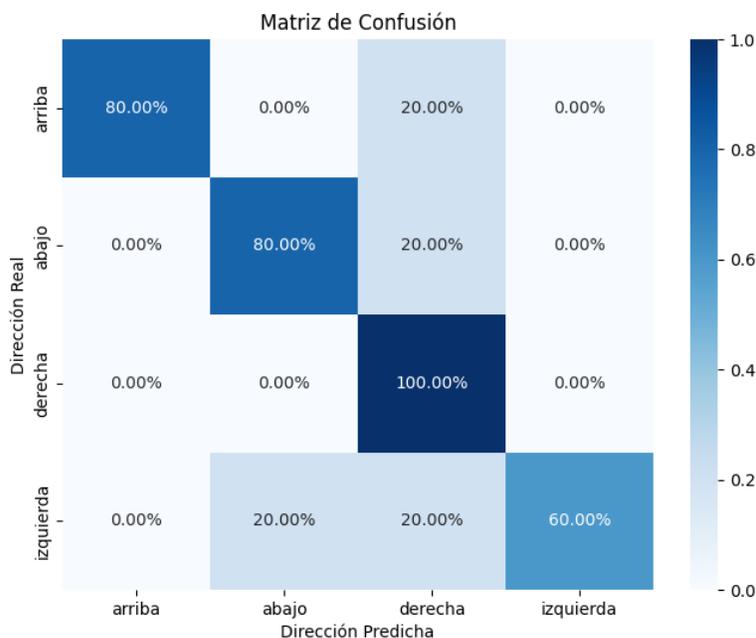


Figura 35: Porcentaje de precisión según matriz de confusión sujeto 6

```

Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: abajo
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: izquierda

Resultados:
-----
Media: 80.00%
Error: 20.00%
Porcentaje de Error: 20.00%
Porcentaje de Aciertos: 80.00%
Porcentaje de Precisión: 80.00%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>

```

En la evaluación realizada con este sujeto en particular, se obtuvo una precisión bastante buena en la respuesta del sistema. Como se puede observar en la Figura 35, el porcentaje de aciertos fue del 80%, lo cual es un resultado muy prometedor y se encuentra dentro de los valores

esperados. Estos datos demuestran la capacidad del sistema para interpretar y detectar de manera efectiva los movimientos deseados

- **Sujeto siete**

Durante la evaluación del sujeto, se observó que no presentó mayores complicaciones o problemas al utilizar el casco. Su capacidad de adaptación al dispositivo fue excelente, permitiendo una señal clara y precisa para ser captada. Esto se puede apreciar claramente en la Figura 36, donde se visualiza al sujeto adaptándose sin dificultad al entorno de evaluación. Estos resultados indican que el sistema es capaz de capturar y procesar adecuadamente las señales de los sujetos en relación con la actividad realizada sin mayores inconvenientes.

Figura 36: Sujeto 7 en escenario de prueba



Tabla 20: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 7.

Intento sujeto 7	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
1	Arriba	Arriba	Correcto
2	Arriba	Arriba	Correcto
3	Arriba	Arriba	Correcto
4	Arriba	Arriba	Correcto

5	Arriba	Arriba	Correcto
1	Abajo	Izquierda	Incorrecto
2	Abajo	Abajo	Correcto
3	Abajo	Arriba	Incorrecto
4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Abajo	Correcto
1	Derecha	Derecha	Correcto
2	Derecha	Abajo	Incorrecto
3	Derecha	Derecha	Correcto
4	Derecha	Derecha	Correcto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Izquierda	Correcto
2	Izquierda	Izquierda	Correcto
3	Izquierda	Izquierda	Correcto
4	Izquierda	Abajo	Incorrecto
5	Izquierda	Izquierda	Correcto

La Tabla 20 detalla los resultados obtenidos en la evaluación individual del sujeto, donde se analiza la concordancia entre los estímulos emitidos y los movimientos ejecutados por el sujeto. Esta información es esencial para medir la precisión y eficacia del sistema en la interpretación y detección de los movimientos esperados, y permite efectuar un estudio riguroso de la habilidad del sistema para captar y procesar correctamente los estímulos y generar respuestas acertadas. Además, la Figura 37 presenta la matriz de confusión que muestra los porcentajes obtenidos en la interfaz que el sujeto 7 empleó al interactuar con el sistema.

Figura 37 : matriz de confusión sujeto 7

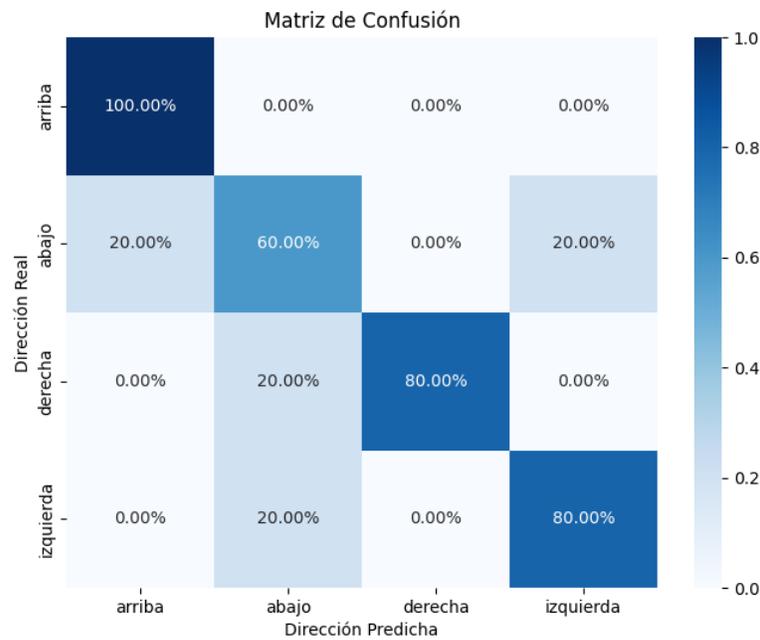


Figura 38: Porcentaje de precisión según matriz de confusión sujeto 7

```

Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: abajo
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: izquierda

Resultados:
-----
Media: 80.00%
Error: 20.00%
Porcentaje de Error: 20.00%
Porcentaje de Aciertos: 80.00%
Porcentaje de Precisión: 80.00%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>

```

En la Figura 38 se muestra una matriz de confusión donde se puede observar que el modelo tuvo una precisión del 80%. Esto significa que el modelo logró clasificar correctamente el 80% de todas las observaciones, es decir, de todas las predicciones realizadas por el modelo, el 80% fueron acertadas y el 20% fueron incorrectas. Una precisión del 80% puede ser considerada como una buena medida de desempeño del modelo,

- **Sujeto ocho**

Como se puede apreciar en la Figura 39, se encuentra posicionado el sujeto, en este caso se evidencian pequeñas fallas provenientes de la medición de las señales y la saturación de la comunicación entre interfaces. A pesar de esto, se logró normalizar los datos, lo que permitió realizar una buena toma de estos. Es importante destacar que, aunque hubo algunas dificultades técnicas, estas fueron superadas y los resultados obtenidos fueron satisfactorios. Sin embargo, se debe continuar trabajando para mejorar la calidad de la medición y evitar que estas fallas se repitan en el futuro. Es fundamental seguir evaluando el desempeño del sistema, identificando las debilidades y fortalezas, y diseñando estrategias efectivas para mejorar su funcionamiento.

Figura 39: Sujeto 8 en escenario de prueba



Tabla 21: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 8.

Intento sujeto 8	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
1	Arriba	Arriba	Correcto
2	Arriba	Arriba	Correcto
3	Arriba	Abajo	Incorrecto
4	Arriba	Arriba	Correcto
5	Arriba	Arriba	Correcto
1	Abajo	Abajo	Correcto
2	Abajo	Abajo	Correcto
3	Abajo	Abajo	Correcto
4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Abajo	Correcto
1	Derecha	Derecha	Correcto
2	Derecha	Derecha	Correcto
3	Derecha	Izquierda	Incorrecto
4	Derecha	Abajo	Incorrecto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Abajo	Incorrecto
2	Izquierda	Izquierda	Correcto
3	Izquierda	Izquierda	Correcto
4	Izquierda	Derecha	Incorrecto

5	Izquierda	Izquierda	Correcto
---	-----------	-----------	----------

La Tabla 21 muestra los resultados de la evaluación individual del sujeto, que mide la concordancia entre los estímulos enviados y los movimientos ejecutados por el sujeto. Estos resultados son importantes para evaluar la precisión y eficacia del sistema en la interpretación y detección de los movimientos deseados. Además, permiten realizar un análisis detallado de su habilidad para procesar los estímulos y generar respuestas acertadas. Los hallazgos obtenidos son esenciales para evaluar el rendimiento del sistema y así fundamentar conclusiones acerca de su eficacia en detectar y clasificar los movimientos esperados.

Por otro lado, la Figura 40 muestra la matriz de confusión con los porcentajes obtenidos en la interfaz utilizada por el sujeto 8 para interactuar con el sistema.

Figura 40 matriz de confusión sujeto 8

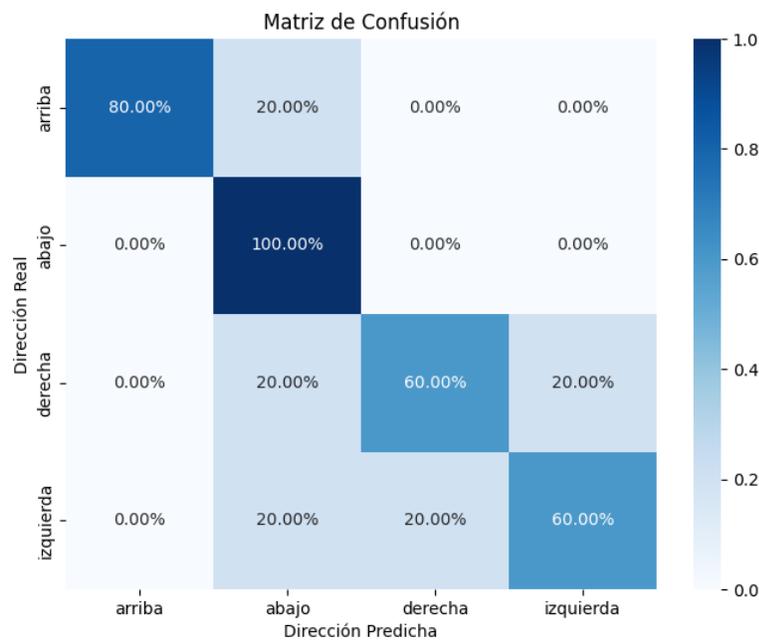


Figura 41: Porcentaje de precisión según matriz de confusión sujeto 8

```
Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: derecha
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: izquierda

Resultados:
-----
Media: 75.00%
Error: 25.00%
Porcentaje de Error: 25.00%
Porcentaje de Aciertos: 75.00%
Porcentaje de Precisión: 75.00%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>
```

La cantidad de datos que la interfaz estaba procesando generó saturación y limitó la precisión de los resultados obtenidos. A pesar de esto, logramos una tasa de precisión del 75%, lo cual se encuentra dentro del rango establecido para validar la funcionalidad de la interfaz. En la Figura 41 se puede observar el proceso que se realizó.

- **Sujeto nueve**

El noveno sujeto ofreció una cooperación muy fluida en la toma de datos, denotando cierta relajación y gran concentración en los estímulos. Su participación permitió obtener una señal muy clara y trabajar fácilmente con sus datos. En la Figura 42 se puede observar al sujeto durante la prueba

Figura 42: Sujeto 9 en escenario de prueba



Tabla 22: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 9.

Intento sujeto 9	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
1	Arriba	Arriba	Correcto
2	Arriba	Arriba	Correcto
3	Arriba	Abajo	Incorrecto
4	Arriba	Arriba	Correcto
5	Arriba	Arriba	Correcto
1	Abajo	Abajo	Correcto
2	Abajo	Derecha	Incorrecto
3	Abajo	Abajo	Correcto
4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Abajo	Correcto
1	Derecha	Derecha	Correcto
2	Derecha	Derecha	Correcto
3	Derecha	Arriba	Incorrecto
4	Derecha	Derecha	Correcto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Izquierda	Correcto
2	Izquierda	Izquierda	Correcto
3	Izquierda	Izquierda	Correcto
4	Izquierda	Abajo	Incorrecto

5	Izquierda	Izquierda	Correcto
---	-----------	-----------	----------

En la Tabla 22 se presentan los aciertos correctos e incorrectos obtenidos por el sujeto 9 durante el proceso de evaluación. Estos resultados nos permiten analizar y evaluar el rendimiento del programa, y así determinar su eficacia en la detección y ejecución de movimientos deseados. Gracias a esta información, podemos identificar patrones y oportunidades de mejora para futuros procesos de evaluación. Un análisis detallado de estos resultados también nos brinda una visión general sobre la precisión del programa y su capacidad para procesar los estímulos presentados.

Figura 43 matriz de confusión sujeto 9

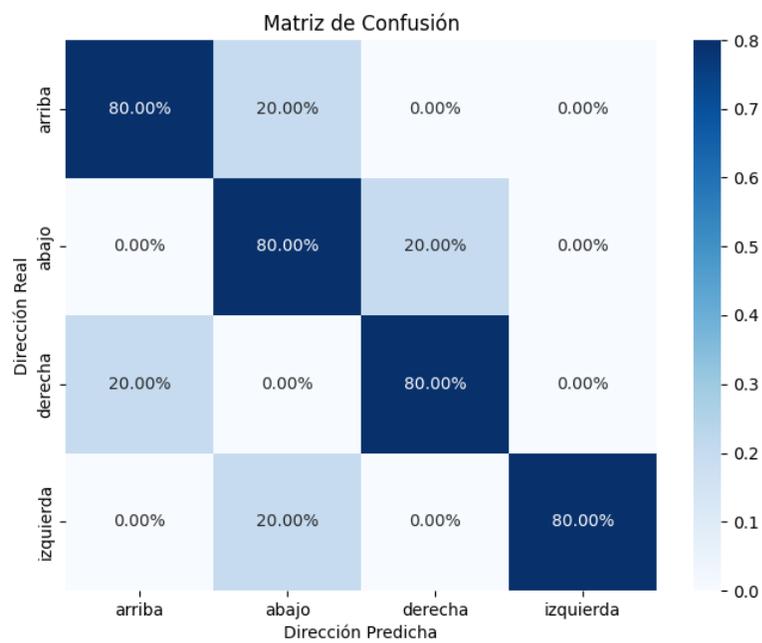


Figura 44: Porcentaje de precisión según matriz de confusión sujeto 9

```

Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: abajo
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: izquierda

Resultados:
-----
Media: 80.00%
Error: 20.00%
Porcentaje de Error: 20.00%
Porcentaje de Aciertos: 80.00%
Porcentaje de Precisión: 80.00%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>

```

En este caso, la Figura 44 nos muestra que se obtiene una precisión del 80% significa que de cada 20 predicciones que hizo el modelo, 16 fueron correctas y 4 incorrectas. Es una buena precisión, lo que sugiere que el modelo está haciendo un buen trabajo en la clasificación de las muestras.

- **Sujeto diez**

Durante la prueba realizada con este sujeto, se presentaron varias tomas fallidas debido a la percepción de estrés que presentaba el paciente, lo cual afectó notablemente la señal enviada. Sin embargo, después de un periodo de reposo, se logró obtener señales claras que permitieron el análisis y procesamiento posterior de los datos. En la Figura 45 se puede observar al sujeto en el momento de la evaluación

Figura 45: Sujeto 10 en escenario de prueba



Tabla 23: muestreo de los intentos correctos e incorrectos realizados por el sujeto 10.

Intento sujeto 3	Dirección Real	dirección Predicha	Resultado
1	Arriba	Arriba	Correcto
2	Arriba	Izquierda	Incorrecto
3	Arriba	Arriba	Correcto
4	Arriba	Arriba	Correcto
5	Arriba	Arriba	Correcto
1	Abajo	Abajo	Correcto
2	Abajo	Abajo	Correcto
3	Abajo	Izquierda	Incorrecto
4	Abajo	Abajo	Correcto
5	Abajo	Abajo	Correcto
1	Derecha	Arriba	Incorrecto
2	Derecha	Derecha	Correcto
3	Derecha	Derecha	Correcto
4	Derecha	Derecha	Correcto
5	Derecha	Derecha	Correcto
1	Izquierda	Izquierda	Correcto
2	Izquierda	Izquierda	Correcto
3	Izquierda	Izquierda	Correcto

4	Izquierda	Izquierda	Correcto
5	Izquierda	Izquierda	Correcto

Los aciertos e inciertos obtenidos por el sujeto 10 durante la evaluación se reflejan en la Tabla 22. Estos resultados son fundamentales para analizar y evaluar el rendimiento del programa en la detección y ejecución de los movimientos deseados, permitiéndonos identificar patrones y áreas de oportunidad para futuras evaluaciones. Adicionalmente, un análisis detallado de estos resultados brinda una visión general sobre la precisión del programa y su capacidad para procesar los estímulos recibidos.

Figura 46 matriz de confusión sujeto 10

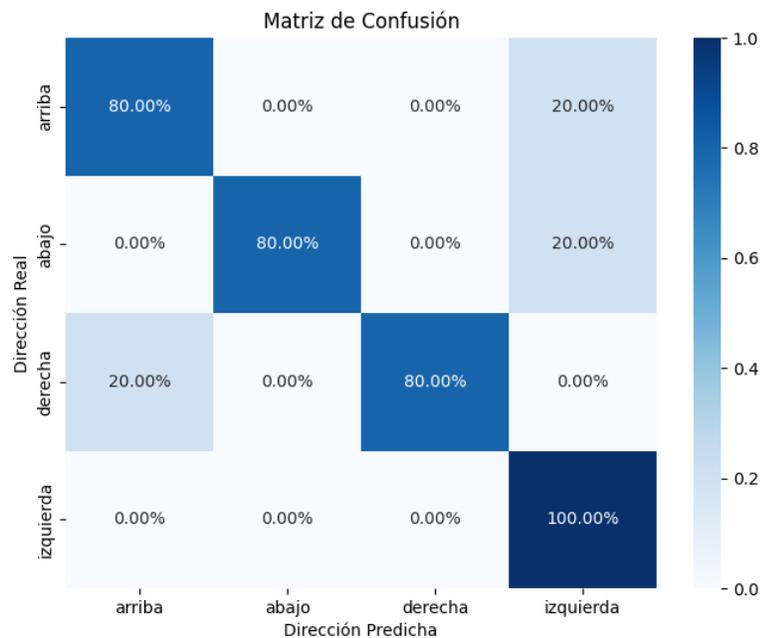
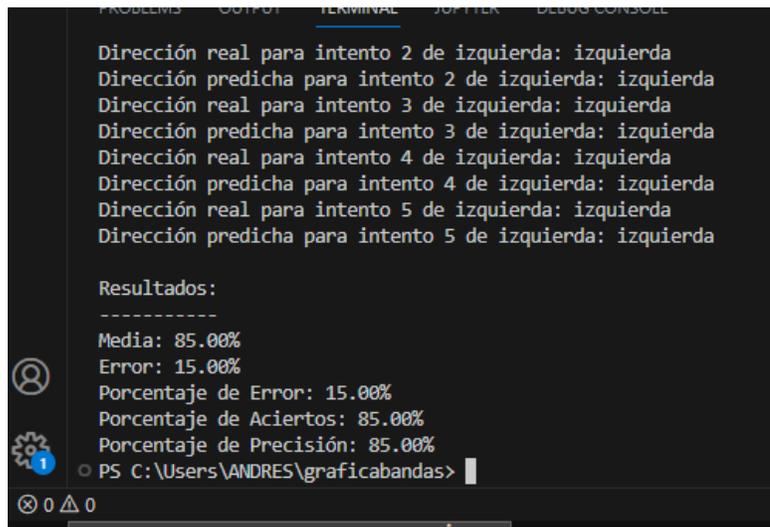


Figura 47: Porcentaje de precisión según matriz de confusión sujeto 10.



```
PROBLEMS OUTPUT TERMINAL OUTPUT DEBUG CONSOLE
Dirección real para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 2 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 3 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 4 de izquierda: izquierda
Dirección real para intento 5 de izquierda: izquierda
Dirección predicha para intento 5 de izquierda: izquierda

Resultados:
-----
Media: 85.00%
Error: 15.00%
Porcentaje de Error: 15.00%
Porcentaje de Aciertos: 85.00%
Porcentaje de Precisión: 85.00%
PS C:\Users\ANDRES\graficabandas>
```

Similar a las pruebas anteriores, tal como se ilustra en la Figura 47, el modelo obtuvo una precisión del 85,0 %. Sin embargo, se presentó cierta interferencia que afectó la capacidad del modelo para clasificar las señales de manera óptima. Como resultado, se produjeron confusiones en la clasificación de señales, lo que impactó en la precisión del modelo para clasificar de manera precisa.

## Conclusiones

Es fundamental considerar varios factores para poder tomar señales de manera correcta, tanto en el paciente como en el lugar de pruebas. Por ejemplo, es importante que el paciente esté en un estado de relajación y concentración, lo que permite obtener una señal más clara y que el cerebro actúe solo gracias a los estímulos que se le envían. Además, el lugar de pruebas debe contar con una buena iluminación y estar libre de artefactos electrónicos que generen ruido e interfieran con la toma de datos. Tener en cuenta estos factores nos permite captar señales claras y evitar cualquier tipo de interferencia en la toma de datos.

Es importante destacar que una buena captura de la señal depende en gran medida de la correcta colocación del casco de electrodos. Dado que la morfología de la cabeza varía entre los pacientes, es fundamental seguir el protocolo 10/20 de colocación de electrodos para que estos estén dentro del rango adecuado y se puedan adquirir señales de alta calidad. Además, hay que tener en cuenta que cada sujeto presenta un cuero cabelludo diferente, lo que puede actuar como una barrera para las señales generadas y afectar su calidad.

Desde el punto de vista de la funcionalidad y la eficacia, este trabajo tiene un gran aporte al permitir capturar señales y muestras de EEG de manera más sencilla y accesible para personal con conocimientos básicos en esta área y el uso de computadoras. Gracias a esto, el estudio puede llevarse a cabo fuera de hospitales y centros especializados, ya que solo se requiere una placa o dispositivo para capturar señales y un ordenador para el procesamiento de los datos mediante el código implementado.

En conclusión, la interfaz y su implementación han sido bien recibidas por los usuarios, ya que mostraron asombro ante la manera de interacción que permite controlar una silla de ruedas a través del uso de un casco no convencional y un entorno virtual generado en Unity. Es evidente

que la experiencia de usuario ha sido valorada de forma positiva, lo que sugiere que esta tecnología tiene el potencial de mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad. Será necesario seguir investigando para maximizar aún más la eficiencia y facilidad de uso de la interfaz y explorar su potencial para aplicaciones en otros ámbitos.

## Anexos

- **Consentimiento informado:**

# Consentimiento Informado para Toma de Datos Electroencefalográficos

Comprendo que se me ha solicitado mi participación en un estudio de investigación para trabajo de grado (IMPLEMENTACIÓN DE UNA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA PARA EL CONTROL DE UNA SILLA DE RUEDAS DENTRO DE UN AMBIENTE VIRTUAL EN UNITY UTILIZANDO SSVEP) para la toma de datos electroencefalográficos. He leído y comprendido la información que se me ha proporcionado y estoy de acuerdo en participar en el estudio.

Entiendo que el objetivo de este estudio es obtener información sobre el funcionamiento eléctrico del cerebro mediante la toma de datos electroencefalográficos (EEG), con el fin de explorar posibles correlaciones entre estos datos y ciertos trastornos o patologías. El estudio será llevado a cabo por los estudiantes "Iván Andrés Pastás Guaitarilla y Johnny Esteban Rivera Larrañaga".

Acepto participar en este estudio de manera voluntaria y me comprometo a cumplir con las siguientes condiciones:

- Permitir la colocación de electrodos en mi cuero cabelludo para la toma de datos EEG.
- Mantenerme relajado y en posición cómoda durante la realización de la prueba.
- Notificar si experimento cualquier tipo de incomodidad o malestar durante la prueba.
- Autorizar el uso de los datos obtenidos durante la prueba para el análisis y estudio en el marco de la investigación.

Entiendo que mi participación en el estudio es completamente voluntaria y que tengo el derecho de retirar mi consentimiento en cualquier momento, sin que ello afecte mi atención médica.

Además, comprendo que los resultados del estudio se utilizarán únicamente para fines de investigación y que mi información personal será tratada de manera confidencial y privada, de acuerdo con las leyes aplicables en materia de protección de datos.

En este sentido, autorizo al equipo de trabajo a recopilar y almacenar mis datos personales y de salud necesarios para el estudio, y a utilizar dicha información únicamente para los fines específicos del estudio.

Este consentimiento informado es válido para la realización de la prueba de toma de datos electroencefalográficos en un total de 10 pacientes, sin importar su orden de aplicación.

\* Indica que la pregunta es obligatoria

¿Es usted estudiante de la Universidad Antonio Nariño(Sede Popayán, Alto Cauca)? En caso afirmativo, por favor especifique la carrera a la que pertenece.\*

Nombre Completo\*

Edad\*

Correo

¿Tiene alguna discapacidad motora que pueda afectar su capacidad para participar en la prueba? (Ejemplo: dificultad para mover algún miembro, problemas de equilibrio, entre otras). En caso de tener alguna, por favor especifique:

- Código para realizar matriz de confusión para validación de aciertos.

```
from sklearn.metrics import confusion_matrix
import numpy as np

# posibles direcciones
direcciones = ['arriba', 'abajo', 'derecha', 'izquierda']

# Pedimos al usuario que ingrese las direcciones manualmente
y_verdadero = []
y_predicho = []
for i in range(20):
    direccion_verdadera = input(f'Ingrese la dirección verdadera del movimiento
{i+1}: ')
    while direccion_verdadera not in direcciones:
```

```
        direccion_verdadera = input(f'Dirección no válida, por favor ingrese una
dirección válida: ')
        y_verdadero.append(direccion_verdadera)

        direccion_predicha = input(f'Ingrese la dirección predicha para el movimiento
{i+1}: ')
        while direccion_predicha not in direcciones:
            direccion_predicha = input(f'Dirección no válida, por favor ingrese una
dirección válida: ')
        y_predicho.append(direccion_predicha)

# matriz de confusión
matriz_confusion = confusion_matrix(y_verdadero, y_predicho, labels=direcciones)

# precisión del modelo
total_predicciones = np.sum(matriz_confusion)
predicciones_correctas = np.sum(np.diag(matriz_confusion))
precision = predicciones_correctas / total_predicciones
porcentaje_precision = precision * 100

print('La matriz de confusión es:')
print(matriz_confusion)
print('La precisión del modelo es:', porcentaje_precision, '%')
```

## Referencias Bibliográficas

- (4) (PDF) *Evaluación de la carga de trabajo cognitiva basada en EEG para una máxima eficiencia*. (n.d.). Retrieved April 15, 2023, from [https://www.researchgate.net/publication/286371237\\_EEG\\_Based\\_Cognitive\\_Workload\\_Assessment\\_for\\_Maximum\\_Efficiency/figures?lo=1](https://www.researchgate.net/publication/286371237_EEG_Based_Cognitive_Workload_Assessment_for_Maximum_Efficiency/figures?lo=1)
- Acharya, J. N., Hani, A., Cheek, J., Thirumala, P., & Tsuchida, T. N. (2016). American Clinical Neurophysiology Society Guideline 2: Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature. *Journal of Clinical Neurophysiology : Official Publication of the American Electroencephalographic Society*, 33(4), 308–311. <https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000316>
- Albanese, A., Bhatia, K., Bressman, S. B., Delong, M. R., Fahn, S., Fung, V. S. C., Hallett, M., Jankovic, J., Jinnah, H. A., Klein, C., Lang, A. E., Mink, J. W., & Teller, J. K. (2013). Phenomenology and classification of dystonia: A consensus update. *Movement Disorders*, 28(7), 863–873. <https://doi.org/10.1002/MDS.25475>
- Alexander, J., & Guerrero, R. (n.d.). *Simulador para el guiado de una silla de ruedas virtual en Unity 3D a través de señales EMG mediante el brazalete gForce*.
- ANÁLISIS DE SEÑALES TRIFÁSICAS MEDIANTE LENGUAJE LABVIEW | Guías, Proyectos, Investigaciones de Centrales Eléctricas | Docsity. (n.d.). Retrieved June 3, 2023, from <https://www.docsity.com/es/analisis-de-senales-trifasicas-mediante-lenguaje-labview/5419338/>
- Argüelles, P. P. (n.d.). *Parálisis cerebral infantil*. Retrieved May 25, 2023, from [www.aeped.es/baixardoc.com-filtro-notch](http://www.aeped.es/baixardoc.com-filtro-notch). (n.d.).
- Barrett, & E., K. (2013). *Ganong fisiología médica (24a. ed.)*. 752. [https://books.google.com/books/about/Ganong\\_fisiolog%C3%ADa\\_m%C3%A9dica\\_24a\\_ed.html?hl=es&id=mDuEBgAAQBAJ](https://books.google.com/books/about/Ganong_fisiolog%C3%ADa_m%C3%A9dica_24a_ed.html?hl=es&id=mDuEBgAAQBAJ)
- Blanco-Díaz, C. F., & Ruiz-Olaya, A. F. (2020a). Caracterización de señales de EEG relacionadas a potenciales evocados visuales en estado estacionario. *Revista Ontare*, 7, 11–26. <https://doi.org/10.21158/23823399.V7.N0.2019.2459>
- Blanco-Díaz, C. F., & Ruiz-Olaya, A. F. (2020b). Caracterización de señales de EEG relacionadas a potenciales evocados visuales en estado estacionario. *Revista Ontare*, 7. <https://doi.org/10.21158/23823399.v7.n0.2019.2459>

*Brain Computer Interfaces: il cervello che si mette in moto.* (n.d.). Retrieved May 8, 2023, from <https://www.ingegneriabiomedica.org/news/biotech-support/brain-computer-interfaces-cervello-si-mette-moto/>

Cabañero Gómez, L. (2017). *Análisis de señales de electroencefalografía (EEG) para evaluar actividad cognitiva durante el uso de videojuegos.*

Cardona, J., Francisco, E., & Bravo, C. (n.d.). *Interface Cerebro Computador basada en potenciales de estado estable evocados visualmente.*  
<https://www.researchgate.net/publication/256169356>

Daly, J. J., & Huggins, J. E. (2015). Brain-Computer Interface: Current and Emerging Rehabilitation Applications. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96(3), S1–S7. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2015.01.007>

Del Tratamiento Datos, C. DE, & Vanessa Bastidas Cid, Y. (2021). *INFORMÁTICA Y DERECHO REVISTA IBEROAMERICANA DE DERECHO INFORMÁTICO (SEGUNDA ÉPOCA) NEUROTECNOLOGÍA: INTERFAZ CEREBRO-COMPUTADOR Y PROTECCIÓN DE DATOS CEREBRALES O NEURODATOS EN EL NEUROTECHNOLOGY: BRAIN-COMPUTER INTERFACE AND PROTECTION OF BRAIN DATA OR NEURODATA IN THE CONTEXT OF THE PROCESSING OF PERSONAL DATA IN THE EUROPEAN UNION.* 11, 101–176.

Delgado R., J. A. (1991). Análisis del electroencefalograma con transformada de Fourier y modelos paramétricos. *Ingeniería e Investigación*, 23.  
<https://doi.org/10.15446/ing.investig.n23.20673>

Durka, P., Kuś, R., Żygierewicz, J., Michalska, M., Milanowski, P., Łabęcki, M., SputeK, T., Laszuk, D., Duszyk, A., & Kruszyński, M. (2012a). User-centered design of brain-computer interfaces: OpenBCI.pl and BCI Appliance. *Bulletin of the Polish Academy of Sciences. Technical Sciences*, Vol. 60(nr 3), 427–431.

Durka, P., Kuś, R., Żygierewicz, J., Michalska, M., Milanowski, P., Łabęcki, M., SputeK, T., Laszuk, D., Duszyk, A., & Kruszyński, M. (2012b). User-centered design of brain-computer interfaces: OpenBCI.pl and BCI Appliance. *Bulletin of the Polish Academy of Sciences. Technical Sciences*, Vol. 60(nr 3), 427–431. <https://doi.org/10.2478/v10175-012-0054-1>

EEG instrumentation standards: report of the Committee on EEG Instrumentation Standards of the International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. (1974). *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 37(5), 549–553. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(74\)90100-X](https://doi.org/10.1016/0013-4694(74)90100-X)

- Filtro pasa banda - EcuRed.* (n.d.). Retrieved May 8, 2023, from [https://www.ecured.cu/Filtro\\_pasa\\_banda](https://www.ecured.cu/Filtro_pasa_banda)
- Fisiología de la actividad eléctrica del cerebro / FISIOLOGÍA.* (n.d.). Retrieved May 8, 2023, from <https://fisiologia.facmed.unam.mx/index.php/fisiologia-de-la-actividad-electrica-del-cerebro/>
- García, P. A., Spinelli, E. M., Toccaceli, G. M., & Haberman, M. A. (2013). Interfaz cerebro computadora embebida basada en potenciales evocados visuales de estado estacionario: ensayos preliminares. *XVIII Congreso Argentino de Bioingeniería SABI 2011 - VII Jornadas de Ingeniería Clínica Mar Del Plata*. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Investigación publicada con OpenBCI | Comunidad OpenBCI.* (n.d.). Retrieved May 8, 2023, from <https://OpenBCI.com/community/published-research-with-OpenBCI/>
- Javier, F., Malagón, F., Morales Sánchez, E., Jetsemani, Y., Flores, S., Ángel, M., Juárez, S.-P., Iván, M., & Pérez, C. (2017). CONSTRUCCIÓN DE ELECTRODO ACTIVO SECO PARA MEDICIONES DE SEÑALES EEG. *Pistas Educativas*, 39(125). <http://itcelaya.edu.mx/ojs/index.php/pistas/article/view/892>
- Jukiewicz, M., & Cysewska-Sobusiak, A. (2016). Stimuli design for SSVEP-based brain computer-interface. *International Journal of Electronics and Telecommunications*, 62(2). <https://doi.org/10.1515/eletel-2016-0014>
- Kam, J. W. Y., Griffin, S., Shen, A., Patel, S., Hinrichs, H., Heinze, H. J., Deouell, L. Y., & Knight, R. T. (2019). Systematic comparison between a wireless EEG system with dry electrodes and a wired EEG system with wet electrodes. *NeuroImage*, 184, 119–129. <https://doi.org/10.1016/J.NEUROIMAGE.2018.09.012>
- KANDEL, E. R., J. H. Schwartz Y T. M. Jessell. *Principios De Neurociencia : Free Download, Borrow, and Streaming : Internet Archive.* (n.d.). Retrieved April 15, 2023, from <https://archive.org/details/kandel-e.-r.-j.-h.-schwartz-y-t.-m.-jessell.-principios-de-neurociencia/page/n31/mode/2up>
- Knierim, M. T., Berger, C., & Reali, P. (2021). Open-source concealed EEG data collection for Brain-computer-interfaces - neural observation through OpenBCI amplifiers with around-the-ear cEEGrid electrodes. *Brain-Computer Interfaces*, 8(4). <https://doi.org/10.1080/2326263X.2021.1972633>
- Krusienski, D. J., McFarland, D. J., & Principe, J. C. (2012). BCI Signal Processing: Feature Extraction. *Brain-Computer Interfaces: Principles and Practice*. <https://doi.org/10.1093/ACPROF:OSO/9780195388855.003.0007>

- Lara, G., & Artemio, R. (2020). *Propuesta de un plan de accesibilidad dirigido a personas con discapacidad física y movilidad reducida, que visitan la Ciudad Mitad del Mundo, Quito - Pichincha*. <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/23385>
- Leske, S., & Dalal, S. S. (2019). Reducing power line noise in EEG and MEG data via spectrum interpolation. *NeuroImage*, *189*, 763–776. <https://doi.org/10.1016/J.NEUROIMAGE.2019.01.026>
- Li, B., Cheng, T., & Guo, Z. (2021). A review of EEG acquisition, processing and application. *Journal of Physics: Conference Series*, *1907*(1), 012045. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1907/1/012045>
- Ma, L., Gao, Z., Wu, J., Zhong, B., Xie, Y., Huang, W., & Lin, Y. (2021). Co-condensation between transcription factor and coactivator p300 modulates transcriptional bursting kinetics. *Molecular Cell*, *81*(8). <https://doi.org/10.1016/j.molcel.2021.01.031>
- Medina, B., Sierra, J. E., & Ulloa, A. B. (2018). Técnicas de extracción de características de señales EEG en la imaginación de movimiento para sistemas BCI Extraction techniques of EEG signals characteristics in motion imagination for BCI systems. *Espacios*, *39*(22).
- Mexia, M. E. (2021, January 9). *Ondas cerebrales - mariaelenamexia.com*. <https://mariaelenamexia.com/ondas-cerebrales/>
- Miguel Almanza Alonso, D., Víctor Martínez Cagigal Roberto Hornero Sánchez, D. D., Hornero Sánchez, R., & Martínez Zarzuela, M. (2022). *Desarrollo y evaluación de experimentos de psicología cognitiva en un sistema brain-computer interface no invasivo*. <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/57406>
- Mistry, K. S., Pelayo, P., Anil, D. G., & George, K. (2018). An SSVEP based brain computer interface system to control electric wheelchairs. *I2MTC 2018 - 2018 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference: Discovering New Horizons in Instrumentation and Measurement, Proceedings*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/I2MTC.2018.8409632>
- Montealegre, L. V., Juan, M., Saidiza, C., Universidad, R., & Nariño, A. (2022). *Análisis de señales de EEG para apoyar el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson (EP), mediante características espectrales*.
- Moreno, I., Batista, E., Serracin, S., Moreno, R., Gómez, L., Serracin, J., Quintero, J., & Boya, C. (2019). Los sistemas de interfaz cerebro-computadora basado en EEG: características y aplicaciones. *I+D Tecnológico*, *15*(2), 13–26. <https://doi.org/10.33412/IDT.V15.2.2230>

- Motamedi-Fakhr, S., Moshrefi-Torbati, M., Hill, M., Hill, C. M., & White, P. R. (2014). Signal processing techniques applied to human sleep EEG signals—A review. *Biomedical Signal Processing and Control*, *10*(1), 21–33. <https://doi.org/10.1016/J.BSPC.2013.12.003>
- Müller-Putz, G. R. (2020). Electroencephalography. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 168, pp. 249–262). <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63934-9.00018-4>
- Nuwer, M. R., Comi, G., Emerson, R., Fuglsang-Frederiksen, A., Guérit, J. M., Hinrichs, H., Ikeda, A., Luccas, F. J., & Rappelsberger, P. (1999). IFCN standards for digital recording of clinical EEG. The International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. Supplement*, *52*, 11–14. [https://doi.org/10.1016/S0013-4694\(97\)00106-5](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(97)00106-5)
- Oehler, M., Neumann, P., Becker, M., Curio, G., & Schilling, M. (2008). Extraction of SSVEP signals of a capacitive EEG helmet for human machine interface. *Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'08 - "Personalized Healthcare through Technology,"* 4495–4498. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4650211>
- Olivares Romero, J. (2010). Escenas en movimiento. Los trastornos del movimiento en el cine. *Neurología*, *25*(2), 108–115. [https://doi.org/10.1016/S0213-4853\(10\)70035-9](https://doi.org/10.1016/S0213-4853(10)70035-9)
- Oostenveld, R., & Praamstra, P. (2001). The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clinical Neurophysiology*, *112*(4), 713–719. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(00\)00527-7](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(00)00527-7)
- R., J. A. D. (1991). Análisis del electroencefalograma con transformada de Fourier y modelos paramétricos. *Ingeniería e Investigación*, *0*(23), 7–13. <https://doi.org/10.15446/ing.investig.n23.20673>
- Rayego Rodríguez, J., & Suárez González, F. (2008). Corea. *SEMERGEN - Medicina de Familia*, *34*(6), 308–310. [https://doi.org/10.1016/S1138-3593\(08\)71909-9](https://doi.org/10.1016/S1138-3593(08)71909-9)
- René, S., Vera, V., Antonieta, M., Figueroa, A., Rodríguez Vásquez, G., Juárez Martínez, U., Camarena, G. P., Mercado Gutiérrez, J. A., & Gutiérrez Martínez, J. (2017). *Desarrollo de una BCI utilizando el potencial P300 y la diadema Mindwave®*.
- Reyes, F., Garay Jiménez, L. I., & Rico Jiménez, B. A. (2014). Sistemas mHealth para la adquisición de señales EEG. *Research in Computing Science*, *75*(1). <https://doi.org/10.13053/rcs-75-1-10>
- Reyes, L. (2018). Filtro Rechaza Banda (Filtro Notch). *ResearchGate*, *1*.

- Romei, V., Kadosh, R. C., Sokhadze, E. M., Finisguerra, A., Finisguerra@, A., Borgatti, R., & Urgesi, C. (2019). Non-invasive Brain Stimulation for the Rehabilitation of Children and Adolescents With Neurodevelopmental Disorders: A Systematic Review. *Frontiers in Psychology / Www.Frontiersin.Org*, *10*, 135. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.00135>
- Schalk, G., McFarland, D. J., Hinterberger, T., Birbaumer, N., & Wolpaw, J. R. (2004). BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *51*(6), 1034–1043. <https://doi.org/10.1109/TBME.2004.827072>
- Soufineyestani, M., Dowling, D., & Khan, A. (2020). Electroencephalography (EEG) technology applications and available devices. In *Applied Sciences (Switzerland)* (Vol. 10, Issue 21, pp. 1–23). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/app10217453>
- Speckmann, E. J., & Elger, C. E. (2004). Introduction to the Neurophysiological Basis of the EEG and DC Potentials. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 18–31.
- Tello, R. M. G., Müller, S. M. T., Bastos-Filho, T., & Ferreira, A. (2014). Comparison between wire and wireless EEG acquisition systems based on SSVEP in an Independent-BCI. *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014*, 22–25. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6943519>
- Torres, F. A., Sánchez, C., & Baus, K. P. (2014). Adquisición y análisis de señales cerebrales utilizando el dispositivo MindWave. *Maskana*, *0*(0).
- van der Reijden, C. S., Mens, L. H. M., & Snik, A. M. (2001). Comparing signal to noise ratios of amplitude modulation following responses from four EEG derivations in awake normally hearing adults. *International Journal of Audiology*, *40*(4). <https://doi.org/10.3109/00206090109073115>
- Vaquero Blasco, M. Á. (2022). *Desarrollo de aplicaciones de Realidad Virtual y aplicación de interfaces cerebro-ordenador para reconocimiento de estados emocionales y neurológicos*. <https://digibug.ugr.es/handle/10481/73972>
- Vialatte, F. B., Maurice, M., Dauwels, J., & Cichocki, A. (2010). Steady-state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives. *Progress in Neurobiology*, *90*(4), 418–438. <https://doi.org/10.1016/J.PNEUROBIO.2009.11.005>
- Villegas, A., Lugo, E., Pacheco, J., & Villegas, H. (2008). Implementación de una interfaz cerebro computador basada en la interpretación del electroencefalograma para el control a distancia de dispositivos electrónicos. *IFMBE Proceedings*, *18*, 220–224. [https://doi.org/10.1007/978-3-540-74471-9\\_51/COVER](https://doi.org/10.1007/978-3-540-74471-9_51/COVER)

Xu, J., Liu, T. L., Wu, Z., Wu, Z., Li, Y., & Nurnberger, A. (2020). Neurorehabilitation System in Virtual Reality with Low-Cost BCI Devices. *Proceedings of the 2020 IEEE International Conference on Human-Machine Systems, ICHMS 2020*.  
<https://doi.org/10.1109/ICHMS49158.2020.9209560>

Zabcikova, M., Koudelkova, Z., Jasek, R., & Lorenzo Navarro, J. J. (2022). Recent advances and current trends in brain-computer interface research and their applications. *International Journal of Developmental Neuroscience : The Official Journal of the International Society for Developmental Neuroscience*, 82(2), 107–123. <https://doi.org/10.1002/JDN.10166>