



Diseño e implementación de una interfaz cerebro – computador bajo el paradigma de potenciales evocados visuales de estado estacionario (SSVEP) como herramienta de control en un sistema domótico

Mora Mora, Sandra Yajaira y Parrales Mariño, Camila Andrea

Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones

PhD. De la Cruz Guevara, Danni Rodrigo

9 de febrero del 2024



Plagiarism and AI Content Detection Report

Tesis_Mora_Parrales_ultim a versión_...

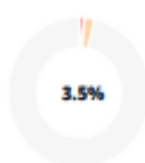
Scan details

Scan time:
February 6th, 2024 at 13:40 UTC

Total Pages:
88

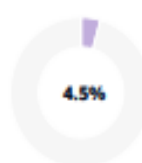
Total Words:
21835

Plagiarism Detection



Types of plagiarism		Words
Identical	1.1%	237
Minor Changes	0.2%	47
Paraphrased	2.2%	491
Omitted Words	0%	0

AI Content Detection



Text coverage		Words
AI text	4.5%	981
Human text	95.5%	20854

[Learn more](#)

Plagiarism Results: (50)

T-ESPE-052442.pdf 0.9%

<http://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/32101/1/t-espe-052442.pdf>

Maritza Alban;Pablo Navarrete

1 Diseño y construcción de un prototipo de brazo robótico de 6 GDL con movimiento restringido por planos, activado mediante señales EEG-...

Estudio Comparativo de Métodos para el Reconocimiento de Potenciales ... 0.5%

<http://repositorio.uan.edu.co/bitstream/123456789/2215/1/2020cristianfelipeblancodiaz.pdf>

Cristian Felipe Blanco Díaz

Estudio Comparativo de Métodos para el Reconocimiento de Potenciales Relacionados a Eventos P300 para una Interfaz Cerebro-Computador Cr...

TFG-G3391.pdf?jsessionid=65329A3A4AB95AEB000942A1B97F5901?sequen... 0.4%

<https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/32950/tfg-g3391.pdf?jsessionid=65329a3a4ab95aeb000942a1...>

Cristina Cantalapiedra Cabezas

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN
TRABAJO FIN DE GRADO GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLO...

TFG-G3391.pdf 0.4%

<https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/32950/tfg-g3391.pdf?jsessionid=fea3f29f408584310778f68599...>

Cristina Cantalapiedra Cabezas

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN
TRABAJO FIN DE GRADO GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLO...



CHARME RODRIGUEZ DE LA
CRUZ GENEVRA

Certified by
Copyleaks

About this report
help.copyleaks.com

copyleaks.com
[in](#) [f](#) [o](#) [t](#)



Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones

Certificación

Certifico que el trabajo de titulación: **"Diseño e implementación de una interfaz cerebro - computador bajo el paradigma de potenciales evocados visuales de estado estacionario (SSVEP) como herramienta de control en un sistema domótico"** fue realizado por las señoritas **Mora Mora Sandra Yajaira y Parrales Mariño Camila Andrea**; el mismo que cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, además fue revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenidos; razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que se lo sustente públicamente.

Sangolquí, 14 de febrero del 2024



**DANNI RODRIGO DE LA
CRUZ GUEVARA**

PhD. De la Cruz Guevara, Danni Rodrigo

C. C: 1712550308



Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones

Responsabilidad de Autoría

Nosotras, **Mora Mora Sandra Yajaira** y **Parrales Mariño Camila Andrea**, con cédulas de ciudadanía N°1719875534 y N°1723952006, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **Diseño e implementación de una interfaz cerebro - computador bajo el paradigma de potenciales evocados visuales de estado estacionario (SSVEP) como herramienta de control en un sistema domótico** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos, y metodológicos establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Sangolquí, 14 de febrero del 2024

Mora Mora Sandra Yajaira

C.C.: 1719875534

Parrales Mariño Camila Andrea

C.C.: 1723952006



Departamento de Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones

Carrera de Ingeniería en Electrónica y Telecomunicaciones

Autorización de Publicación

Nosotras, **Mora Mora Sandra Yajaira y Parrales Mariño Camila Andrea**, con cédulas de ciudadanía N°1719875534 y N°1723952006, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **Diseño e Implementación de una interfaz cerebro - computador bajo el paradigma de potenciales evocados visuales de estado estacionario (SSVEP) como herramienta de control en un sistema domótico** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Sangolquí, 14 de febrero del 2024

Mora Mora Sandra Yajaira

C.C.: 1719875534

Parrales Mariño Camila Andrea

C.C.: 1723952006

Dedicatoria

Dedico el presente trabajo a Dios, a mis padres Eduardo y Sandra, por estar siempre conmigo apoyándome incondicionalmente en cada etapa de mi vida y ser mi inspiración para salir adelante, a mis hermanas, Stefanie y Tatiana, por ayudarme en los momentos más difíciles con sus sabios consejos, por ser un ejemplo y enseñarme a no rendirme jamás. A mis sobrinos, Mateo, Nicolás y Emilia por su amor infinito y motivarme a ser mejor en cada aspecto de mi vida. Finalmente, a toda mi familia y amigos que me brindaron su ayuda cuando más lo necesité.

Sandra Yajaira Mora Mora

Este trabajo se lo dedico a toda mi familia, mis tíos, tías, primos, primas porque gracias a ellos he podido seguir adelante en cada paso que doy, están conmigo siempre festejando mis logros, alegrías y levantándome cuando me caigo.

Quiero expresar un reconocimiento especial, a mi mamá, Livia Mariño que me enseña siempre a no rendirme, mirar siempre para el frente y salir adelante, sin tenerle miedo a nada, me ha enseñado que la cosas siempre tienen solución y hay que luchar por lo que uno quiere.

Quisiera dedicar también a mi hermana Nicole que siempre está orgullosa de mí, me salva cuando las cosas no salen como esperaba y siempre está pendiente de que yo este bien; dedico a mi sobrino Luka que va a nacer y llegará a traernos muchas alegrías.

A mi papá, Carlos Parrales, no está conmigo en este momento, pero me ha apoyado y enseñado que esta carrera es de resistencia y no de velocidad.

Para Kate, mi compañera que siempre ha estado apoyándome, durmiendo alado mío y acompañándome todas las madrugadas de estudio y de deberes.

Camila Andrea Parrales Mariño

Agradecimiento

Agradezco a Dios y a mis padres, Eduardo y Sandra quienes con su amor y paciencia me han sabido apoyar e inspirar para lograr mis objetivos, gracias por su ayuda y por siempre estar para mi cuando más lo necesité.

A mis hermanas Stefanie y Tatiana por brindarme su apoyo incondicional en todos los aspectos, principalmente en mis estudios universitarios, gracias por creer en mí y enseñarme a soñar en grande, sin su apoyo no lo hubiera logrado.

Agradezco a mis cuñados David e Israel, por su constante apoyo y ayuda en mis estudios.

A mis amigos por brindarme su amistad y ayuda en los momentos que más los necesité. Agradezco a mi amiga Camis, por ser mi compañera de tesis y no dejarme caer en los momentos más difíciles que atravesé durante este tiempo.

Agradezco a Chris por siempre brindarme su ayuda y haber estado a mi lado desde el primer hasta el último día en mi trayectoria universitaria.

Sandra Yajaira Mora Mora

Agradezco a todas las personas que contribuyeron significativamente en toda mi carrera, a todos los que creyeron en mí.

Agradezco a mis papás, que me han dado todo su apoyo, sin su ayuda no hubiera logrado terminar mi carrera; a mi hermana y a mi cuñado Sasa por creer en mí y apoyarme siempre.

Un agradecimiento a mi amiga y compañera de tesis Sandy, por su ayuda, por ser un gran apoyo y un buen equipo en todos los trabajos realizados en especial en este trabajo, siempre nos mantuvimos intentando hasta lograrlo.

Agradezco a todos mis amigos por ser un rayo de luz en los momentos de estrés y tristeza, siempre han sabido arrancarme una sonrisa, brindándome su apoyo incondicional. Comparten mi alegría en cada logro y su presencia ha sido fundamental

Camila Andrea Parrales Mariño

Agradecemos a mi nuestro tutor Ing. Danni De La Cruz y a nuestra cotutora Ing. Johanna Tobar, por el apoyo, la confianza para permitirnos realizar este proyecto junto a su dirección y por su dedicación y paciencia con nosotras en cada etapa de la tesis.

Tabla de Contenido

Dedicatoria.....	6
Agradecimiento.....	7
Resumen	17
Abstract.....	18
Capítulo I.....	19
Introducción	19
Antecedentes.....	19
Estado del Arte	19
Trabajos Internacionales	19
Trabajos Nacionales.....	31
Justificación e importancia	39
Alcance.....	40
Objetivos.....	42
Objetivo General.....	42
Objetivos Específicos	42
Capitulo II.....	43
Marco Teórico.....	43
Discapacidad Motora	43
Causas de la discapacidad motora.....	43
Tipos de la discapacidad motora	43
Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA).....	44
Tipos de ELA.....	45

	10
Síntomas de ELA.....	45
Señales Electroencefalográficas (EEG)	46
Funciones de cada región del cerebro	48
Clasificación de las Señales EEG según su banda de frecuencia.....	48
Interfaz Cerebro Computadora (BCI)	49
Paradigmas	50
Etapas de la BCI.....	51
Domótica	54
Sistemas Domóticos basados en IOT	55
Protocolos para Sistemas Domóticos basados en IOT	56
Tarjetas de Desarrollo en Sistemas Domóticos basados en IOT.	61
Capitulo III.....	63
Diseño del Sistema BCI y Domótico.....	63
Sistema BCI.....	63
Arquitectura BCI	63
Etapas BCI	64
Análisis para la selección de métodos en el procesamiento de la BCI	71
Análisis de los métodos de Selección de características	72
Análisis de combinaciones de métodos de extracción y selección de características.	73
Pruebas	85
Offline	85
Online	89

	11
Interfaz de sistema BCI.....	97
Sistema Domótico.....	100
Protocolos del Sistema Domótico.	101
Funcionamiento del Sistema Domótico.....	102
Capitulo IV	109
Sistema Final, pruebas y resultados	109
Sistema Final.....	109
Pruebas	112
Análisis de Anova	124
Análisis de Resultados.....	126
Capitulo V	127
Conclusiones y Recomendaciones	127
Conclusiones	127
Recomendaciones	128
Trabajos futuros.....	129
Bibliografía.....	131

Índice de Tablas

Tabla 1 Síntomas de la enfermedad de ELA	46
Tabla 2 Dispositivos para adquisición de señales EEG	52
Tabla 3 Características de la base de datos a utilizar	65
Tabla 4 Valores obtenidos de exactitud para los métodos CCA, LASSO y PSD	72
Tabla 5 Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 1 y 2.....	82
Tabla 6 Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 3 y 4.....	83
Tabla 7 Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 5 y 6.....	83
Tabla 8 Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 7 y 8.....	84
Tabla 9 Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 9 y 10.....	84
Tabla 10 Trama para las pruebas offline.....	85
Tabla 11 Enumeración correspondiente para cada una de las frecuencias	86
Tabla 12 Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S05	86
Tabla 13 Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S07	87
Tabla 14 Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S08	87
Tabla 15 Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S09	88
Tabla 16 Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S10	88
Tabla 17 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de diez frecuencias del sujeto 1	90
Tabla 18 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de nueve frecuencias del sujeto 1 .	90
Tabla 19 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 8 frecuencias del sujeto 1.....	91
Tabla 20 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 7 frecuencias del sujeto 1.....	91
Tabla 21 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 6 frecuencias del sujeto 1.....	92
Tabla 22 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 5 frecuencias del sujeto 1.....	92
Tabla 23 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 10 frecuencias del sujeto 2.....	93
Tabla 24 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 9 frecuencias del sujeto 2.....	94
Tabla 25 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 8 frecuencias del sujeto 2.....	95
Tabla 26 Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 7 frecuencias del sujeto 2.....	95

Tabla 27	Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 6 frecuencias del sujeto 2.....	96
Tabla 28	Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 5 frecuencias del sujeto 2.....	96
Tabla 29	Codificación infrarroja de dispositivos a controlar.....	101
Tabla 30	Trama pruebas offline.....	113
Tabla 31	Cumplimiento de las funciones Luz, Tv y Tv Box y valores ITR, exactitud	114
Tabla 32	Características de sujetos de prueba online.....	117
Tabla 33	Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 1	118
Tabla 34	Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 2	119
Tabla 35	Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 3	121
Tabla 36	Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 4	122
Tabla 37	Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 5	123
Tabla 38	Cálculo Anova exactitud offline	124
Tabla 39	Cálculo Anova ITR offline.....	125
Tabla 40	Cálculo Anova exactitud online	125

Índice de Figuras

Figura 1	Interfaz del menú para selección categoría	22
Figura 2	Registro de las señales del electrodo P4.....	23
Figura 3	Distribución de electrodos (Sistema Internacional 10/20)	24
Figura 4	Interfaz de la aplicación de control domótico	26
Figura 5	Sistema Implementado.....	27
Figura 6	Interfaz BCI	28
Figura 7	Estructura de control del sistema	29
Figura 8	Electrodos seleccionados para la toma de datos.....	30
Figura 9	Análisis de la exactitud para cada método (NLCCA, CCA y LASSO)	31
Figura 10	Etapas para el diseño de una BCI	32
Figura 11	Arquitectura del proyecto a implementar	33
Figura 12	Interfaz de la aplicación.....	34
Figura 13	Arquitectura del sistema	36
Figura 14	Arquitectura del sistema	38
Figura 15	Arquitectura general del sistema implementado	41
Figura 16	Esclerosis Lateral Amiotrófica ELA.....	45
Figura 17	Electrodos G-Nutilus Research 64 electrodos	47
Figura 18	Arquitectura general del sistema BCI con domótica	50
Figura 19	Descripción gráfica de los puntos Nasion e Inion	53
Figura 20	Arquitectura HTTP.....	57
Figura 21	Arquitectura CoAP.....	58
Figura 22	Funcionamiento Protocolo MQTT	59
Figura 23	Funcionamiento Protocolo MQTT	61
Figura 24	Raspberry Pi	61
Figura 25	Tarjeta de Desarrollo ESP-32.....	62
Figura 26	Arquitectura BCI.....	64

Figura 27 Colocación del Casco g-Nautilus Research.....	66
Figura 28 Revisión colocación electrodos.	66
Figura 29 Activación servicio g.tec	67
Figura 30 Sincronización de estación base con auricular	67
Figura 31 Distribución de los electrodos del casco g-Nautilus Research	68
Figura 32 Configuración de Filtros en la adquisición de señales EEG	69
Figura 33 Gráfica de exactitud de los métodos de Selección.	73
Figura 34 Gráfica de exactitud de la combinación de los métodos PCA-CCA	74
Figura 35 Matriz de Confusión de la combinación de los métodos PCA - CCA	75
Figura 36 Gráfica de exactitud de la combinación de los métodos ICA - CCA.....	76
Figura 37 Matriz de Confusión de la combinación de los métodos ICA - CCA.....	76
Figura 38 Gráfica de exactitud de la combinación de los métodos PCA - LASSO	77
Figura 39 Matriz de Confusión de la combinación de los métodos ICA - CCA.....	78
Figura 40 Gráfica de exactitud con la combinación ICA - LASSO.....	79
Figura 41 Matriz de Confusión de la combinación de los métodos ICA - LASSO	80
Figura 42 Gráfica de dispersión con la combinación entre los métodos PCA – PSD.....	81
Figura 43 Gráfica de dispersión con la combinación entre los métodos ICA – PSD	82
Figura 44 Pantalla “Menú Principal” de la interfaz	97
Figura 45 Pantalla “Menú Luz” de la interfaz	98
Figura 46 Pantalla “Menú Televisión” de la interfaz	99
Figura 47 Pantalla “Menú TvBox” de la interfaz.....	99
Figura 48 Módulo YS-IRTM.....	100
Figura 49 Protocolo del sistema domótico.....	102
Figura 50 Arquitectura del sistema domótico.....	102
Figura 51 Canales de dispositivos en Thingspeak.....	103
Figura 52 Credenciales para los canales de los dispositivos en Thingspeak	104
Figura 53 Datos recibidos desde el bróker hacia el “Thingspeak”.....	105
Figura 54 Circuito Suscriptor	106

Figura 55	Diseño PCB del suscriptor.....	106
Figura 56	Circuito Bróker	107
Figura 57	Diseño PCB del Bróker.....	107
Figura 58	Suscriptores y bróker implementado en placa	108
Figura 59	Arquitectura de comunicación el sistema.....	109
Figura 60	Puertos Seriales Virtuales con VSPE	111
Figura 61	Módulo Comunicación serial.....	112
Figura 62	Funcionamiento dispositivo luz.....	115
Figura 63	Funcionamiento dispositivo TV	115
Figura 64	Funcionamiento dispositivo TV Box.....	116
Figura 65	Sujeto de Prueba 1.....	119
Figura 66	Sujeto de Prueba 2.....	120
Figura 67	Sujeto de prueba 3	121
Figura 68	Sujeto de prueba 4	122
Figura 69	Sujeto de prueba 5	124

Resumen

El presente trabajo tiene como objetivo diseñar e implementar una interfaz cerebro - computador (BCI) bajo el paradigma de potenciales evocados visuales de estado estacionario (SSVEP) como herramienta de control en un sistema domótico, para ello, se investigó en repositorios digitales, artículos científicos y trabajos de titulación sobre el uso de las BCI bajo el paradigma SSVEP, este paradigma es la respuesta del cerebro a diversas frecuencias provocadas por estímulos visuales como figuras u objetos. De igual forma, se desarrolló una BCI para el control domótico, tomando en cuenta la siguiente estructura: adquisición de las señales, preprocesamiento, procesamiento, clasificación y la etapa de control. La adquisición de señales es realizada con el casco g-Nautilus Research encargado de receptar señales Electroencefalográficas (EEG) que miden la actividad eléctrica del cerebro de los sujetos de prueba. Asimismo, fue implementado un sistema domótico con 10 frecuencias, realizando un análisis del sistema offline y 5 frecuencias para la implementación de un sistema online. La selección de dispositivos y las funciones de encendido y apagado para el control de los actuadores son los siguientes: luces, televisión y TV Box.

La integración de los sistemas BCI y domótico, fue realizada mediante el protocolo MQTT en la plataforma ThingSpeak. Posteriormente, presentan pruebas de funcionamiento para evaluar el desempeño de la BCI mediante métricas como: ITR y exactitud, obteniendo una exactitud máxima en pruebas offline de 91.67% e ITR máximo de 59.22 bit/min y en pruebas online 60 % de exactitud máxima y 14.67 bit/min en ITR máximo. Finalmente, fue analizado el sistema a través de estadísticas de datos como Anova (análisis de la varianza).

Palabras claves: interfaz cerebro computador, potenciales evocados visuales de estado estacionario, Thingspeak, análisis de la varianza.

Abstract

The objective of this work is to design and implement a brain computer interface (BCI) under the paradigm of steady state visual evoked potentials (SSVEP) as a control tool in a home automation system, for this, it was investigated in digital repositories, scientific articles and degree works on the use of BCIs under the SSVEP paradigm, this paradigm is the brain's response to various frequencies caused by visual stimuli such as figures or objects.

Likewise, a BCI was developed for home automation control, taking into account the following structure: signal acquisition, preprocessing, processing, classification and the control stage. The acquisition of signals is carried out with the g-Nautilus Research helmet responsible for receiving Electroencephalographic (EEG) signals that measure the electrical activity of the brain of the test subjects. Likewise, a home automation system was implemented with 10 frequencies, carrying out an analysis of the offline system and 5 frequencies for the implementation of an online system. The device selection and on and off functions to control the actuators are as follows: lights, television and TV Box.

The integration of the BCI and home automation systems was carried out using the MQTT protocol on the ThingSpeak platform. Subsequently, they present operating tests to evaluate the performance of the BCI using metrics such as: ITR and accuracy, obtaining a maximum accuracy in offline tests of 91.67% and maximum ITR of 59.22 bit/min and in online tests 60% maximum accuracy and 14.67 bit/min at maximum ITR. Finally, the system was analyzed through data statistics such as Anova (variance analysis).

Keywords: brain-computer interface, steady-state visual evoked potentials, Thingspeak, variance analysis.

Capítulo I

Introducción

Este capítulo detalla los antecedentes obtenidos de distintos trabajos similares, tanto nacionales como internacionales, así como también, la justificación e importancia de la BCI, aplicados a sistemas domóticos, como futura herramienta asistencial en personas con Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA). Además, define el alcance del proyecto y se definen el objetivo general y objetivos específicos que permitirán el desarrollo de la solución planteada en esta tesis.

Antecedentes

El presente proyecto nace con el objetivo de realizar una herramienta asistencial que tiene como aplicación futura en personas con ELA. La herramienta ayudará a controlar dispositivos de uso cotidiano mediante la presentación de impulsos cerebrales, por consiguiente, el proyecto consiste en el diseño e implementación de una BCI usando el paradigma SSVEP para el control de un sistema domótico. Estos impulsos o señales EEG se receptorán con electrodos mediante el casco g-Nutilus Research. El diseño de la BCI estará constituido por 4 etapas detalladas a continuación: adquisición de las señales, preprocesamiento, procesamiento e interfaz de control. A continuación, se presenta el estado del arte donde se detallan los trabajos más relevantes que tienen relación con la propuesta de esta tesis.

Estado del Arte

Trabajos Internacionales

Procesamiento de artefactos en EEG para aplicaciones de comunicación y control. Este proyecto tiene como objetivo, ayudar a personas con discapacidades motoras mediante el desarrollo de aplicaciones que faciliten la realización de actividades diarias y comunicativas con el uso de señales EEG causadas por el pestañeo de una persona, para cumplir con esto, primero se tomó la señal de interés, en este caso un artefacto debido a

que estos se pueden controlar fácilmente y no necesitan mucha concentración, la señal fue censada con Headband Muse 2016, este sensor tiene 7 frecuencias: 3 de referencia frontal, 2 frontales colocados en la parte externa de la frente y 2 sensores de orejas, sin embargo, solo se toma en cuenta cuatro frecuencias para la encefalografía.

Después, se realizó la fase de programación e interpretación con el software Muse Direct para la conexión de la banda del ordenador y la de almacenamiento, en la adquisición de la señal por medio de protocolo de control de transmisión TCP o UDP. MuseLab y MuseDirect permitieron la visualización y el análisis de los paquetes emitidos en el encefalograma. MusePlayer por su lado, fue utilizado en la conversión del formato de la señal. muse a. mat y una vez obtenida la señal en formato .mat, fue procesada en Matlab de 32bits. La tarjeta de adquisición escogida en este trabajo fue NI-USB-6008.

Por último, se ejecutaron pruebas de rendimiento y precisión del sistema, teniendo como resultado una herramienta muy precisa en las pruebas realizadas para capturar las frecuencias deseadas (Alagia Gimeno, 2018).

A hybrid environment control system combining EMG and SSVEP signal based on braincomputer interface technology. Este sistema puede identificar 18 comandos usando SSVEP y EMG, para ello, divide y organiza el trabajo de investigación en distintas fases:

Propone una fase inicial para la recopilación de datos, tomando en cuenta los sujetos de prueba, la configuración del equipo y el diseño del protocolo.

La segunda fase elimina los artefactos que se suman a las señales SSVEP y selecciona las ventanas de tiempo de la señal recopilada, en esta fase también evalúan las características extraídas usando el algoritmo K-NN.

Este trabajo realiza un montaje experimental y adquisición de datos en BioRadio, en donde se obtienen bioseñales; BioRadio usa electrodos en el cuero cabelludo y en la frente para monitorear comportamientos del sujeto de prueba, posteriormente, captura señales EEG utilizando 10 electrodos, estos electrodos son colocados en el cuero cabelludo de la

persona según el sistema internacional 10-20, con una frecuencia de muestreo a 250 Hz. BioRadio y BioCapture son emparejados mediante Bluetooth para poder comunicar todo el sistema, este experimento está enfocado en el parpadeo de los cuadros que se visualizan en la interfaz gráfica (diseñada en Matlab), los cuales trabajan a diferentes frecuencias, la distancia que se tiene entre la interfaz y el sujeto de prueba es de 50 cm.

En la tercera fase, realizan 50 experimentos, con una duración de 480 segundos cada uno y 1000 ensayos, posteriormente, se utilizan métodos de extracción como el enfoque CSP y estimaciones de covarianza K_1 y K_2 .

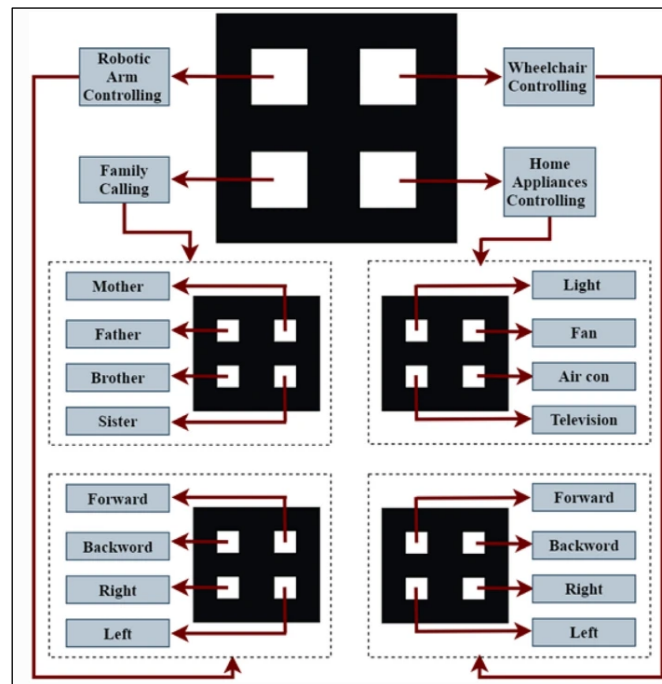
Para realizar la agrupación según las características similares en las señales recolectadas, propone el método K-NN, este método es eficiente en el caso de las EEG cuando visualiza el número de vecinos o con características similares, toma en cuenta la distancia y el peso de la señal, así como las características.

El sistema de control está basado en el uso de Potenciales visuales SSVEP y EMG; SSVEP selecciona el objetivo y EMG confirma o ignora el objetivo seleccionado, luego de la etapa de extracción de características, la etapa de clasificación evalúa el desempeño usando K-NN, por último, la exactitud de clasificación, precisión, sensibilidad, especificidad, recuerdo, puntuación F1 y MCC permiten conocer el rendimiento del sistema.

Para el funcionamiento del sistema, el usuario debe seleccionar cuatro categorías como: brazo robótico, silla de ruedas, contacto familiar y control de aplicaciones en casa, las mismas, a su vez, se dividen en distintas categorías o acciones respectivamente como se observa en la Figura 1; para seleccionar las acciones o categorías, el usuario visualiza el estímulo con un solo parpadeo y para regresar al menú principal con dos parpadeos (Rashid y otros, 2021).

Figura 1

Interfaz del menú para selección categoría



Nota. El gráfico representa el menú para seleccionar la categoría que el usuario desea realizar. Tomado de (Rashid y otros, 2021).

Estudio comparativo de los métodos de adquisición de las señales cerebrales para las interfaces cerebro computadora para personas con Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA). Este trabajo analiza métodos para reconocer y detectar la actividad eléctrica del cerebro humano mediante el diseño de una interfaz BCI que ayuda a las personas con ELA a comunicarse con su entorno. Para ello, investiga el funcionamiento del sistema nervioso del cerebro, los métodos para conocer la actividad eléctrica del cerebro, las afecciones de la comunicación en personas con la enfermedad ELA y finalmente, se realiza un análisis de las diferencias de las señales cerebrales de un sujeto sano y un paciente con ELA.

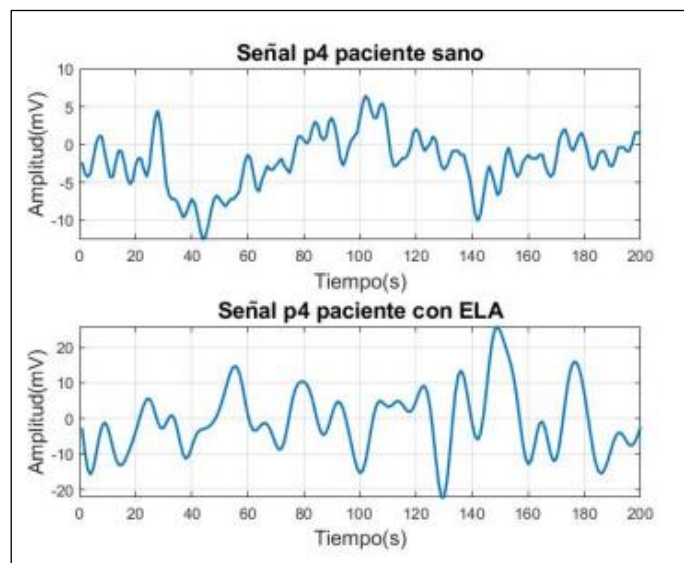
El estudio experimental utilizó la base de datos de BNCI Horizon 2020 de personas sanas y con ELA, estas señales fueron filtradas mediante un filtro pasabandas de 0.1 a 30 Hz y digitalizadas a 256Hz (Osma Molina y Naranjo Gaona, 2021).

En el análisis de la base de datos descrita anteriormente, solo se tomó en cuenta el electrodo P4 debido a que obtuvo mejores resultados.

La Figura 2 muestra las diferencias en la señal del lóbulo parietal de un paciente con ELA y de un paciente sin ninguna enfermedad, dando como resultado que la persona con ELA tiene mayor actividad eléctrica en el lóbulo parietal en comparación con una persona que no padece la enfermedad.

Figura 2

Registro de las señales del electrodo P4



Nota. El gráfico representa el registro de las señales obtenidas del electrodo P4 del paciente sano y del paciente con ELA. Tomado de (Osma Molina y Naranjo Gaona, 2021)

Posteriormente, se realizó un análisis usando la transformada de Fourier y Convolución, con el objetivo de considerar a la señal en función de la frecuencia y del

espectro, asimismo, la correlación de Pearson, ayudó a medir la relación de las dos señales de interés que tiene la base de datos.

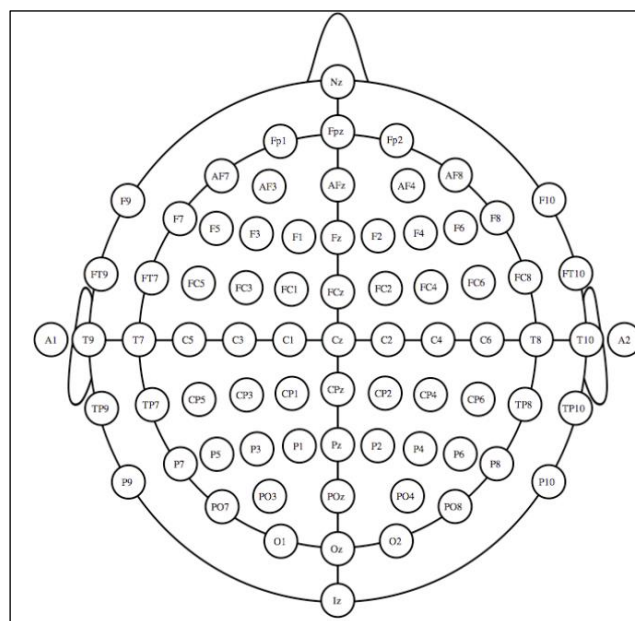
Finalmente, este análisis demostró que la señal de lóbulo parietal es la que tiene picos más altos, activando la corteza visual con una frecuencia de 6 Hz en las dos señales (persona sana y persona con ELA).

En conclusión, las señales EEG son indicadas para una BCI, por presentar alta precisión, no ser invasivas y ayudar a la comunicación de las personas que padecen de ELA (Osma Molina y Naranjo Gaona, 2021).

Desarrollo de un sistema Brain Computer Interface basado en potenciales evocados P300 para el control de dispositivos domóticos. Tiene como finalidad el diseño de una aplicación domótica para controlar dispositivos utilizados en el hogar, dicha aplicación está enfocada en personas con discapacidad motora.

Figura 3

Distribución de electrodos (Sistema Internacional 10/20)



Nota. El gráfico representa la distribución de los electrodos según el sistema internacional 10/20. Tomado de (Martín Gonzalez, 2012).

Las señales EEG se encargan del registro de la actividad eléctrica del cerebro, adquiridas por medio del sistema internacional 10-20 como indica la Figura 3, los electrodos son ubicados en el cuero cabelludo de forma específica mediante un casco. La frecuencia de estas señales va desde 0.5 Hz hasta 100 Hz (Martín Gonzalez, 2012).

El procesamiento de la señal EEG está compuesto por las siguientes etapas: preprocesado, eliminación de artefactos, método de extracción de características y método de clasificación de características. El preprocesado de la señal EGG usa un filtro pasa banda para obtener la información de interés, adicionalmente, la eliminación de artefactos (causados generalmente por el movimiento ocular) realiza análisis topográficos y espectrales.

La etapa de extracción de características engloba: detección de picos, área, covarianza, análisis de componentes independientes (ICA) y análisis de componentes principales (PCA). Por último, los métodos empleados para la clasificación de características son: método de correlación de Pearson (PCM), discriminación lineal de Fisher (FLD) y máquina de vector soporte (SVM) (Martín Gonzalez, 2012).

Los dispositivos a controlar en el sistema domótico son: iluminación, ventilador, calefactor, teléfono, agenda, televisor, reproductor de DVD, equipo de música y disco duro multimedia como indica la Figura 4. Esta aplicación fue desarrollada en el sistema BCI2000 y la implementación del sistema BCI en P3SpellerTask.cpp que está incorporado en BCI2000 con lenguaje de programación C++. La activación de los dispositivos a controlar se realizó mediante un dispositivo infrarrojo.

Figura 4

Interfaz de la aplicación de control domótico



Nota. El gráfico representa el menú principal de la interfaz de la aplicación de control domótico. Tomado de (Martín Gonzalez, 2012).

La evaluación final de la aplicación fue realizada con 9 pacientes que padecían diferentes discapacidades motoras, dando como resultado que 5 pacientes controlaron la aplicación de manera efectiva con un 64% de precisión, 3 con un 84% y hubo un paciente que no logró controlar la aplicación de manera correcta.

An Electric Wheelchair Manipulating System Using SSVEP-Based BCI System.

Este trabajo tiene como objetivo facilitar la vida de personas con ELA mediante una silla de ruedas eléctrica con sistema de navegación, para ello, se desarrolla un sistema BCI no invasivo basado en EEG con el paradigma SSVEP.

Este estudio comprende tres tipos de escenarios SSVEP: el primero es el control del movimiento de la silla (adelante, atrás, derecha y final). El segundo escenario usa información de la habitación como el número y el nombre. El tercer escenario guarda información de una habitación y crea un mapa para especificar un destino.

En el tercer escenario, la silla de ruedas se conduce hasta las coordenadas de destino y el programa termina cuando la silla de ruedas llega al destino escogido. Esta BCI empieza con el escenario 3 y mientras los procesos vayan culminando van cambiando de procesos.

El procesamiento usa un filtro pasa banda de cuarto orden de 3 a 40 Hz para eliminar la interferencia y los datos filtrados se analizan mediante CCA, este método consiste en implementar datos de maximización de correlación en datos de prueba entre señales EEG multicanal. Los conjuntos de datos filtrados se analizan mediante CCA, que identifica y mide las asociaciones entre dos conjuntos de variables.

Las frecuencias a utilizar son 7,8,9,11 y 13 Hz, las cuales son comparadas con su frecuencia armónica para calcular la precisión de clasificación (Yang y otros, 2019).

Por último, en los resultados del estudio se obtuvo que en el escenario 1 como en el 2 se tiene mayor precisión; es decir, la BCI realizada es precisa y es confiable en el control de la silla de ruedas (Chen et al., 2022).

Figura 5

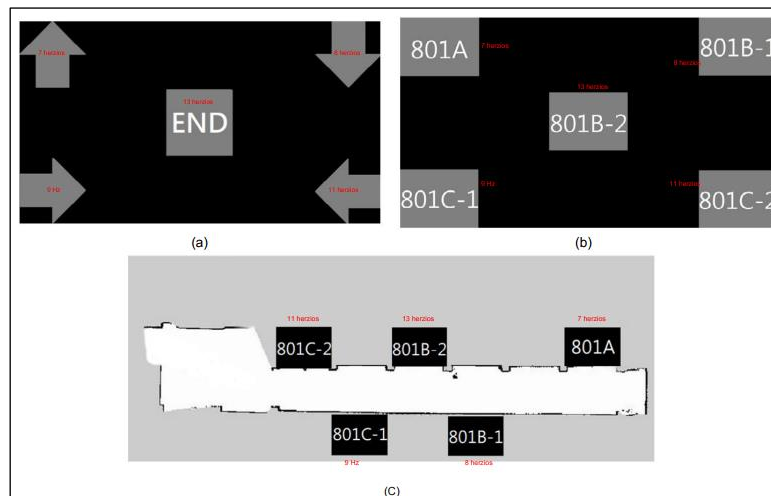
Sistema Implementado



Nota. El gráfico representa la interacción del usuario con el sistema implementado. Tomado de (Chen et al., 2022).

Figura 6

Interfaz BCI



Nota. El gráfico representa las interfaces usadas en el sistema Implementado. Tomado de (Chen et al., 2022).

Indirect Control of an Autonomous Wheelchair Using SSVEP BCI. El autor propone el diseño e implementación de un sistema BCI para el control indirecto de una silla de ruedas utilizando el paradigma SSVEP. Uno de los principales problemas que presentan los usuarios de los sistemas BCI, es el cansancio mental que experimentan al monitorear por mucho tiempo estos sistemas, ocasionando un deterioro en la señal de la respuesta SSVEP, por lo que, en esta investigación se disminuirá el número de entradas del sujeto para lograr manejar una silla de ruedas.

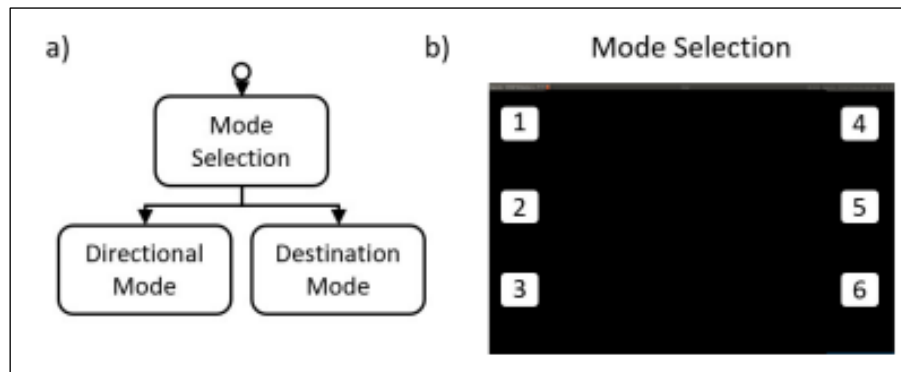
Para la adquisición de las señales se utilizan electrodos húmedos colocados en el usuario experimental, bajo el sistema internacional 10-20 a 250 Hz. Los datos son adquiridos a partir del electrodo Oz.

La interfaz presenta 6 estímulos visuales que parpadean a frecuencias diferentes: 7 Hz, 11 Hz, 12 Hz, 13 Hz, 14 Hz y 15 Hz.

Para el control de la silla de ruedas se tienen dos formas de uso: modo direccional (activado al observar el estímulo 1,2, y 3) y modo destino (activado al observar el estímulo 4,5 y 6), los dos modos se encuentran en la misma interfaz visual.

Figura 7

Estructura de control del sistema



Nota. El gráfico representa la estructura de control del sistema. Tomado de (Wee-Kiat y Goh, 2020).

Dichos estímulos permiten al usuario controlar la silla de ruedas en 5 formas distintas: estímulo 1 (avanzar), estímulo 2 (retroceder), estímulo 4 (izquierda), estímulo 5 (derecha) y estímulo 6 (guardar ubicación), logrando así el movimiento de la silla con mínima interacción y evitando pérdidas en la calidad de la señal.

Para comprobar el funcionamiento de la silla de ruedas se realizaron pruebas a 5 estudiantes, dando como resultado un mínimo de 78% y un máximo de 100% de exactitud, concluyendo que la BCI funciona correctamente para el manejo indirecto de la silla de ruedas.

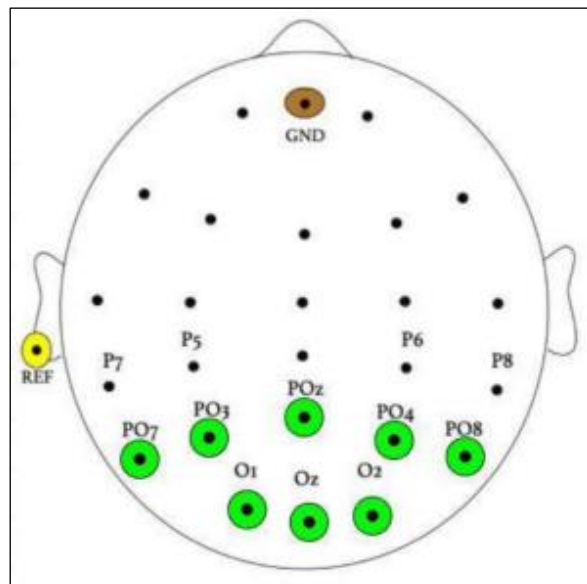
Computational intelligence techniques for unconventional feature extraction in the SVEP paradigm. La presente investigación hace una comparación entre la técnica NLCCA (Análisis de correlación canónica no lineal), con las técnicas conocidas y utilizadas para reconocimiento de SSVEP como: CCA (Análisis de correlación canónica) y LASSO (Operador de selección y reducción mínima absoluta) para conocer su desempeño en detectar con facilidad el paradigma SSVEP. La construcción de la BCI está dividida en 3 pasos: preprocesamiento, extracción de características y clasificación de características, sin embargo, el método NLCCA tiene la capacidad de realizar una BCI en tan solo un paso.

Para implementar esta técnica, se usó una base de datos del “Centro Swartz de Neurociencia Computacional, Instituto de Computación Neural, de la Universidad de San Diego” (De la Cruz Guevara, 2021).

Esta base cuenta con datos recopilados de 10 sujetos, quienes se colocaron en una silla confortable a 60 cm de distancia de la pantalla del computador. Las señales grabadas en la base de datos fueron EEG, a una frecuencia de 256 Hz y solamente tomaron 8 canales (O1, O2, Oz, PO7, PO3, POz, PO4 y PO8), como se puede observar en la Figura 8.

Figura 8

Electrodos seleccionados para la toma de datos



Nota. El gráfico representa la distribución de los electrodos en la toma de datos. Tomado de (De la Cruz Guevara, 2021).

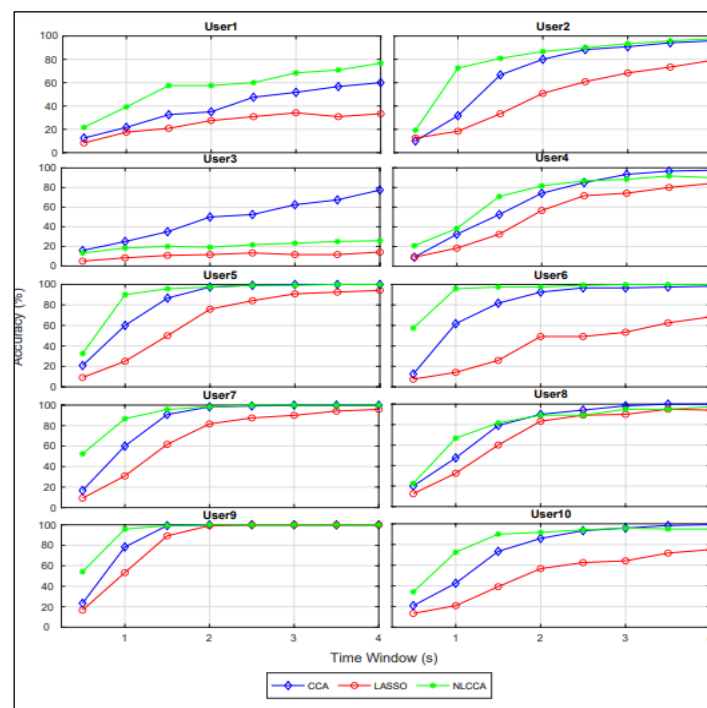
Se tomaron 12 frecuencias (desde 9,25 hasta 14,75 Hz, con espaciados de 0,5 Hz entre cada frecuencia) y una ventana de 4 segundos.

Para analizar el método NLCCA frente a los métodos CCA y LASSO, se evaluó la exactitud y el ITR (Tasa de Transferencia de Información) para cada uno de los usuarios, dando como resultado que NLCCA tiene mejor rendimiento que CCA y LASSO como se

observa en la Figura 9. En conclusión, el método NLCCA para la adquisición de señales EEG con el paradigma SSVEP tiene mejor desempeño en exactitud, llegando hasta un 100% en comparación de los métodos CCA y LASSO. De igual forma, NLCCA presenta mejores resultados en cuanto a ITR por lo que este método es adecuado para ser implementado en el diseño de BCI.

Figura 9

Análisis de la exactitud para cada método (NLCCA, CCA y LASSO)



Nota. El gráfico representa el análisis de la exactitud para cada uno de los métodos (NLCCA, CCA y LASSO). Tomado de (De la Cruz Guevara, 2021).

Trabajos Nacionales

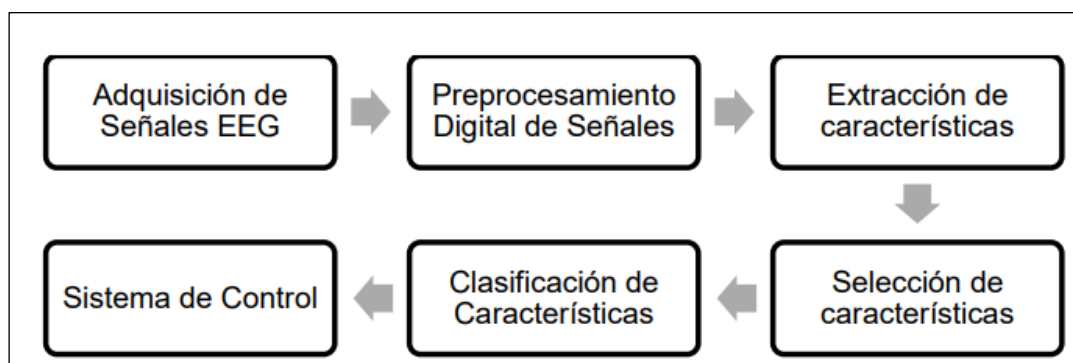
Diseño y construcción de un prototipo de brazo robótico de 6 GDL con movimiento restringido por planos, activado mediante señales EEG- SSVEP para contribuir a la autonomía de personas con discapacidad en las extremidades superiores. Este trabajo de investigación busca realizar un prototipo de brazo robótico de 6 grados de libertad con el uso señales EEG-SSVEP para ayudar a personas con

discapacidades motoras. El autor plantea 2 sistemas: diseño y construcción del brazo robótico y el diseño de una BCI.

Para el diseño de la BCI fue desarrollada una interfaz con SSVEP en Python, para esto, se tomaron 5 frecuencias logrando detectar la necesidad del usuario provocando el movimiento del brazo robótico con las distintas opciones configuradas, la Figura 10 muestra las etapas utilizadas en el diseño de la BCI.

Figura 10

Etapas para el diseño de una BCI



Nota. El gráfico representa las etapas para el diseño de la BCI. Tomado de (Albán Escobar y Navarrete Arroyo, 2022).

La adquisición de las señales EEG, toma 7 electrodos del casco g Nautilus Research, que son los más cercanos al lóbulo occipital y están relacionados a la parte visual.

Los filtros Butterworth pasabanda, CAR y un filtro extra, fueron empleados para la reducción de ruido en el preprocesamiento de las señales. Posteriormente, la extracción y selección de características emplearon algoritmos PCA y CCA, una vez utilizados estos algoritmos se tiene la clasificación donde se tomó a la señal con mayor correlación como el comando de control reconocido. Por último, realizaron evaluaciones del sistema desarrollado con pruebas offline y online bajo protocolos planteados.

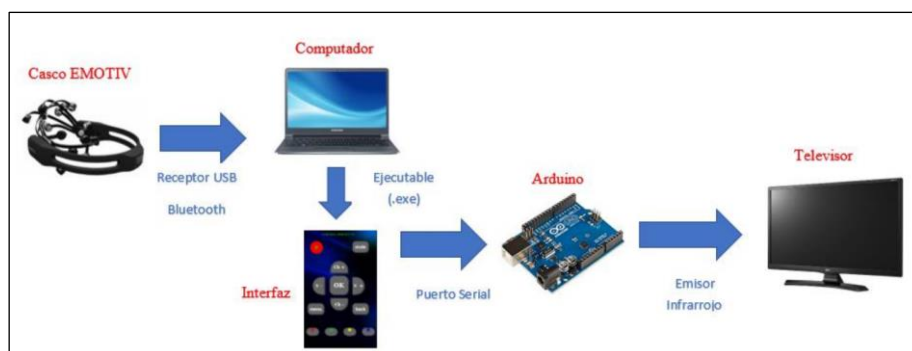
En las pruebas offline, el sujeto principal obtuvo 83% de precisión y un ITR de 19.86 bits/min y en las pruebas online realizadas a la misma persona, se encontró una precisión del 75% y un ITR de 15.16 bits/min. Para la parte final de estas evaluaciones se realizaron experimentos con varios sujetos para detectar factores que pueden influir significativamente en el correcto funcionamiento del sistema, estos son: la densidad del cabello, experiencia con los estímulos SSVEP, concentración, luminosidad y ruido externo (Albán Escobar y Navarrete Arroyo, 2022).

Implementación de una interfaz cerebro-máquina (BCI) para que personas con diferentes discapacidades motoras puedan interactuar con la televisión. Este trabajo tiene como objetivo el desarrollo de una Interfaz BCI para el control de una televisión mediante el movimiento de la cabeza y gestos en el rostro para ayudar a personas con discapacidad motora a controlar este dispositivo sin la ayuda de otra persona.

Las señales EEG fueron de tipo exógenas, las cuales se basan en estímulos externos sin la necesidad de un entrenamiento previo como es el caso del paradigma de potenciales evocados P300. El casco EMOTIV EPOC+ permitió la adquisición de señales EEG, el mismo cuenta con 16 electrodos, conexión bluetooth y sensor de movimiento en 9 ejes. También tiene comandos mentales, métricas de rendimiento y expresiones faciales.

Figura 11

Arquitectura del proyecto a implementar



Nota. El gráfico representa la arquitectura del proyecto. Tomado de (Pachacama Caiza C. J., 2019).

En cuanto a la implementación, el casco EMOTIV EPOC+ se conecta por medio de Bluetooth hacia el computador y este se comunica con el Arduino a través de la interfaz BCI realizada en Processing. Dicha interfaz tiene el aspecto de un control remoto para monitorear la televisión y cuenta con las siguientes funcionalidades (volumen, canal, mute, menú, back, etc.). Finalmente, el Arduino envía las funcionalidades elegidas por el usuario a través de un emisor infrarrojo hacia el televisor para el control de la interfaz.

Figura 12

Interfaz de la aplicación



Nota. El gráfico representa la interfaz de control remoto para monitorear la televisión.

Tomado de (Pachacama Caiza C. J., 2019).

Las pruebas de funcionamiento fueron realizadas en personas sanas, sin embargo, solo se comprobó el funcionamiento de las opciones de subir y bajar el volumen al igual que cambiar canales, ya que los participantes obtuvieron inconvenientes al momento de aprender todos los gestos y movimientos para interactuar con toda la interfaz. Como resultado de percepción, por parte de los sujetos de prueba de la interfaz y de toda la implementación del proyecto, se obtuvo un 20% calificándola como muy buena, un 50% buena y un 30 % como regular. Cabe recalcar, que estos valores se obtuvieron de una encuesta realizada (Pachacama Caiza C. J., 2019).

Desarrollo de un sistema Interfaz Cerebro Computadora basado en respuestas de Potenciales Visuales Evocados para control de dispositivos IOT. El presente trabajo usa una metodología incremental de 6 etapas que son: 5 incrementos y una etapa final que son las pruebas: la primera etapa, realiza la codificación de la interfaz que es amigable para el usuario, para esto, toma en cuenta las acciones, equipos y protocolos para la domótica de este proyecto, después, la segunda etapa, crea una interfaz para la configuración de cada uno de los equipos.

En la tercera etapa, la red de dispositivos IOT es implementada usando protocolo MQTT. Posteriormente, se diseña la interfaz visual con estímulos SSVEP a través de parpadeo de luces. En la quinta etapa crea el código del algoritmo que recoge la señal, lo clasifica y se comunica con la interfaz del usuario. Por último, se tienen las pruebas de funcionamiento del prototipo completo de 15 personas.

La etapa de diseño de la interfaz fue realizada con framework Electron, Javascript, Html y CSS, la misma, presenta un menú de atajos con acciones principales para cada uno de los equipos.

En la segunda etapa, la interfaz de configuración agrega o quita acciones, utilizando el software Electrón, que permite conectar una base de datos SQLite con un repositorio en Github.

Para la tercera etapa, la red de dispositivos IOT es integrada con la interfaz del usuario, esta red propone el uso de un foco inteligente LIFX y una regleta Heyvalue de enchufes configurables. El diseño fue desarrollado con un Broker MQTT Beebotte, esta plataforma permitió la creación de un canal con 5 acciones, posteriormente, el código de suscripción al bróker y la función de publicar fueron programadas en Python.

La cuarta etapa realiza la implementación de una BCI bajo el paradigma SSVEP mediante estímulos visuales (leds), las frecuencias escogidas en este sistema son: 7, 8,9 y

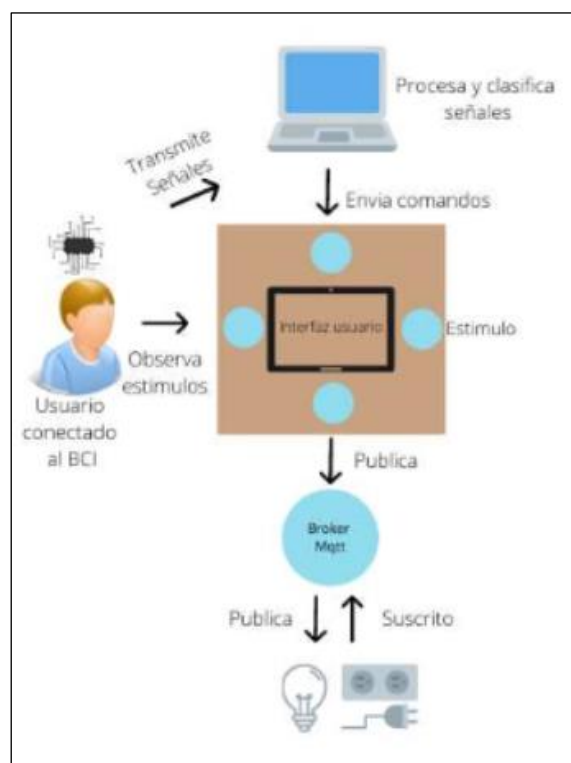
10 Hz y los electrodos seleccionados para la adquisición son: O1, O2 y Oz. La señal EEG fue recopilada con un circuito de leds y una RaspberryPi programada en Python.

La siguiente etapa integra las funciones de todo el sistema BCI (adquisición de señal, filtrado y clasificación CCA) con el sistema IOT; el correcto funcionamiento de la integración fue comprobado por varios usuarios al navegar por la interfaz.

El promedio de tiempo que tarda cada dispositivo es comprobado con las pruebas: el foco tuvo un promedio de encendido de 9,70 segundos, el apagado del mismo es de 16.68 segundos, el encendido del enchufe de 26.80 segundos y el apagado del enchufe de 21.89 segundos, estas funciones obtuvieron una tasa de éxito del 97.61% (Cerezo Ramírez, 2021).

Figura 13

Arquitectura del sistema



Nota. El gráfico representa la arquitectura del sistema implementado. Tomado de (Cerezo Ramírez, 2021).

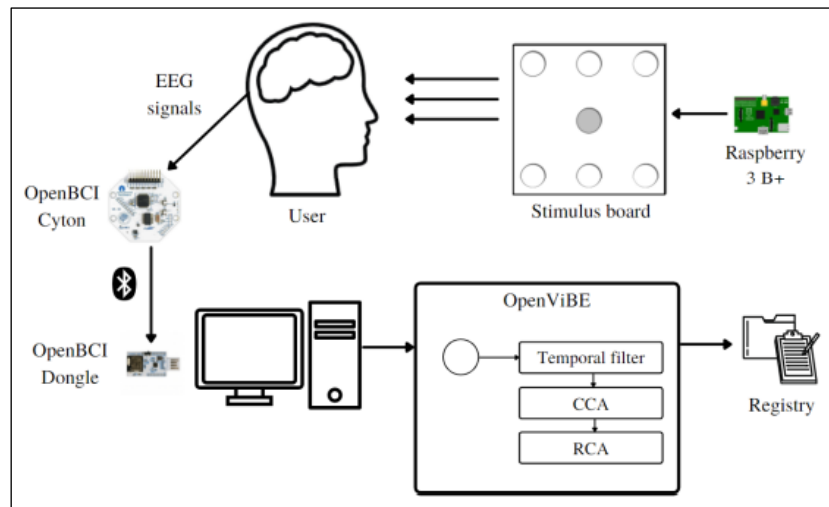
Creación de un modelo de Interfaz Cerebro Computadora (BCI) basada en señales Potenciales Visualmente Evocados En Estado Estacionario (SSVEP) para aplicaciones de rápida respuesta. El autor presenta un sistema BCI adecuado para generar una mejor respuesta al estímulo SSVEP, mediante el análisis de las características principales (frecuencia, color y tamaño) del estímulo. El sistema BCI consiste en la adquisición de señales, procesamiento y clasificación.

La placa OpenBCI Cyton permite la adquisición de las señales EEG a través de electrodos, tomando en cuenta solamente los canales Oz, O1 y O2.

Las pruebas realizadas fueron de 16 sujetos, ubicados a 60 cm de distancia de la pantalla del computador, puesto que la interfaz de los estímulos fue realizada en software (Python); la habitación tenía buena iluminación y no existía ningún ruido que afecte la toma de datos. Los datos obtenidos son enviados al programa OpenVibe por medio de comunicación Bluetooth con una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Para el procesamiento el autor utiliza un filtro Butterworth pasabanda de cuarto orden y analiza la señal con una ventana de 0.5s mediante CCA. A partir de los valores obtenidos con CCA, se implementó el Algoritmo de Control de Respuestas (RCA). La Figura 14 detalla la arquitectura general del sistema.

Las pruebas experimentales consisten en visualizar cuadrados de color blanco, rojo, azul y verde con 20 frecuencias en el rango de 7 a 16.5 Hz. El número de estímulos usados fueron 10 para comprobar que tan robusto puede ser el sistema.

En conclusión, después de realizar una serie de pruebas de estímulos visuales con diferentes características, solamente 7 frecuencias en el rango 7 a 10.5 Hz, lograron obtener buenos resultados, además, se diseñaron 6 BCI con 2,3,4,5,6 y 7 estímulos, dando como resultado un 82% de precisión hasta la BCI de 4 estímulos con el método CCA; para las BCI de 6 y 7 estímulos, el algoritmo RCA permitió alcanzar hasta un 90% de precisión (Murillo López, 2021).

Figura 14*Arquitectura del sistema*

Nota. El gráfico representa la arquitectura del sistema. Tomado de (Murillo López, 2021).

Justificación e importancia

Estudios realizados han llevado a cabo la idea que la actividad cerebral puede ser utilizada como canal de comunicación para identificar mensajes y comandos, teniendo en cuenta los diferentes tipos de señales cerebrales, esto es realizable gracias a la detección de las señales EEG. Dichas señales biomédicas se encargan de medir la actividad eléctrica del cerebro, capturadas a través de pequeños electrodos de forma no invasiva, lo que significa que no existe una intervención quirúrgica. Uno de los métodos para la lectura de las señales EEG es la conexión de una diadema o una herramienta tecnológica como un casco, donde la distribución de estos electrodos se da mediante estándares internacionales como 10-20 integrados en los cascos y diademas (Santamaría , 2016). Las señales EEG se clasifican según su banda de frecuencia y están relacionadas a un área específica del cerebro humano, así como también de la actividad que esté realizando la persona (Alagia Gimeno, 2018).

Existen diversas señales EEG que son usadas en las BCI como son las exógenas, estas se basan en estímulos externos, entre los paradigmas más usados está el SSVEP, que es la respuesta del cerebro con diversas frecuencias provocadas por estímulos visuales como figuras u objetos, como ejemplo, a un sujeto se le indica una interfaz visual en la pantalla, la cual tiene múltiples símbolos a diferentes frecuencias, para seleccionar el símbolo deseado, el usuario debe observarlo fijamente. Posteriormente, se calcula la frecuencia SSVEP por medio de electrodos ubicados en torno a la corteza visual con el objetivo de analizar que símbolo está escogiendo el usuario (Rashid y otros, 2021).

La BCI es un sistema que analiza la variación existente en la actividad eléctrica del cerebro en reacción a impulsos externos o intenciones de una persona y los convierte en comandos de salida, con el objetivo de controlar tanto un dispositivo como una aplicación (Rashid y otros, 2021).

El uso de las BCI ha contribuido como una tecnología asistencial para personas que padecen de Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA). Esta enfermedad causa una pérdida degenerativa de las neuronas motoras, las cuales son encargadas del movimiento voluntario e involuntario de una persona, provocando la pérdida total del movimiento del cuerpo y así la pérdida de comunicación con su entorno. ELA tiene una tasa de mortalidad elevada a corto y mediano plazo desde que el paciente ha sido diagnosticado con la enfermedad (Osma Molina y Naranjo Gaona, 2021). Sin embargo, el uso de las BCI ha evolucionado en el campo tecnológico como un canal de entrada de datos para personas sin discapacidad, como control de juegos, realidad aumentada, domótica y monitoreo de estrés.

Por ello, el presente proyecto propone el diseño e implementación de una BCI con el paradigma SSVEP como herramienta de control en un sistema domótico. La herramienta asistencial tiene como potencial aplicación futura en personas con Esclerosis Lateral Amiotrófica para que el individuo pueda monitorear los dispositivos usados en su diario vivir sin la ayuda de otra persona, utilizando simplemente sus impulsos cerebrales.

Alcance

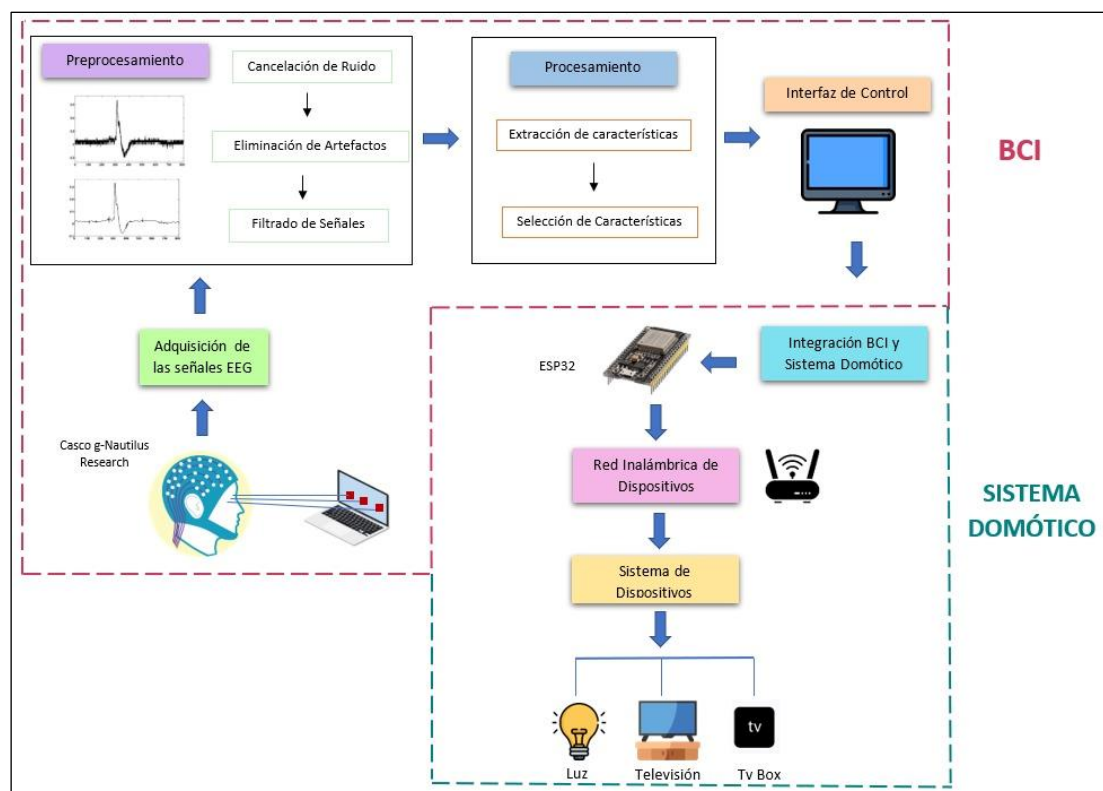
El proyecto consiste en el diseño e implementación de una BCI bajo el paradigma SSVEP como herramienta de control en un sistema domótico. Estos impulsos o señales EEG se adquieren mediante electrodos por medio del casco g-Nautilus Research. El diseño de la BCI está conformado por las siguientes etapas: adquisición de las señales, preprocesamiento, procesamiento clasificador e interfaz de control. La BCI es encargada de controlar un sistema domótico, con 10 frecuencias (offline) y 5 frecuencias (online) para seleccionar los dispositivos y las funciones de encendido y apagado que realizarán los mismos, los actuadores a controlar son: luz led, televisión y Tv Box. El sistema domótico se realiza en una red inalámbrica mediante tarjetas de desarrollo ESP32 que integran los actuadores a controlarse por medio de programación de software libre. Dicha red inalámbrica utiliza el protocolo MQTT con la ayuda del software ThingSpeak. El sistema

ciber-físico se lleva a cabo entre la comunicación de la BCI y el sistema domótico, mediante programación en Python. En la Figura 15 se observa la estructura general de la BCI y el sistema domótico del proyecto de investigación. Finalmente, se realizan pruebas de funcionamiento para evaluar el desempeño de la BCI en el control domótico de los dispositivos.

Cabe recalcar, que las BCI han sido un gran aporte para las personas que padecen de discapacidad motora pero no de discapacidad cognitiva, es decir, su actividad cerebral se encuentra en las mismas condiciones que una persona que no padece esta enfermedad.

Figura 15

Arquitectura general del sistema implementado



Nota. El gráfico representa la arquitectura general de la BCI y el Sistema Domótico del proyecto de investigación

Con el propósito de desarrollar una solución al problema de investigación propuesto en este estudio, se presentan los siguientes objetivos:

Objetivos

Objetivo General

Diseñar e implementar una Interfaz Cerebro Computador (BCI) bajo el paradigma de potenciales evocados visuales de estado estacionario (SSVEP) como herramienta de control en un sistema domótico.

Objetivos Específicos

- Investigar sobre el uso de las BCIs bajo el paradigma SSVEP.
- Desarrollar una BCI para el control domótico mediante el paradigma SSVEP.
- Implementar un sistema domótico mediante actuadores electrónicos para la interacción con la BCI.
- Integrar la BCI y el sistema domótico para el manejo de los diferentes dispositivos de control.
- Realizar pruebas de funcionamiento para evaluar el desempeño de la BCI en el sistema domótico.

Capítulo II

Marco Teórico

Discapacidad Motora

La discapacidad motora es aquella discapacidad donde se ven afectados los músculos, articulaciones y el sistema nervioso, ocasionando dificultad para caminar, mantener el equilibrio, manejar objetos y lograr respirar, por tanto, la persona perjudicada se vuelve dependiente de otra para poder realizar sus labores diarias (Moreno Martínez, 2020).

Causas de la discapacidad motora

La discapacidad motora puede ser causada por diferentes motivos dependiendo de su origen como se detallan a continuación: (Bravo Loor, 2019)

- Cerebro: La discapacidad es provocada por fallos en el sistema nervioso como; traumatismo cerebral, tumores e infecciones que pueden llegar a afectar al sistema nervioso.
- Columna Vertebral: Se da por daños en la médula espinal causado por lesiones adquiridas, entre otros.
- Músculo: Este tipo de discapacidad se ve afectada por el músculo y suelen ser provocadas por deterioro muscular.

Tipos de la discapacidad motora

Existen diferentes tipos de discapacidad motora dependiendo de las extremidades o parte del cuerpo que haya sido afectado: (Bravo Loor, 2019)

- Monoplejía: Cuando se tiene discapacidad motora en un solo miembro (inferior o superior).
- Paraplejía: La discapacidad es generada por los extremos inferiores del cuerpo.
- Triplejía: Se da por discapacidad motora en 3 extremidades del cuerpo.

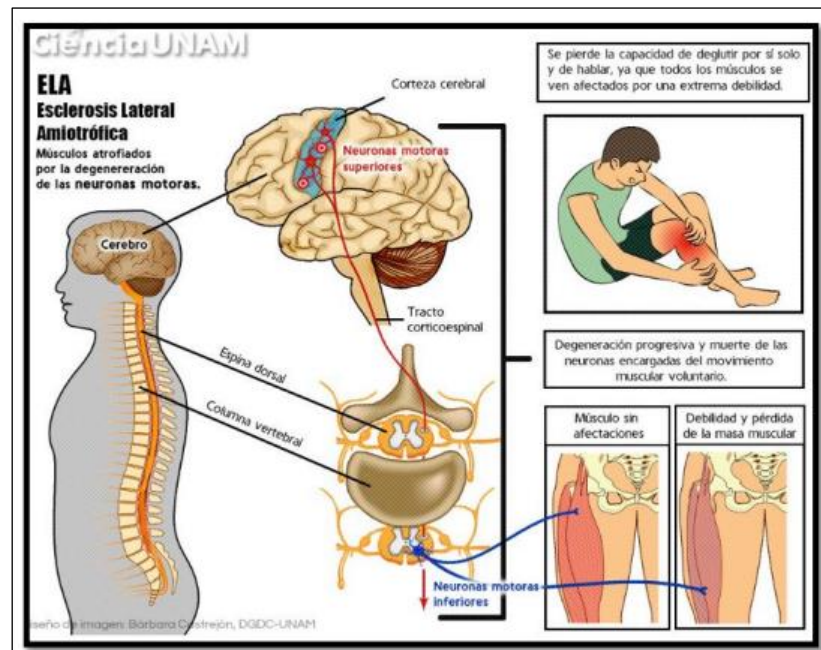
- Cuadriplejia: Cuando se presenta la discapacidad motora en ambas piernas y brazos.
- Hemiplejia: la discapacidad motora es provocada en un solo lado (derecho o izquierdo) del cuerpo.

Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA)

Es una enfermedad que genera deterioro gradual en las neuronas motoras, afectando así al sistema nervioso. Dichas neuronas, son células nerviosas encargadas del movimiento voluntario del músculo en el cuerpo, provocando que las personas con esta enfermedad presenten atrofia y parálisis en los músculos con el pasar del tiempo, esto desencadena la pérdida de la movilidad (Borda Salazar, 2023). Existen dos tipos de neuronas motoras que son afectadas por ELA: neurona motora superior y neurona motora inferior, la primera, se encuentra ubicada en la parte más externa del córtex cerebral y la segunda está situada en el tronco encefálico y la espina dorsal, son las responsables de la unión entre el cerebro y la columna vertebral.

Las neuronas motoras ocasionan enlaces para comunicar el cerebro y los músculos del movimiento voluntario como; hablar, masticar y caminar, esto se debe a que las neuronas motoras superiores envían mensajes a las inferiores, pasando por la espina dorsal y los núcleos motores hasta llegar a los músculos voluntarios (Ruiz Raya, 2019).

A pesar de que las personas que padecen ELA pierden su capacidad motora, su capacidad cognitiva no es afectada, es decir, tienen la misma capacidad de aprender, pensar y recordar como una persona que no padece la enfermedad.

Figura 16**Esclerosis Lateral Amiotrófica ELA**

Nota. El gráfico representa afección de la enfermedad de ELA en el cuerpo humano.

Tomado de (Torres Rivadeneira, 2020).

Tipos de ELA

Existen diferentes tipos de ELA según el punto de vista clínico: común, pseudopolineurítico y bulbar, el primero presenta una forma desigual en el extremo superior del cuerpo, el segundo tiene síntomas en el extremo inferior del cuerpo hasta llegar a las extremidades superiores, finalmente, el tipo Bulbar es sumamente agresivo y presenta desde el inicio afectación en el habla y dificultad para ingerir los alimentos (Borda Salazar, 2023).

Síntomas de ELA

Existen diversos síntomas que presentan las personas con ELA y pueden variar dependiendo del tipo de neurona motora que se vea afectada, como se indica en la tabla 1:

Tabla 1

Síntomas de la enfermedad de ELA

Neurona motora superior	Síntomas	Neurona motora inferior	Síntomas
Inestabilidad emocional	Presentan emociones inadecuadas, como risa y bostezo incontrolable e incluso sin alguna causa.	Deficiencia muscular	Las extremidades se vuelven débiles provocando que la persona deje de valerse por sí misma.
Músculos rígidos	Pierde movimiento en rodilla, codo y muñecas.	Atrofia	Se presenta en lengua, manos y piernas, que va aumentando con el paso de los años.
Lentitud en el movimiento	La persona se vuelve lenta y pierde destreza en las habilidades motoras finas.	Disfonía	Los músculos comienzan a debilitarse, provocando tos, dificultad para hablar, ahogamiento etc

Nota. La tabla representa los síntomas de la enfermedad de ELA, dependiendo del tipo de neurona motora afectada. Tomado de (Torres Rivadeneira, 2020).

Señales Electroencefalográficas (EEG)

Las señales electroencefalográficas son tomadas de la actividad cerebral, las mismas, son de forma eléctrica y la toma de estas señales consiste en colocar electrodos en la cabeza de una persona y mediante un software registrar las mismas; debido a la conectividad de las neuronas que tiene el cerebro es difícil la grabación de este tipo de señales.

La detección de las señales electroencefalográficas de una persona suele ser muy compleja debido a que el cerebro controla diferentes funciones del organismo y el sistema nervioso.

Debido a las funciones que controla el cerebro, la señal electroencefalográfica estará compuesta por la suma de todas estas funciones, por esta razón, es importante conocer cuáles son las zonas del cerebro en las que se deben colocar los electrodos, y para qué zona del cuerpo servirá cada uno de ellos.

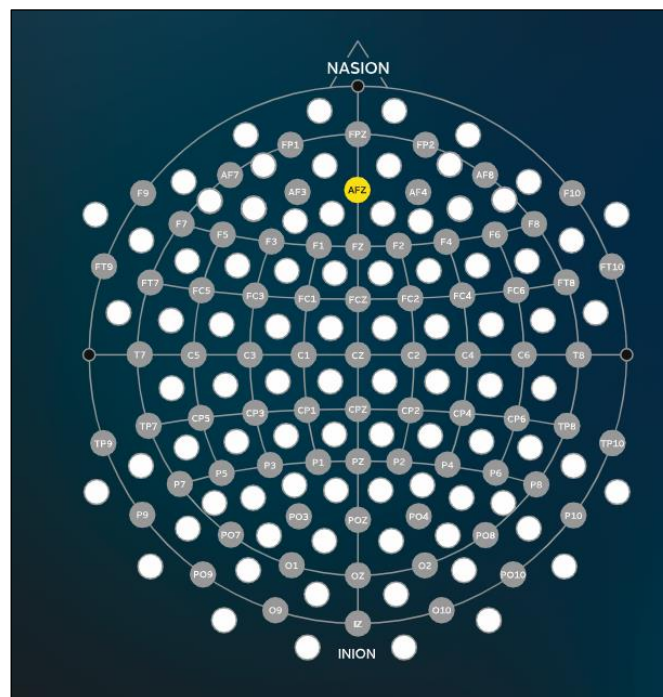
Para realizar el electroencefalograma, los electrodos deben cumplir con el sistema internacional 10-20 en su colocación, dividiendo así en 6 zonas la cabeza:

Frontopolar/nasion Frontal, Central, Parietal, Occipital, Temporal/inion.

Teniendo en cuenta lo anterior, se ubica los electrodos impares en la parte izquierda de la cabeza y los pares en la parte derecha. En la parte central, se ubicarán los electrodos con z y los de referencia se colocarán atrás de las orejas (Torres G., 2016).

Figura 17

Electrodos G-Nautilus Research 64 electrodos



Nota. La gráfica representa los electrodos que se ubican en la cabeza. Tomado de (Albán Escobar y Navarrete Arroyo, 2022).

Funciones de cada región del cerebro

El cerebro humano controla diferentes partes del cuerpo y se nombran a continuación las diferentes funciones que controla el cerebro según el lóbulo de este: (D´Croz B., 2011)

Frontal: El lóbulo frontal permite los impulsos, movimientos motores, comportamiento sexual y la producción del lenguaje.

Parietal: Este lóbulo tiene que ver con la parte sensorial, así como también, la parte visual- espacial del ser humano.

Occipital: Permite controlar la parte de la visión del sujeto y reconocimiento de los distintos colores que puede percibir el mismo.

Temporal: Este lóbulo tiene en cuenta la visión, habla, audición y también tomará en cuenta la memoria de la persona.

Clasificación de las Señales EEG según su banda de frecuencia

Las señales EEG se clasifican según su banda de frecuencia y están relacionadas a un área específica del cerebro humano, así como también, de la actividad que esté realizando la persona (Alagia Gimeno, 2018). Las señales según sus bandas de frecuencia se dividen en:

- **Delta:** Esta señal trabaja en las frecuencias de 0.5 a 4 Hz y aparecen cuando la persona está en un sueño profundo.
- **Theta:** Estas ondas oscilan entre 4 y 7.5 Hz, dichas ondas se asocian al soñar despierto o cuando existe una meditación.
- **Alfa:** Se encuentran en la banda de frecuencia de 8 a 13 Hz y se relacionan con la relajación de la persona o pensamientos despreocupados.
- **Beta:** Se localizan entre 14 y 26 Hz y se reflejan en acciones de enojo, duda y temores, los cuales se encuentran asociados a la concentración enfocada.

- Gamma: Vinculadas con frecuencias mayores a 30 Hz, generalmente se presentan en enfermedades del cerebro humano.

Interfaz Cerebro Computadora (BCI)

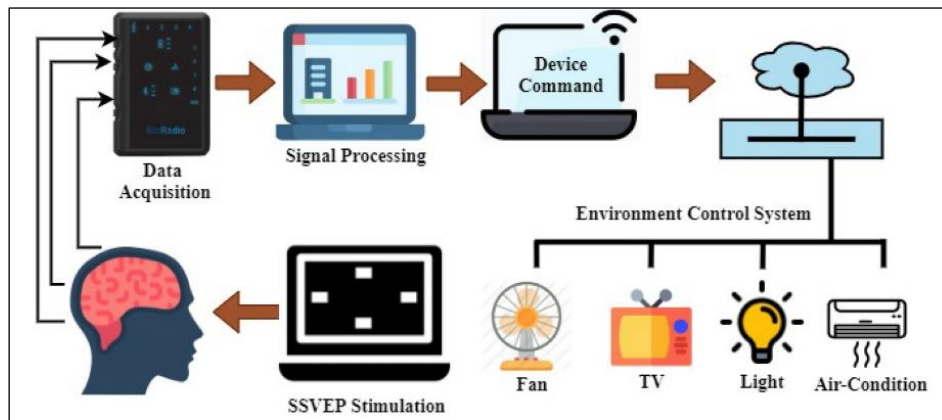
Una interfaz cerebro computadora (BCI), es un sistema que permite la comunicación directa entre cerebro y un computador. Este sistema analiza la actividad eléctrica del cerebro a través de señales neurofisiológicas como: EEG, MEG, ECoG, fMRI etc, las cuales se transforman en comandos de salida para activar una acción específica de un dispositivo (como encendido o apagado del televisor), así, dichos sistemas son diseñados para personas con discapacidad motora y puedan interactuar con dispositivos de su hogar sin necesidad de la ayuda de otra persona (Moreno y otros, 2019).

La BCI fue diseñada por el Dr. Jacques Vidal en el año de 1977 con el objetivo de verificar si era posible controlar un dispositivo mediante las señales eléctricas del cerebro, logrando así, que un computador pueda interpretar señales del cerebro para manejar una prótesis. Desde ese entonces se han diseñado diferentes sistemas mejorados para ayudar a personas con discapacidad motora, no solo con prótesis sino para que puedan interactuar con el entorno en su hogar mediante la domótica (Moreno y otros, 2019).

Existen estudios de BCI con domótica como es el estudio del control de un sistema domótico basado en BCI, el cual se encarga de monitorear cuatro dispositivos como; ventilador, televisión, iluminación y aire acondicionado, esto mediante estímulos visuales debido al paradigma SSVEP. Este estudio se realizó con la finalidad de ayudar en sus tareas diarias a pacientes con discapacidades físicas (Rashid y otros, 2021). En cambio, en este estudio se diseñó una BCI para el control ambiental de un hospital de rehabilitación para personas con diferentes tipos de discapacidad motora, entre las actividades principales: llamadas médicas, llamadas de servicio, control de electrodomésticos y servicios de catering (Liu y otros, 2020).

Figura 18

Arquitectura general del sistema BCI con domótica



Nota. El gráfico representa la arquitectura general del diseño de la BCI y el sistema domótico implementado. Tomado de (Rashid y otros, 2021).

Paradigmas

Los sistemas BCI pueden clasificarse en sistemas endógenos y exógenos según la señal de entrada que se utilice en cada uno de ellos. Los sistemas endógenos son aquellos que necesitan de entrenamiento para que puedan funcionar correctamente dependiendo de la habilidad que tenga el usuario para el control de la actividad cerebral. Existen varios paradigmas dentro de los sistemas BCI endógenos como son: los Potenciales Corticales Lentos (SCP) y Ritmo Sensoriomotores (SMR).

El paradigma SCP son variaciones de voltaje de señales EEG y se encuentra en el rango de frecuencias menores a 1 Hz, estas señales están relacionadas a cambios negativos (incremento) y positivos (decremento) en la actividad cerebral. Este paradigma suele ser utilizado para la selección de comandos en una pantalla de computador mediante el movimiento del mouse. Los usuarios deben entrenar para provocar este paradigma generalmente utilizando el dispositivo (thought-translation device) encargado de representar el pensamiento. Para que el entrenamiento sea efectivo depende de la motivación y el estado psicológico del usuario, es recomendable realizar el entrenamiento en las primeras

etapas de enfermedades degenerativas como ELA, donde se ha logrado hasta un 80% de exactitud, el paradigma SMR se encuentra en el rango (7-30 Hz) de las señales EEG y se basa en la imaginación del movimiento del cuerpo como: piernas y brazos, esto genera que la amplitud de la señal de SMR cambie. Es necesario un arduo entrenamiento para lograr que el paradigma funcione correctamente, llegando incluso al 85% de precisión y un ITR de 25bits/min (Física Molpeceres, 2020).

Los sistemas exógenos son provocados por un estímulo externo (auditivo o visual), las señales que controlan este tipo de sistemas son propias del cerebro en base al estímulo externo y no requieren de un entrenamiento para su correcto funcionamiento como en los sistemas endógenos. Entre los paradigmas exógenos más utilizados están SSVEP y P300. El paradigma SSVEP es la reacción del cerebro frente a un estímulo externo como el visual, donde el usuario observa una figura u objeto que parpadea a cierta frecuencia constantemente generando una respuesta en el cerebro para que el sistema BCI lo recepte y genere una acción en un dispositivo.

Los SSVEP tienen una mayor amplitud en el córtex cerebral y toman las señales receptadas por los electrodos en esa zona del cerebro (Física Molpeceres, 2020). Por otra parte, los Potenciales P300 presentan un pico a los 300 ms en las señales EEG provocado por estímulos externos como los visuales o auditivos, entre las aplicaciones más importantes de este paradigma se encuentra el Speller.

Etapas de la BCI

La BCI se encuentra estructurada por diferentes etapas: Adquisición de las señales EEG, pre-procesamiento y procesamiento de las señales. A continuación, se detalla cada una de ellas:

Adquisición de las señales: En la actualidad los sistemas BCI se realizan mediante las señales EEG debido a que tienen un bajo costo y no presentan un riesgo para los usuarios, dichas señales se adquieren de forma no invasiva, es decir, son electrodos

colocados sobre el cuero cabelludo por medio de diademas o cascos. Estos dispositivos pueden diferir dependiendo de la cantidad y tipo de electrodos, costo y frecuencia de muestreo. A continuación, se detalla algunos de estos dispositivos más utilizados para la adquisición de las señales BCI.

Tabla 2

Dispositivos para adquisición de señales EEG

Dispositivo		Características
g-Nutilus Research		64 electrodos secos g.SAHARA Frecuencia de muestreo a 250 Hz 6 horas de batería Precio USD 41,320.51
Emotiv EPOC+		14 electrodos húmedos Frecuencia de muestreo a 128 Hz 12 horas de batería con USB Precio USD 849
Neurosky MindWave Mobile 2		1 electrodo seco Frecuencia de muestreo a 512 Hz 8 horas de batería Preciso USD 129.99

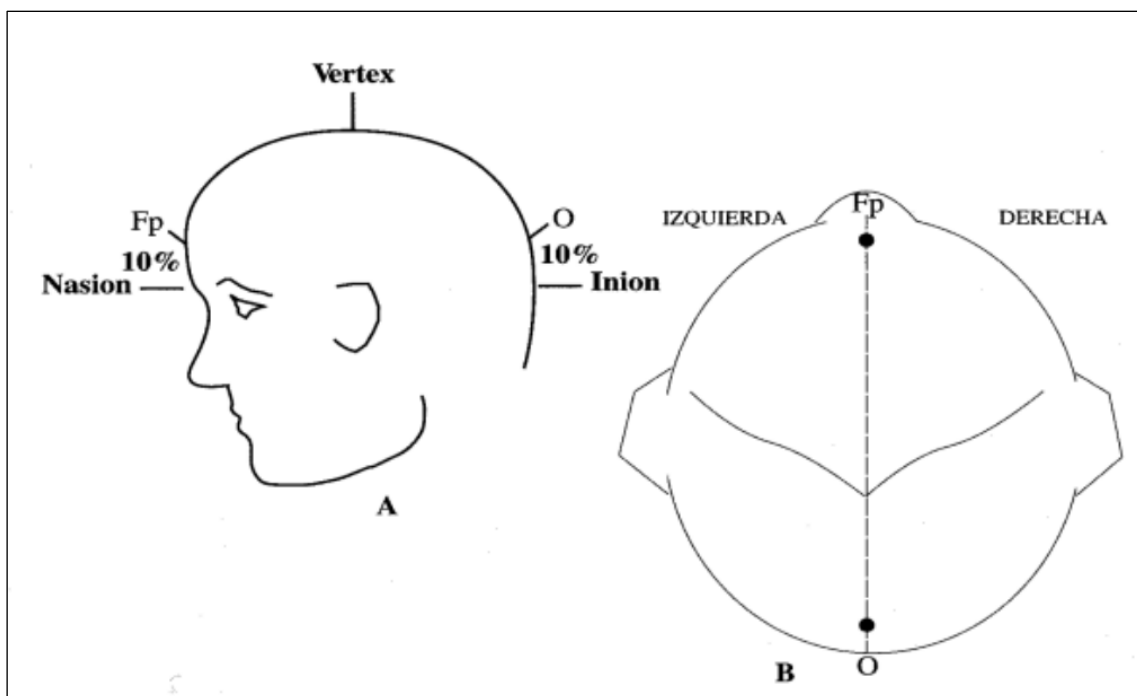
Nota. La tabla representa las características de los diferentes dispositivos para la adquisición de señales EEG en BCI. Tomado de (Guger y Edlinger, 2023), (Le y Mackellar, 2023), (Yang et al., 2023).

De igual forma, estos cascos pueden diferenciarse por el tipo de distribución de los electrodos, como es el caso del casco g-Nutilus Research que usa el sistema 10-20 y establecido por la Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía (FISE) que indica la posición correcta de los electrodos en el cráneo para medir las señales EEG. El número 10 y 20 están relacionados a la distancia en porcentaje entre el lóbulo frontal y occipital o lóbulo derecho e izquierdo (Rosas Donoso, 2019).

Una vez ubicados los electrodos en el casco bajo el sistema 10/20, se coloca el casco en la cabeza del sujeto midiendo la distancia entre el punto nasion (localizado en el hueso frontal y los de la nariz) y el punto inion (situado en la parte posterior e inferior del cráneo), luego se toma el 10% de esa distancia a partir del nasion hacia el inion para colocar el electrodo (FPZ) y el 10% desde el inion hacia el nasion para colocar el electrodo (OZ) (Rosas Donoso, 2019).

Figura 19

Descripción gráfica de los puntos Nasion e Inion



Nota. El gráfico representa la descripción gráfica de la ubicación de los puntos nasion e inion en el cráneo. Tomado de (Rosas Donoso, 2019).

Preprocesamiento de las señales: Una vez adquiridas las señales son amplificadas debido a que las señales obtenidas por el dispositivo de adquisición son de pequeña amplitud, de igual forma, se realiza la cancelación de ruido, eliminación de artefactos (pestaños, movimientos musculares u oculares) y filtrado de las señales para trabajar con ellas, se lo suele realizar mediante los filtros: Pasabanda y Notch.

Procesamiento de las señales: Se recibe la señal filtrada y se convierte en comandos de salida para realizar la acción de un dispositivo. Esta etapa se subdivide en extracción, selección y clasificación de características.

Extracción de características: Encargada de extraer características principales de la señal adquirida, utilizando los siguientes métodos: PCA (análisis de componentes principales) e ICA (análisis de componentes independientes) (Rosas Donoso, 2019).

Selección de características: Selecciona las características adecuadas de las señales, para ello, se utilizan los métodos: FFT (Transformada Rápida de Fourier) o PSD (Densidad Espectral de Potencia) y CCA (Análisis de Correlación Canónica) (Albán Escobar y Navarrete Arroyo, 2022).

Clasificación de características: Finalmente, esta etapa transforma las características adquiridas en la etapa de selección y las convierte en comandos de activación de la BCI.

Domótica

Es una metodología para integrar dispositivos eléctricos y electrónicos, mejorando su funcionamiento y logrando que todos estos dispositivos actúen en conjunto, la domótica busca que los aparatos actúen de forma automática según comandos escogidos por el beneficiario que los va a utilizar. (Hernandez G. y otros, 2022)

La domótica busca realizar un control y automatización de actividades de un hogar, con el objetivo de facilitar la vida de los integrantes. La domótica está ligada con IOT, debido a que están relacionados con dispositivos y objetos conectados a internet.

La domótica también busca cumplir con parámetros para tener una buena interacción con el usuario y así mejorar la vida de las personas.

Ahorro energético

Esto se cumple al permitir que los sistemas funcionen de acuerdo a configuraciones según la necesidad del usuario, es decir, los sistemas funcionarán solo cuando sean necesarios.

Seguridad

Existen dispositivos que ayudan a mejorar la seguridad de los hogares, debido a que se puede implementar sistemas con cámaras IP, sensores de movimiento, alarmas, entre otros.

Comodidad

Gracias a la automatización que permite la domótica, los usuarios puede tener mayor comodidad en las acciones que requieran realizar, sin la necesidad de estar cerca o dentro del mismo lugar que el dispositivo que se desea comandar, tan solo con un mando, este cumplirá con acciones deseadas.

Fácil acceso

El sistema domótico es diseñado para todos los usuarios sin tener exclusiones, ayudando a personas con capacidades especiales o limitadas a tener una vida sin depender todo el tiempo de otra persona.

Fácil de instalar

Los sistemas domóticos permiten que cualquier persona los pueda instalar, así como también en cualquier ambiente.

Sistemas Domóticos basados en IOT

Los sistemas que son basados en Internet de las cosas, toman en cuenta la parte económica y técnica.

La parte económica, debido a que los usuarios no pagarán altos costos, es decir, son accesibles.

La parte técnica, puede tener variedades de sensores y actuadores, desde los más sencillos hasta los más sofisticados, estos interactúan entre ellos porque son compatibles con los equipos informáticos de estos tipos de sistemas.

Protocolos para Sistemas Domóticos basados en IOT

Existen dos tipos de protocolos para el envío y recibo de los mensajes en los sistemas y se dividen en: Cliente/servidor y Publicar/suscribir.

Protocolos Cliente/Servidor

Se subdivide en 2 protocolos: HTTP (Hypertext Transfer Protocol) y CoAP (Constrained Application Protocol) que se detallan a continuación.

1. Protocolo HTTP

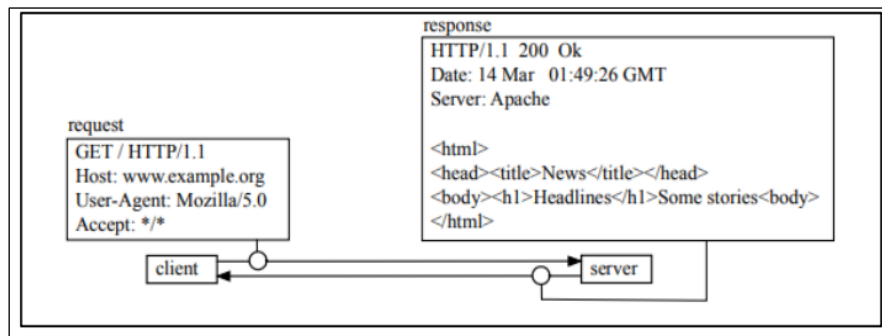
Este protocolo es de tipo Cliente/servidor, en donde se tiene un cliente web y servidores HTTP, es compatible con casi todos los lenguajes de programación.

1.1. Características de HTTP

- Ayuda a encontrar fácilmente errores y corregirlos, debido a que es fácilmente entendido.
- Es escalable, puede crear nuevas funciones y es comprensible conociendo el funcionamiento de cabeceras HTTP.
- Utiliza HTTP cookies, guarda datos de la sesión.

1.2. Arquitectura de HTTP

No necesita conexión todo el tiempo, está basado en TCP (Transmission Control Protocol) orientado a la conexión, también existe la versión HTTP2 en el que se busca conexión más eficiente.

Figura 20**Arquitectura HTTP**

Nota. El gráfico representa funcionamiento del Protocolo HTTP. Tomado de (Bassi, 2021).

2. Protocolo CoAP

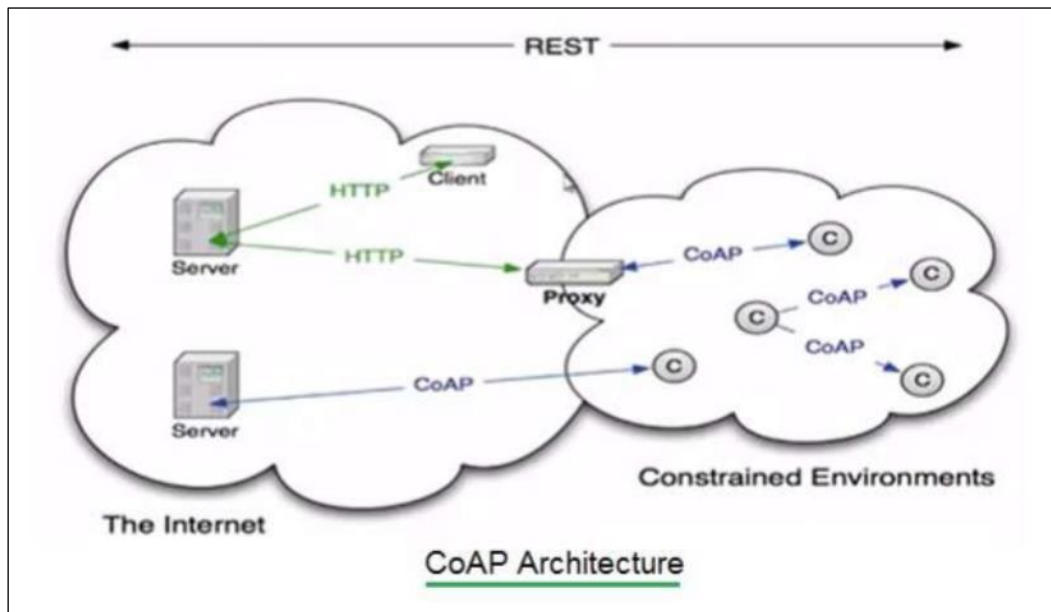
CoAP usa nodos y redes exclusivas en IOT, trabaja como cliente/servidor, este protocolo no consume muchos recursos, por este motivo es muy útil para IOT (Bassi, 2021).

2.1. Características de CoAP

- Es muy liviano en su encabezado.
- Usa protocolo de transporte UDP (User Datagram Protocol) en vez de TCP.
- Los mensajes son cifrados con el uso del protocolo DTLS (Datagram Transport Layer Security).
- Permite conocer los servicios disponibles del servidor en tiempo real.

2.2. Arquitectura de CoAP

Se tiene una solicitud CoAP que se envía por un cliente, una vez recibido, el servidor responde, pero todos estos mensajes son enviados mediante protocolo de transporte que usa datagramas y la información llega de forma asincrónica. En este protocolo se pueden etiquetar los mensajes entre confiable, no confiable, reconocer y reiniciar.

Figura 21*Arquitectura CoAP*

Nota. El gráfico representa funcionamiento del Protocolo CoAP. Tomado de (Bassi, 2021).

Protocolos Publicar/suscribir

Se subdivide en 2 protocolos: AMQP (Advanced Message Queuing Protocol) y MQTT (Message Queuing Telemetry Transport) que se detallan a continuación.

1. Protocolo AMQP

Este protocolo es M2M (Machine to Machine) que funciona en la capa de aplicación, este protocolo es de mensajería flexible, se centra en comunicación de procesos mediante redes IP. La comunicación consiste en tener dos servidores y tiene ayuda de TCP/IP.

1.2. Características AMQP

- Se pueden tener varias sesiones para la conexión y comunicación entre clientes.
- Dentro de una misma sesión permite la comunicación bidireccional.
- Al enviar el mensaje garantiza que haya llegado con respuesta de recibo.
- Controlan el flujo y así evitan que se exceda de mensajes en la aplicación.
- Permite diferentes formas de colas para los mensajes.

1.3. Arquitectura de AMQP

Tiene colas compartidas para que los clientes accedan a las funciones, los mensajes se envían desde el publicador a la cola y el mensaje tiene una clave usada por el bróker.

Los que actúan en este protocolo son:

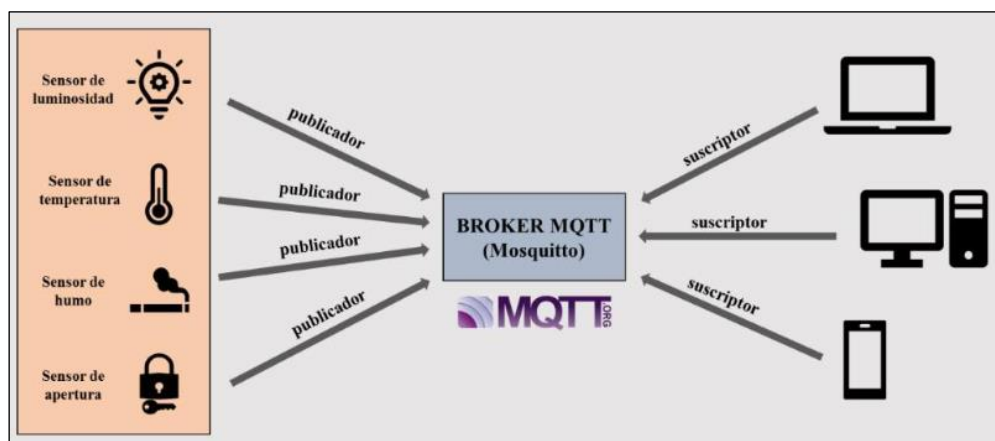
- Colas: Guardan los mensajes publicados hasta que lleguen correctamente a su destinatario.
- Exchange: Recepta los mensajes para enviar a una cola, según la aplicación.
- Binding: Enruta los mensajes.

2. Protocolo MQTT

Este protocolo es muy liviano y se usa en conexiones remotas con anchos de banda muy pequeños, desarrollado por IBM. Se diseñó para el intercambio de mensajes y actualmente es el más usado para IOT (Tobajas B., 2020).

Figura 22

Funcionamiento Protocolo MQTT



Nota. El gráfico representa el esquema de funcionamiento de control de MQTT. Tomado de (Tobajas B., 2020).

2.1. Características Protocolo MQTT

- Para tener una comunicación bidireccional, el protocolo permite a uno de los clientes ser publicador y suscriptor al mismo tiempo.
- Es un protocolo que combinado con TCP/IP, garantizan entregar los datos ordenados y sin errores.
- Tiene solo 2 bytes en la cabecera, debido a esto no satura el tráfico en la red.

2.2. Calidad de Servicio QoS de MQTT

QoS=0: Realiza el mayor esfuerzo al envío de mensajes, es decir, no garantiza la llegada de mensajes y algunos de ellos pueden perderse, tiene metodología fire and forget.

QoS=1: Garantiza la llegada de mensajes, si es que no se entrega la primera vez a tiempo se reenvía el mensaje, provocando que puedan existir duplicados. Los mensajes se guardan en el remitente y en este nivel el receptor actúa como bróker.

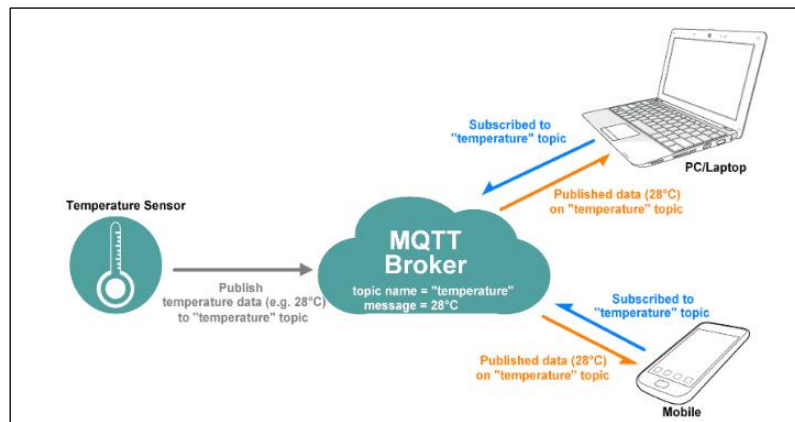
QoS=2: Certifica que los mensajes lleguen una sola vez, este nivel es adecuado para brindar seguridad y garantía en la información.

2.3. Arquitectura de MQTT

Este protocolo usa una arquitectura estrella, con un bróker que gestiona la red y transmite los mensajes, temas creados para las acciones que desea realizar el cliente y suscriptores, por último, se tiene la comunicación entre el cliente que publica a uno o varios temas.

Se debe tomar en cuenta que todos los clientes deben estar conectados con el bróker que envía los mensajes a cada uno de los temas para que los mismos, sean redireccionados a los suscriptores. En conclusión, en esta arquitectura actuarán:

- Publicadores
- Suscriptores
- Bróker.

Figura 23*Funcionamiento Protocolo MQTT*

Nota. El gráfico representa la arquitectura para entender funcionamiento MQTT. Tomado de (FIRTEC, s.f.).

Tarjetas de Desarrollo en Sistemas Domóticos basados en IOT.

Raspberry Pi

Esta tarjeta tiene un computador integrado con sistema Linux y 40 pines, la misma puede configurarse con diferentes sistemas operativos: Windows IoT Core, Ubuntu, entre otros (Miño V., 2021).

Figura 24*Raspberry Pi*

Nota. El gráfico representa una placa Raspberry. Tomado de (pi3g, 2023).

ESP32

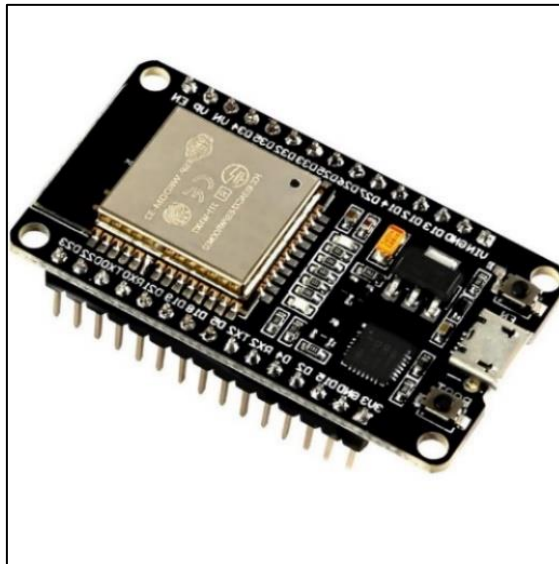
Esta tarjeta facilita el desarrollo de los sistemas IOT gracias a su integración con Wi-Fi, permitiendo un gran alcance y movilidad en las conexiones de internet. ESP32 tiene una velocidad máxima de transmisión de datos de 150 Mbps y un sistema operativo FreeRTOS. (Delgado R., 2023)

Características ESP32

- Puede trabajar en una temperatura de $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ y $125\text{ }^{\circ}\text{C}$.
- En la placa de la tarjeta tiene algunos módulos para regular y garantizar que no existan elementos externos que hagan que el funcionamiento del EPS32 falle.
- Su funcionamiento se puede configurar de dos formas: como sistema independiente y en conjunto como Master/Slave
- Puede ser programado en diferentes lenguajes: Python, Arduino IDE, etc.

Figura 25

Tarjeta de Desarrollo ESP-32



Nota. El gráfico representa la Tarjeta de Desarrollo ESP-32. Tomado de (Espressif, 2023)

Capítulo III

Diseño del Sistema BCI y Domótico

El capítulo explica a detalle el funcionamiento de cada una de las etapas de los sistemas (BCI y Domótico) del presente trabajo, el sistema BCI tiene 3 etapas: adquisición, preprocesamiento y procesamiento de señales EEG, la última etapa está conformada por 2 subetapas: extracción de características y selección de características. Cada una de las etapas y subetapas analiza aspectos importantes a tomar en cuenta para obtener una señal de salida adecuada que permita reconocer la frecuencia de interés, logrando así, valores de exactitud e ITR aceptables. Finalmente, las pruebas offline y online validan el funcionamiento del sistema BCI.

Para el sistema Domótico se tomó en cuenta los siguientes aspectos: dispositivos a controlar, protocolo, funcionamiento y diseño de hardware para la comunicación de todo el sistema.

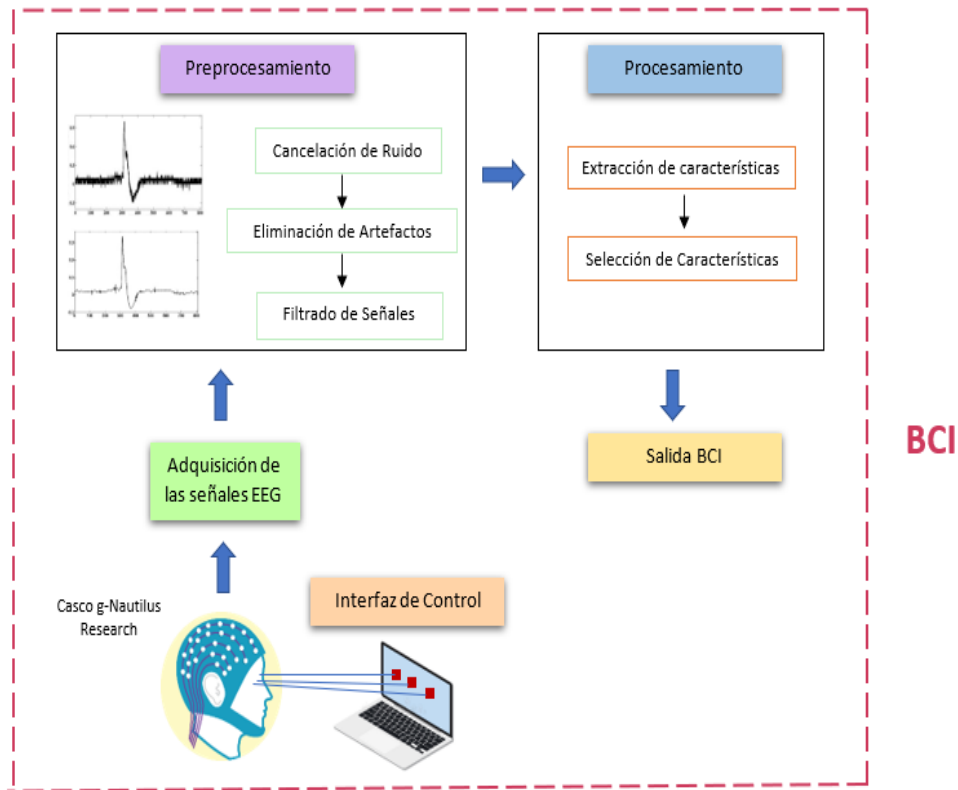
Sistema BCI

Arquitectura BCI

La Figura 26, muestra la estructura de la BCI con cada una de las etapas consideradas para el desarrollo del sistema.

Figura 26

Arquitectura BCI



Nota. El gráfico representa las Etapas de una BCI con cada uno de los pasos a realizar.

Etapas BCI

Adquisición de señales EEG

La adquisición de señales toma en cuenta 2 tipos de pruebas: offline y online. Para las pruebas offline, se realizó una búsqueda en laboratorios especializados en BCI, obteniendo como resultado, una base de datos de la Universidad de California "San Diego" (Murillo López, 2021), a continuación, la tabla 3, muestra las características de la base de datos.

Tabla 3*Características de la base de datos a utilizar*

Característica	Descripción
Nombre de Archivo	SXXtrainEEG.mat: datos de EEG del tren del sujeto XX
Tipo de señal	EEG
Paradigma	SSVEP
Frecuencia de muestreo	256 Hz
Frecuencias utilizadas	[9,25, 11,25, 13,25, 9,75, 11,75, 13,75, 10,25, 12,25, 14,25, 10,75, 12,75, 14,75]
Canales	8
Nombre de electrodos usados	O1, O2, OZ, PO7, PO3, POZ, PO4, PO8
Número de muestras	1025
Ventana	4 s
Retardo	0.135 s

Nota. La tabla representa las características de base de datos que se va a utilizar para las pruebas offline. Tomado de (Wnag y otros, 2015).

El casco g- Nautilus Research es utilizado en la adquisición de las señales EEG para pruebas online cumpliendo con el sistema internacional 10-20, el casco es compatible con la API de Matlab R2015a que permite configurar el formato de almacenamiento de la señal, es decir, número de muestras, tiempo de grabación, frecuencia de muestreo y canales.

Posteriormente, el casco g-Nautilus Research es colocado a los sujetos de prueba bajo el sistema internacional 10-20, según la Figura 27, como se menciona en el Capítulo II, con una configuración específica para ubicar los electrodos en zonas estratégicas, permitiendo adquirir información de las señales cerebrales según el paradigma de trabajo. Es necesario considerar los electrodos de tierra y referencia ubicados en los mastoides (hueso localizado detrás de las orejas), conforme a la Figuras 28.

Figura 27

Colocación del Casco g-Nautilus Research



Nota. El gráfico representa la verificación de la correcta colocación del casco.

Figura 28

Revisión colocación electrodos.

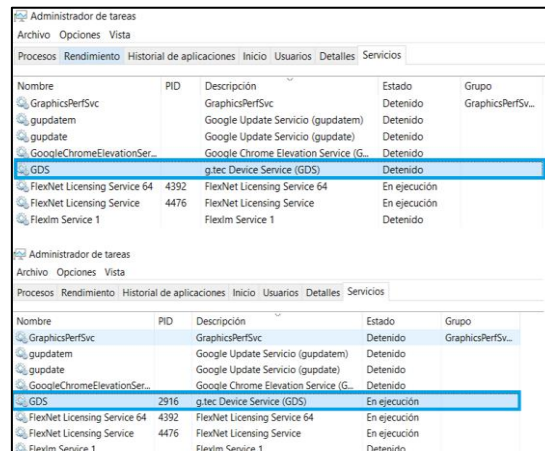


Nota. El gráfico representa la forma de colocación de electrodos de tierra y referencia con el casco g-Nautilus Research.

Después de colocar correctamente el casco, se procede a encender el servicio g.tec Device Service (GDS), permitiendo la comunicación entre la estación base (base station) que se conecta al computador y los auriculares (headset). Esto se muestra en la Figura 29.

Figura 29

Activación servicio g.tec



Nota. El gráfico representa la activación del servicio g.tec

A continuación, se encienden los auriculares ubicados en la malla del casco, presionando el botón de encendido por 2 segundos hasta que este se sincronice con la estación base, esto es verificable visualizando el parpadeo simultaneo de los leds de ambos dispositivos, como indica la Figura 30.

Figura 30

Sincronización de estación base con auricular



Nota. El gráfico representa la sincronización de la estación base con el auricular.

Una vez sincronizado el sistema, ya es posible realizar la adquisición de las señales, sin embargo, hay que tomar en cuenta la frecuencia de muestreo a la que trabaja el casco

Figura 32

Configuración de Filtros en la adquisición de señales EEG

```

gnautilus_config.Channels(1,i).Available = true;
gnautilus_config.Channels(1,i).Acquire = true;
% set sensitivity to 187.5 mV
gnautilus_config.Channels(1,i).Sensitivity = supported_sensitivities(2);
% do not use channel for CAR and noise reduction
gnautilus_config.Channels(1,i).UsedForNoiseReduction = true;
gnautilus_config.Channels(1,i).UsedForCAR = true;
% do not use filters
gnautilus_config.Channels(1,i).BandpassFilterIndex = 21;
gnautilus_config.Channels(1,i).NotchFilterIndex = 1;
% do not use a bipolar channel
gnautilus_config.Channels(1,i).BipolarChannel = -1;

```

Nota. El gráfico representa la configuración de filtros en la adquisición de señales EEG.

Procesamiento

Esta etapa de la BCI toma en cuenta los algoritmos definidos a continuación, realizando pruebas con cada uno de ellos para escoger los métodos de extracción y selección de características con mejor respuesta, tanto en exactitud como en ITR.

Extracción de características

PCA (Análisis de Componentes Principales)

PCA transforma los datos a un sistema de coordenadas ortogonal que obtiene las varianzas de las señales adquiridas y posteriormente, son colocadas en forma descendente desde los puntos con mayor varianza hasta los de menor varianza, estos valores se llaman “Componentes principales”; entre ellos son seleccionados los que presentan más información. En este trabajo se escoge las 3 componentes principales con mayor varianza, permitiendo la reducción en el tiempo de procesamiento del sistema, al escoger la información más relevante. Matlab utiliza el comando “pca” que entrega coeficientes, puntuaciones y varianzas de los componentes principales para determinar los datos con más información y trabajar con ellos (Sanchez, 2012).

ICA

ICA (Análisis de componentes independientes) permite separar la señal de encefalografía adquirida mediante un estímulo para generar una combinación lineal de “Componentes Independientes”, es decir, se encarga de agrupar los datos según su semejanza, para eliminar artefactos que pueda tener la señal (Albán Escobar y Navarrete Arroyo, 2022).

Este método utiliza la función “rica” de Matlab, para obtener las componentes independientes con las que se va a trabajar en el sistema BCI.

Selección de características

LASSO

Es una regresión que suma penalizaciones según el modelo lo considere, las penalizaciones provocan que los coeficientes de regresión tiendan a cero, provocando que estos no sean tomados en cuenta en el modelo, así es como LASSO seleccionará la información de la señal que sea más relevante para determinar la frecuencia que ha escogido el usuario (Amat, 2020).

$$RSS_{lasso} = \sum_{i=1}^n (y_i - f(x_i))^2 + \lambda \sum_{j=1}^p |\beta_j| \quad (1)$$

La ecuación de Lasso está conformada por el modelo lineal de mínimos cuadrados y una penalización de coeficientes de regresión, cuando $\lambda = 0$, no se toma el valor de penalizaciones dentro de este modelo y a medida que λ va aumentando, mayor es la penalización y el modelo excluirá más datos de la señal, por esta razón, se debe escoger un valor de lambda adecuado para que exista una selección efectiva. La función “lasso” de Matlab permite realizar este método.

CCA

Es un método de selección de características que compara la relación existente entre una señal EEG (obtenida) denominada “X” y señales ideales de distintas frecuencias

llamadas Y_n donde $n = 1, 2, 3 \dots n$ según el número de frecuencias del sistema BCI, estas señales ideales son de tipo seno y tienen frecuencias específicas, esto se realiza con métodos estadísticos de correlación entre dichas señales, encontrando coeficientes canónicos que muestren la semejanza de X e Y .

$$Y = \begin{pmatrix} \sin(2\pi f_k t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi N_n f_k t) \end{pmatrix}; t = \frac{1}{S}, \frac{2}{S}, \dots, \frac{T}{S} \quad (2)$$

La ecuación anterior conforma las señales ideales de tipo seno. En la programación de Matlab se usa la función “canoncorr”, para realizar el análisis de correlación canónica. (De la Cruz Guevara, 2021)

PSD

La densidad espectral de potencia (PSD) puede utilizar la transformada de Fourier al cuadrado para identificar las “Características de PSD” y conocer la energía distribuida en la señal con el objetivo de seleccionar la información más relevante y trabajar con ella.

(Medina y otros, 2018)

$$P(f_k) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \exp(-j2\pi f_k n) \right|^2 \quad (3)$$

Análisis para la selección de métodos en el procesamiento de la BCI

Se realiza un análisis para seleccionar el método adecuado en la extracción y selección de características para el diseño de la BCI, cabe recalcar que este análisis es desarrollado con la base de datos de la Universidad de California (San Diego). Esto es evaluado mediante métricas como exactitud e ITR que se explican a continuación.

Exactitud: Es la unidad de medida que se acerca al valor real en una medición, en este caso, indica que tan aproximada es la frecuencia obtenida en la adquisición de las señales, en comparación a la frecuencia esperada.

ITR: Parámetro de relevancia para analizar la velocidad en la comunicación de sistemas de control como las BCI, esta información es medida en bits por minuto (bpm), por lo tanto, entre más alto sea el valor de ITR, mejor es la respuesta del sistema.

Análisis de los métodos de Selección de características

Esta sección escoge el método de selección apropiado para este sistema mediante el parámetro de exactitud, para ello, se utiliza la base datos de 10 sujetos de prueba mencionada anteriormente en la adquisición de señales.

Tabla 4

Valores obtenidos de exactitud para los métodos CCA, LASSO y PSD

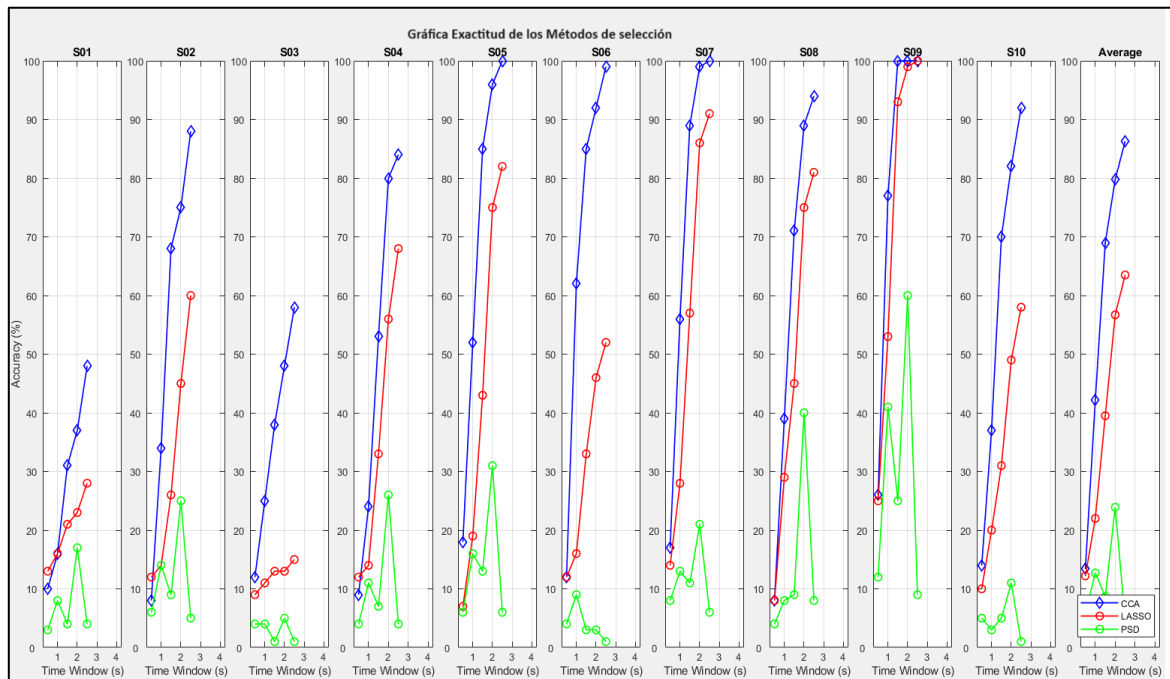
Exactitud			
Sujeto de Prueba	CCA	LASSO	PSD
SO1	48	28	17
SO2	88	60	25
SO3	58	15	5
SO4	84	68	26
SO5	100	82	31
SO6	99	52	3
SO7	100	91	21
SO8	92	58	40
SO9	100	100	60
S10	92	58	11

Nota. La tabla representa los valores obtenidos de exactitud para los métodos CCA, LASSO y PSD de los diez usuarios, de la base de datos escogida.

La Figura 33 presenta el método de selección de características con mejores resultados, donde CCA en comparación de LASSO y de PSD, obtuvo una exactitud mayor en todos los usuarios, con un promedio de 86.31% a los 2.5 segundos, un 63.5% a los 2.5 segundos con LASSO y 23.9% a los 2 segundos con PSD, por esta razón se ha decidido escoger el método de selección CCA en el diseño de la BCI.

Figura 33

Gráfica de exactitud de los métodos de Selección.



Nota. La gráfica representa la comparación de exactitud en los métodos de selección de características: CCA, LASSO y PSD.

Análisis de combinaciones de métodos de extracción y selección de características.

Una vez realizado el análisis entre métodos de selección de características y determinar que el mejor de ellos es CCA, se lleva a cabo la combinación entre métodos de extracción y selección de características para corroborar que los métodos que se escogen para este sistema son los más adecuados y presentan mejores resultados en la detección de una frecuencia para una señal EEG.

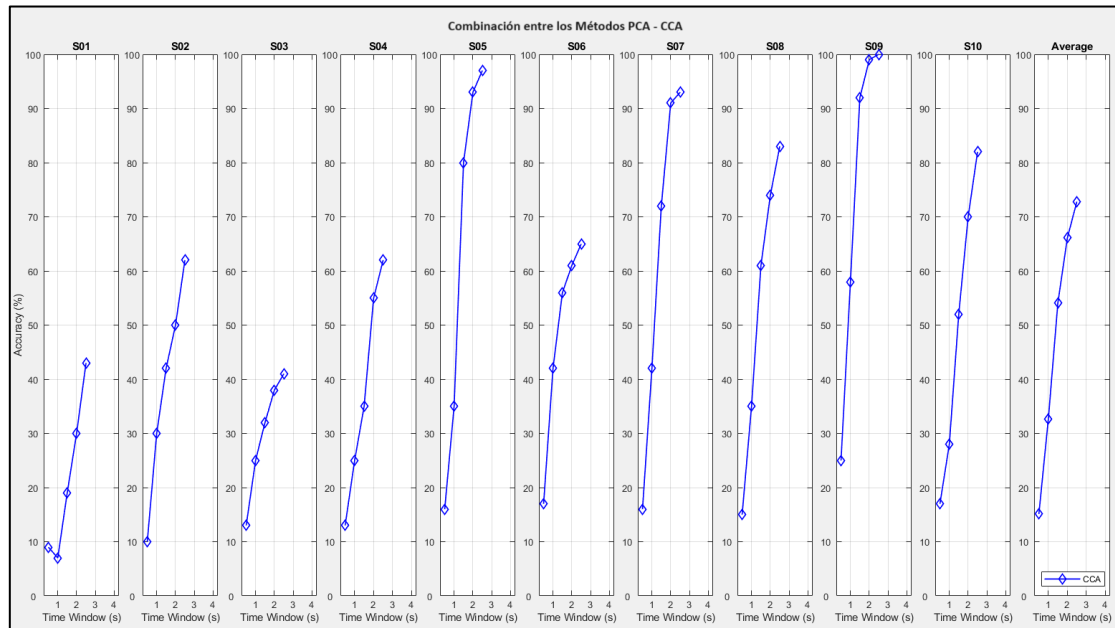
Combinación 1:

- Método de Extracción de características: PCA
- Método de Selección de características: CCA

Como se puede visualizar en la Figura 34 el sujeto de prueba 9, presenta mejores resultados, llegando a un 100% de exactitud con esta combinación, un promedio global de todos los usuarios de un 73% de exactitud y un ITR de 19.29 bit/min.

Figura 34

Gráfica de exactitud de la combinación de los métodos PCA-CCA



Nota. La gráfica representa la exactitud de los sujetos de la base de datos con las combinaciones de PCA-CCA.

Debido a que el sujeto 9 tiene mayor exactitud, se presenta la matriz de confusión de dicho usuario evidenciando que la frecuencia con mayor número de aciertos es la 3 con una frecuencia de 9.75 Hz, teniendo un 6% de error con las frecuencias 1, 2 y 6, la frecuencia que menor detección muestra es la 4 con una frecuencia 11.75 Hz y confunde las frecuencias 1,3,7 y 9. en un 40%.

Figura 35

Matriz de Confusión de la combinación de los métodos PCA - CCA

Matriz de Confusión PCA-CCA											
Output Class	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	36 7.2%	1 0.2%	1 0.2%	8 1.6%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	0 0.0%	2 0.4%	2 0.4%	70.6% 29.4%
2	0 0.0%	36 7.2%	1 0.2%	0 0.0%	4 0.8%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	85.7% 14.3%
3	8 1.6%	6 1.2%	47 9.4%	3 0.6%	4 0.8%	8 1.6%	4 0.8%	6 1.2%	8 1.6%	6 1.2%	47.0% 53.0%
4	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	30 6.0%	0 0.0%	0 0.0%	3 0.6%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	85.7% 14.3%
5	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	38 7.6%	0 0.0%	0 0.0%	2 0.4%	0 0.0%	0 0.0%	95.0% 5.0%
6	1 0.2%	1 0.2%	1 0.2%	0 0.0%	1 0.2%	39 7.8%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	1 0.2%	86.7% 13.3%
7	0 0.0%	1 0.2%	0 0.0%	5 1.0%	1 0.2%	0 0.0%	40 8.0%	0 0.0%	0 0.0%	5 1.0%	76.9% 23.1%
8	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	1 0.2%	1 0.2%	42 8.4%	0 0.0%	0 0.0%	93.3% 6.7%
9	3 0.6%	0 0.0%	0 0.0%	4 0.8%	0 0.0%	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	38 7.6%	1 0.2%	80.9% 19.1%
10	1 0.2%	5 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	1 0.2%	1 0.2%	0 0.0%	1 0.2%	33 6.6%	76.7% 23.3%
	72.0% 28.0%	72.0% 28.0%	94.0% 6.0%	60.0% 40.0%	76.0% 24.0%	78.0% 22.0%	80.0% 20.0%	84.0% 16.0%	76.0% 24.0%	66.0% 34.0%	75.8% 24.2%
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	Target Class										

Nota. La gráfica representa la matriz de confusión entre el método de extracción (PCA) y el método de selección (CCA) del sujeto S09 de la base de datos.

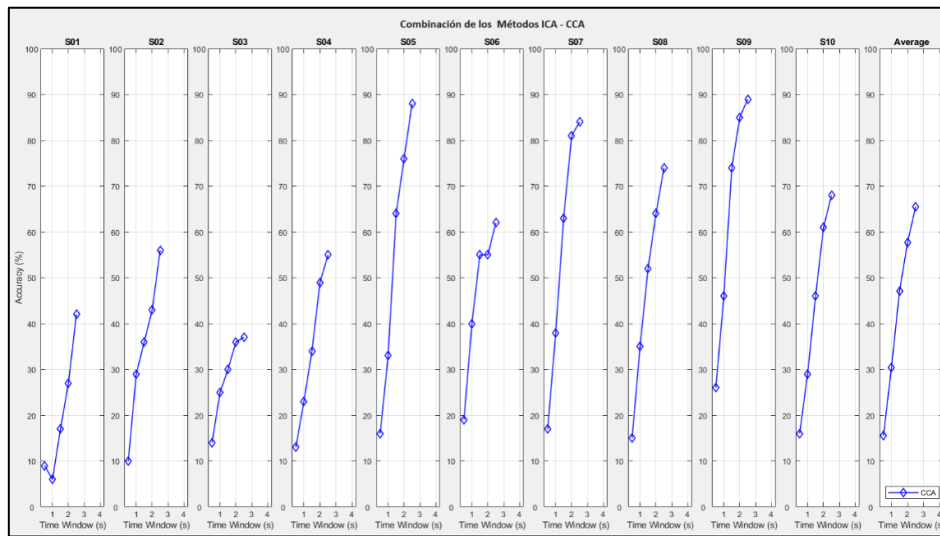
Combinación 2:

- Método de Extracción de características: ICA
- Método de Selección de características: CCA

En la Figura 36, el sujeto 9 muestra mayor exactitud con un 78% y un promedio de todos los usuarios de un 67% de exactitud e ITR de 14.74 bit/min, sin embargo, en la combinación 1, el usuario 9 obtuvo un 100%, llegando así a la conclusión que la combinación de PCA y CCA, presentan mejores resultados que esta combinación.

Figura 36

Gráfica de exactitud de la combinación de los métodos ICA - CCA



Nota. La gráfica representa la exactitud con las combinaciones de ICA – CCA.

Figura 37

Matriz de Confusión de la combinación de los métodos ICA - CCA

Output Class	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Total
1	25 5.0%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	96.2%
2	0 0.0%	25 5.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100%
3	1 0.2%	0 0.0%	26 5.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	96.3%
4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	15 3.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100%
5	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	24 4.8%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100%
6	8 1.6%	5 1.0%	11 2.2%	5 1.0%	4 0.8%	49 9.8%	6 1.2%	6 1.2%	7 1.4%	2 0.4%	47.6%
7	3 0.6%	4 0.8%	1 0.2%	15 3.0%	6 1.2%	0 0.0%	40 8.0%	2 0.4%	0 0.0%	4 0.8%	53.3%
8	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	5 1.0%	0 0.0%	0 0.0%	40 8.0%	0 0.0%	1 0.2%	85.1%
9	11 2.2%	3 0.6%	9 1.8%	12 2.4%	4 0.8%	1 0.2%	1 0.2%	1 0.2%	43 8.6%	0 0.0%	50.6%
10	1 0.2%	13 2.6%	3 0.6%	2 0.4%	7 1.4%	0 0.0%	3 0.6%	1 0.2%	0 0.0%	43 8.6%	58.9%
Total	50.0%	50.0%	52.0%	30.0%	48.0%	98.0%	80.0%	80.0%	86.0%	86.0%	66.0%

Nota. La gráfica representa la matriz de confusión entre ICA y CCA del sujeto S09.

En este caso, la matriz de confusión del usuario 9 evidencia que la frecuencia con mayor número de aciertos es la frecuencia 6 de 10.25 Hz, con un error de 2% al confundirse con la frecuencia 9,asimismo, la frecuencia con menor número de aciertos es la 4 con una frecuencia de 11.75 Hz y se equivoca en un 70% con las frecuencias 1,6,7,9,10.

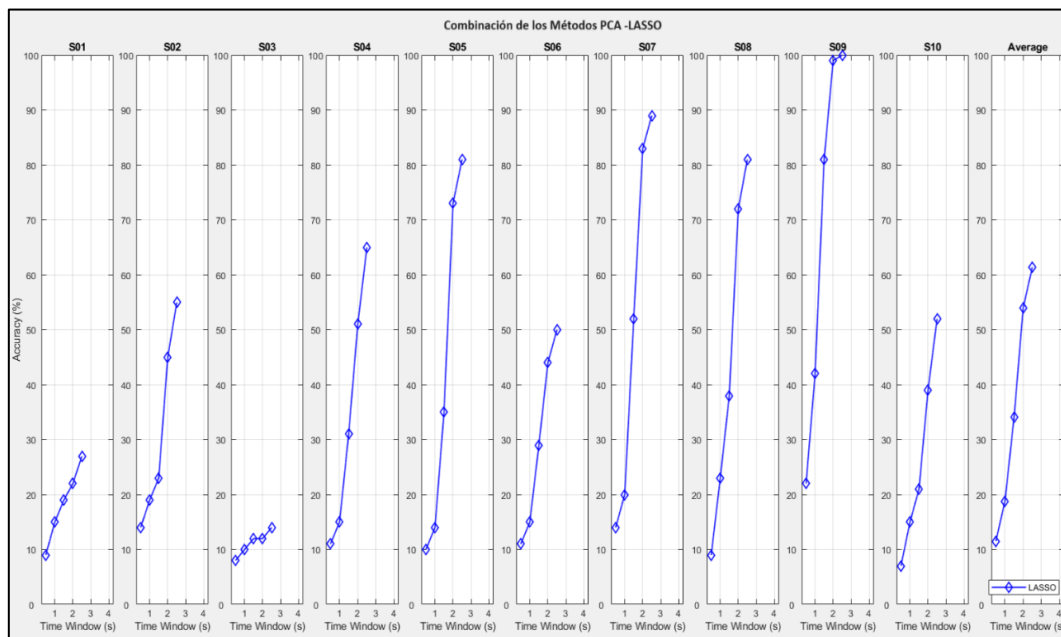
Combinación 3:

- Método de Extracción de características: PCA
- Método de Selección de características: LASSO

En la combinación 3, la respuesta de los sujetos con respecto a la exactitud es decreciente a comparación de la combinación 1 con un promedio de exactitud de 62% y un ITR de 11.73 bit/min, no obstante, el sujeto 9 es el único que llega hasta un 99% de exactitud, por este motivo, en la Figura 38 se realiza la matriz de confusión solo con este sujeto para analizar detalladamente las frecuencias que reconoce mejor el sistema.

Figura 38

Gráfica de exactitud de la combinación de los métodos PCA - LASSO



Nota. La gráfica representa la exactitud con las combinaciones de PCA – LASSO.

Para esta combinación, el sujeto 9 presenta mejores resultados; analizando la matriz de confusión de dicho usuario, se evidenció en la Figura 39 que la frecuencia mejor reconocida es la 6 de 10.25 Hz con 96% de exactitud y la frecuencia con menor detección es la 4 de 11.75 Hz, con un 54% de exactitud.

Figura 39

Matriz de Confusión de la combinación de los métodos ICA - CCA

Output Class	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Accuracy
1	31 6.2%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	93.9% 6.1%
2	0 0.0%	31 6.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
3	0 0.0%	0 0.0%	39 7.8%	1 0.2%	0 0.0%	1 0.2%	0 0.0%	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	92.9% 7.1%
4	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	27 5.4%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	93.1% 6.9%
5	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	32 6.4%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	100% 0.0%
6	7 1.4%	3 0.6%	6 1.2%	2 0.4%	1 0.2%	48 9.6%	5 1.0%	5 1.0%	7 1.4%	2 0.4%	55.8% 44.2%
7	1 0.2%	2 0.4%	0 0.0%	9 1.8%	3 0.6%	0 0.0%	40 8.0%	2 0.4%	0 0.0%	4 0.8%	65.6% 34.4%
8	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	4 0.8%	0 0.0%	0 0.0%	40 8.0%	0 0.0%	1 0.2%	87.0% 13.0%
9	8 1.6%	2 0.4%	5 1.0%	8 1.6%	3 0.6%	1 0.2%	1 0.2%	1 0.2%	43 8.6%	0 0.0%	59.7% 40.3%
10	1 0.2%	12 2.4%	0 0.0%	2 0.4%	6 1.2%	0 0.0%	3 0.6%	1 0.2%	0 0.0%	43 8.6%	63.2% 36.8%
	62.0% 38.0%	62.0% 38.0%	78.0% 22.0%	54.0% 46.0%	64.0% 36.0%	96.0% 4.0%	80.0% 20.0%	80.0% 20.0%	86.0% 14.0%	86.0% 14.0%	74.8% 25.2%
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	Target Class										

Nota. La gráfica representa la matriz de confusión entre el método de extracción (PCA) y el método de selección (LASSO) del sujeto S09 de la base de datos.

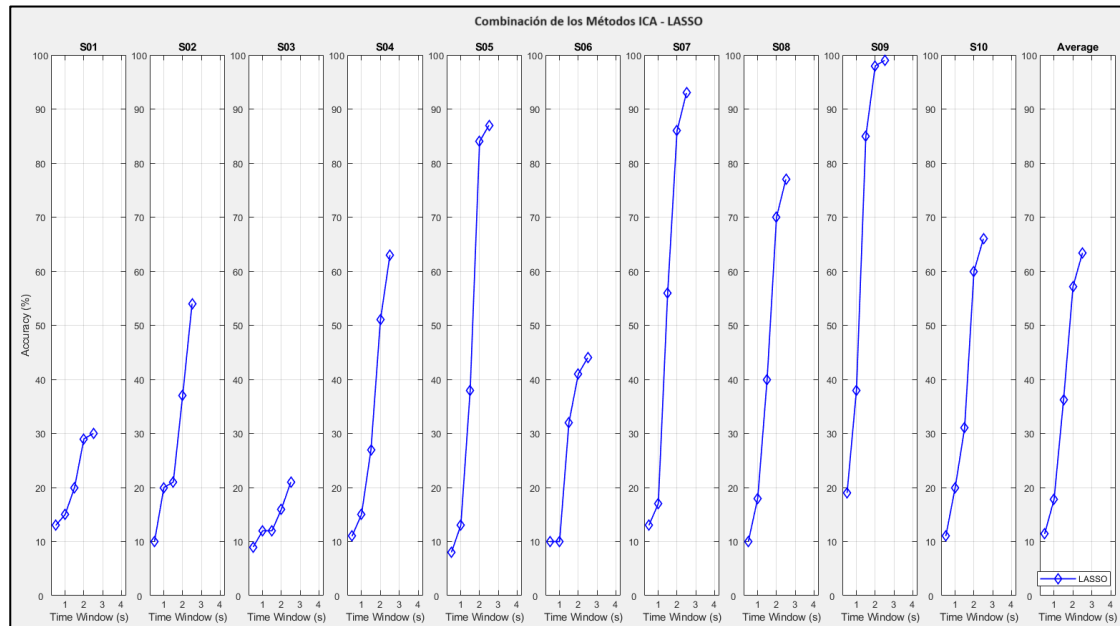
Combinación 4:

- Método de Extracción de características: ICA
- Método de Selección de características: LASSO

En esta combinación, el sujeto 9 resalta por su alto rendimiento en exactitud con un 97% y un promedio general de todos los sujetos de 63.4 % de exactitud e ITR de 12.70 bit/min, como indica la Figura 40.

Figura 40

Gráfica de exactitud con la combinación ICA - LASSO



Nota. La gráfica representa la exactitud de los sujetos de la base de datos con las combinaciones de ICA – LASSO.

Para realizar un análisis detallado de las frecuencias de detección, se toma en cuenta al sujeto con mejor exactitud; al observar la figura 40 el sujeto con mejores resultados es el 9. Realizando la matriz de confusión de dicho sujeto como se observa en la Figura 41, la frecuencia con mayor número de aciertos es la 3 (9.75 Hz) que presenta un margen de error del 10% y la frecuencia que menor detección muestra es la 10 (12.75 Hz) que confunde en un 46% a las frecuencias 1 (11.25 Hz),3 (9.75 Hz),4 (11.75 Hz),5 (13.75),6 (10.25 Hz),7 (12.25 Hz),9 (10.75 Hz), esto es provocado, porque la frecuencia de 12.75 Hz es alta para la detección del ojo humano.

Figura 41

Matriz de Confusión de la combinación de los métodos ICA - LASSO

Matriz de Confusión ICA-LASSO											
Output Class	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	29 5.8%	1 0.2%	0 0.0%	4 0.8%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	2 0.4%	78.4% 21.6%
2	1 0.2%	31 6.2%	0 0.0%	0 0.0%	2 0.4%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	91.2% 8.8%
3	11 2.2%	10 2.0%	45 9.0%	9 1.8%	8 1.6%	10 2.0%	11 2.2%	6 1.2%	8 1.6%	9 1.8%	35.4% 64.6%
4	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	29 5.8%	0 0.0%	0 0.0%	2 0.4%	1 0.2%	0 0.0%	1 0.2%	87.9% 12.1%
5	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	31 6.2%	0 0.0%	2 0.4%	4 0.8%	1 0.2%	1 0.2%	75.6% 24.4%
6	5 1.0%	5 1.0%	4 0.8%	2 0.4%	2 0.4%	38 7.6%	2 0.4%	1 0.2%	2 0.4%	4 0.8%	58.5% 41.5%
7	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	3 0.6%	0 0.0%	0 0.0%	31 6.2%	1 0.2%	0 0.0%	4 0.8%	79.5% 20.5%
8	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	1 0.2%	1 0.2%	35 7.0%	1 0.2%	0 0.0%	87.5% 12.5%
9	2 0.4%	1 0.2%	1 0.2%	2 0.4%	5 1.0%	1 0.2%	1 0.2%	1 0.2%	37 7.4%	2 0.4%	69.8% 30.2%
10	0 0.0%	2 0.4%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	0 0.0%	0 0.0%	1 0.2%	0 0.0%	27 5.4%	87.1% 12.9%
	58.0% 42.0%	62.0% 38.0%	90.0% 10.0%	58.0% 42.0%	62.0% 38.0%	76.0% 24.0%	62.0% 38.0%	70.0% 30.0%	74.0% 26.0%	54.0% 46.0%	66.6% 33.4%
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	Target Class										

Nota. La gráfica representa la matriz de confusión entre el método de extracción (ICA) y el método de selección (CCA) del sujeto S09 de la base de datos.

Combinación 5:

- Método de Extracción de características: PCA
- Método de Selección de características: PSD

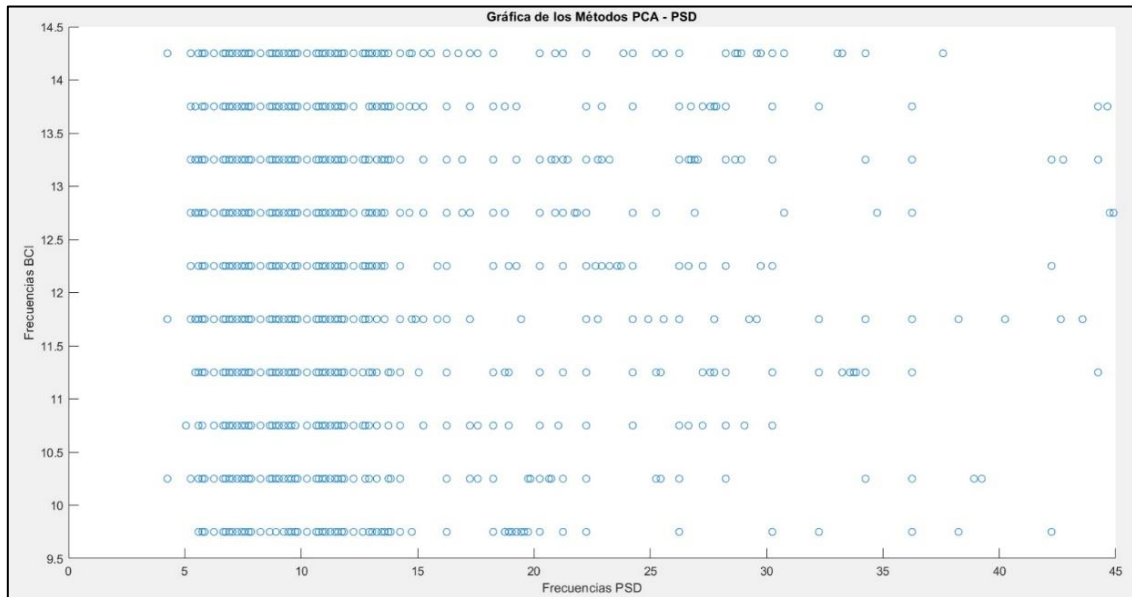
PSD permite encontrar la frecuencia con mayor potencia en cada instante de tiempo, considerando una ventana de 4 segundos con pasos de 0,5 para segmentar la señal y sea analizada minuciosamente.

A continuación, la Figura 42 indica la combinación de los métodos PCA y PSD, mostrando las frecuencias encontradas vs las frecuencias consideradas para la BCI. Debido a que el método PSD no tiene un factor que mida que tanto se parece la frecuencia

encontrada con la frecuencia esperada, el mismo, presenta una exactitud baja a comparación de los demás, como resultado, este método queda descartado para el sistema BCI.

Figura 42

Gráfica de dispersión con la combinación entre los métodos PCA – PSD



Nota. La gráfica representa la dispersión de todas las frecuencias para cada uno de los sujetos de prueba de la base de datos con las combinaciones de PCA – LASSO.

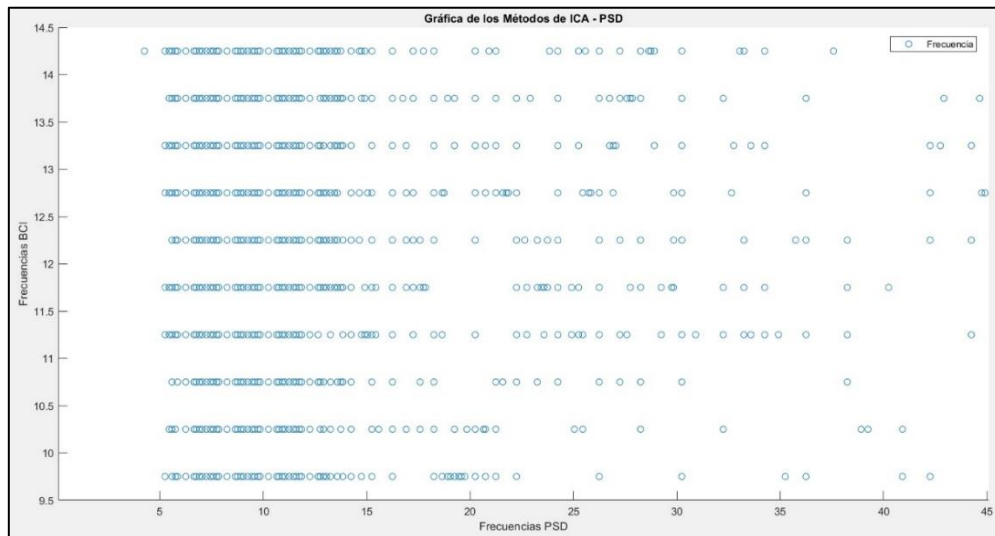
Combinación 6:

- Método de Extracción de características: ICA
- Método de Selección de características: PSD

De igual manera que en la combinación 5, el método PSD, presenta una exactitud muy baja, por ese motivo, en la fase de selección de características el método PSD es excluido, esto se lo puede corroborar en la Figura 43.

Figura 43

Gráfica de dispersión con la combinación entre los métodos ICA – PSD



Nota. La gráfica representa la dispersión de todas las frecuencias para cada uno de los sujetos de prueba de la base de datos con las combinaciones de ICA – LASSO.

Tabla 5

Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 1 y 2

Sujeto Base de Datos	Extracción	selección	Accuracy/Exactitud	ITR
S01	PCA	CCA	21.60%	3.00
	ICA	CCA	20.40%	2.61
	PCA	LASSO	18.40%	1.29
	ICA	LASSO	22.60%	2.58
	PCA	PSD	10.00%	0.72
	ICA	PSD	9.30%	0.60
	PCA	CCA	38.80%	10.66
	ICA	CCA	35.80%	8.81
S02	PCA	LASSO	31.20%	6.34
	ICA	LASSO	29.80%	6.11
	PCA	PSD	19.10%	1.33
	ICA	PSD	17.50%	1.15

Nota. La gráfica representa los valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 1 y 2 en la base de datos.

Tabla 6

Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 3 y 4

Sujeto Base de Datos	Extracción	Selección	Accuracy/Exactitud	ITR
S03	PCA	CCA	29.80%	5.33
	ICA	CCA	28.20%	4.56
	PCA	LASSO	11.20%	0.45
	ICA	LASSO	14.80%	0.61
	PCA	PSD	5.00%	0.35
	ICA	PSD	3.00%	0.21
S04	PCA	CCA	38.00%	10.00
	ICA	CCA	33.80%	7.47
	PCA	LASSO	34.60%	8.73
	ICA	LASSO	35.00%	9.25
	PCA	PSD	23.00%	1.60
	ICA	PSD	21.30%	1.49

Nota. La gráfica representa los valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 3 y 4 en la base de datos.

Tabla 7

Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 5 y 6

Sujeto Base de Datos	Extracción	selección	Accuracy/Exactitud	ITR
S05	PCA	CCA	64.20%	32.93
	ICA	CCA	56.20%	23.83
	PCA	LASSO	42.60%	15.05
	ICA	LASSO	46.20%	17.85
	PCA	PSD	25,00%	1.75
	ICA	PSD	21,90%	1.53
S06	PCA	CCA	48.20%	16.64
	ICA	CCA	45.80%	14.82
	PCA	LASSO	29.80%	5.83
	ICA	LASSO	27.40%	4.88
	PCA	PSD	9.00%	0.63
	ICA	PSD	7.20%	0.52

Nota. La gráfica representa los valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 5 y 6 en la base de datos.

Tabla 8

Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 7 y 8

Sujeto Base de Datos	Extracción	selección	Accuracy/Exactitud	ITR
S07	PCA	CCA	62.80%	30.56
	ICA	CCA	57.20%	24.51
	PCA	LASSO	51.60%	21.30
	ICA	LASSO	53.60%	23.56
	PCA	PSD	19.30%	2.30
	ICA	PSD	15.00%	1.10
S08	PCA	CCA	53.60%	21.4
	ICA	CCA	48.60%	17.01
	PCA	LASSO	44.60%	15.77
	ICA	LASSO	44.00%	15.81
	PCA	PSD	20.00%	4.30
	ICA	PSD	17.00%	3.20

Nota. La gráfica representa los valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 7 y 8 en la base de datos.

Tabla 9

Valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 9 y 10

Sujeto Base de Datos	Extracción	selección	Accuracy/Exactitud	ITR
S09	PCA	CCA	74.80%	44.09
	ICA	CCA	64.80%	31.33
	PCA	LASSO	68.80%	37.58
	ICA	LASSO	67.40%	35.54
	PCA	PSD	15.00%	0.70
	ICA	PSD	13.70%	0.52
S10	PCA	CCA	49.80%	18.27
	ICA	CCA	42.00%	12.42
	PCA	LASSO	26.80%	4.977
	ICA	LASSO	37.60%	10.82
	PCA	PSD	8.00%	0.20
	ICA	PSD	5.20%	0.13

Nota. La gráfica representa los valores obtenidos de exactitud e ITR de los sujetos de prueba 9 y 10 en la base de datos.

Las tablas 5, 6, 7, 8 y 9 evidencian los valores obtenidos de exactitud e ITR de las diferentes combinaciones para cada uno de los sujetos, el mejor resultado es el sujeto 9 (S09) con la combinación de los métodos PCA y CCA, obteniendo así, una exactitud de 75,8% y un ITR de 45.47 bit/min, en conclusión, los métodos óptimos para realizar el procesamiento del sistema BCI son los siguientes:

- **Extracción de características:** Método PCA.
- **Selección de características:** Método CCA.

Pruebas

Una vez desarrollado el diseño de la BCI se lleva a cabo las pruebas offline y online.

Offline

Las pruebas offline proponen una trama con el objetivo de ejemplificar una escena real, esta trama tiene tres configuraciones concatenadas de los dispositivos: Luz, Tv y Tv Box con las acciones: seleccionar, encender, apagar y retornar al menú principal como muestra la siguiente tabla:

Tabla 10

Trama para las pruebas offline

Dispositivo	Frecuencia de selección	Frecuencia de encendido	Frecuencia de apagado	Frecuencia de retorno
Luz	1	4	5	8
TV	2	6	7	8
TV BOX	3	9	10	8

Nota. La tabla representa la trama que contiene las frecuencias de los tres dispositivos para realizar las funciones: seleccionar, encender, apagar y retornar al menú principal.

Los valores del 1 al 10 representados en la tabla anterior corresponden a una frecuencia específica, como presenta la tabla 11:

Tabla 11

Enumeración correspondiente para cada una de las frecuencias

Enumeración	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Frecuencia (Hz)	11.25	13.25	9.75	11.75	13.75	10.25	12.25	14.25	10.75	12.75

Nota. La tabla representa la enumeración de las frecuencias para las pruebas offline.

La base de datos tomada para estas pruebas tiene 10 repeticiones de 4 segundos en cada frecuencia, con el fin de obtener un análisis más detallado. Las pruebas offline ejecutan 50 experimentos de los 5 mejores sujetos para verificar el funcionamiento. Según las tablas 5, 6, 7, 8 y 9 los sujetos con mejor rendimiento son: S05, S07, S08, S09, S10.

Sujeto 5 (S05): Este sujeto de prueba tiene un promedio de exactitud de 98.33% y un ITR de 68.26 bits/min.

Tabla 12

Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S05

Sujeto de prueba	Tramas	Exactitud (%)	ITR (bit/min)
S05	Trama 1-Trial 1	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 2	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 3	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 4	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 5	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 6	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 7	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 8	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 9	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 10	100.00	71.16
	Promedio	98.33	68.26

Nota. La tabla representa los valores de exactitud e ITR para el sujeto de prueba S05.

Sujeto 7 (S07): El sujeto de prueba 7, tiene un promedio de exactitud de 59.16% y un ITR de 25.67 bits/min, como se observa en la tabla 13.

Tabla 13

Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S07

Sujeto de prueba	Tramas	Exactitud	ITR
S07	Trama 1-Trial 1	50.00	15.79
	Trama 1-Trial 2	41.66	10.56
	Trama 1-Trial 3	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 4	83.33	45.94
	Trama 1-Trial 5	75.00	36.82
	Trama 1-Trial 6	41.66	10.56
	Trama 1-Trial 7	50.00	15.79
	Trama 1-Trial 8	83.33	45.94
	Trama 1-Trial 9	50.00	15.79
	Trama 1-Trial 10	25.00	2.85
	Promedio	59.16	25.67

Nota. La tabla representa los valores de exactitud e ITR del sujeto de prueba S07.

Sujeto 8 (S08): Tiene un promedio de exactitud de 94.99% y un ITR de 62.84 bits/min.

Tabla 14

Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S08

Sujeto de prueba	Tramas	Exactitud	ITR
S08	Trama 1-Trial 1	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 2	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 3	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 4	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 5	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 6	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 7	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 8	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 9	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 10	83.33	45.94
	Promedio	94.99	62.84

Nota. La tabla representa los valores de exactitud e ITR del sujeto de prueba S08.

Sujeto 9 (S09): Este sujeto tiene un promedio de exactitud de 100% y un ITR de 71.16 bits/min, como indica la tabla 15.

Tabla 15

Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S09

Sujeto de prueba	Tramas	Exactitud	ITR
S09	Trama 1-Trial 1	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 2	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 3	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 4	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 5	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 6	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 7	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 8	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 9	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 10	100.00	71.16
Promedio	100.00	71.16	

Nota. La tabla representa los valores de exactitud e ITR del sujeto de prueba S09.

Sujeto 10 (S10): El sujeto de prueba 10 tiene un promedio de exactitud de 84.99% y un ITR de 49.50 bits/min, se visualiza en la tabla 16.

Tabla 16

Valores de exactitud e ITR de las pruebas realizadas del sujeto S10

Sujeto de prueba	Tramas	Exactitud	ITR
S10	Trama 1-Trial 1	100.00	71.16
	Trama 1-Trial 2	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 3	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 4	83.33	45.94
	Trama 1-Trial 5	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 6	66.66	28.87
	Trama 1-Trial 7	66.66	28.87
	Trama 1-Trial 8	91.66	56.67
	Trama 1-Trial 9	75.00	36.82
	Trama 1-Trial 10	91.66	56.67
Promedio	84.99	49.50	

Nota. La tabla representa los valores de exactitud e ITR del sujeto de prueba S10.

En conclusión, las pruebas realizadas anteriormente obtuvieron una exactitud máxima de 100% y un ITR de 71.16 bits/min correspondiente al sujeto 9, es decir, no presenta equivocaciones para cada una de las funciones del sistema BCI.

Online

Para la parte online, los sujetos de prueba son las desarrolladoras del trabajo de investigación y se toman pruebas de 10 repeticiones de cada frecuencia con arreglos de 10, 9, 8, 7, 6 y 5 frecuencias para analizar que arreglo es adecuado en pruebas online.

Sujeto 1:

Las pruebas realizadas al sujeto 1 tienen en cuenta las siguientes características:

Características personales:

- Edad: 28 años
- Sexo: Femenino
- Tipo de cabello: largo y abundante.

Características del entorno:

- Hora de prueba: 10:30 am.
- Ruido externo: mínimo.
- Tiempo de descanso entre repeticiones de frecuencias: 2 segundos
- Tiempo de descanso entre pruebas: 10 minutos

La siguiente tabla indica los valores adquiridos en el arreglo de 10 frecuencias, estos valores no obtuvieron un buen resultado por su promedio de exactitud de 12%, llegando incluso a tener 3 frecuencias que no fueron reconocidas en ninguna repetición.

Tabla 17

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 10 frecuencias del sujeto 1

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	11.25	3	7	30
2	13.25	1	9	10
3	9.75	2	8	20
4	11.75	2	8	20
5	13.75	1	9	10
6	10.25	1	9	10
7	12.25	2	8	20
8	14.25	0	10	0
9	10.75	0	10	0
10	12.75	0	10	0
Promedio				12

Nota. La tabla representa los valores de exactitud con el arreglo de 10 frecuencias.

Posteriormente, se realizan pruebas con 9 frecuencias, descartando la frecuencia de 12.75 Hz que provocaba confusiones a las demás frecuencias. Al realizar esta variación, la frecuencia 9.75 Hz mejoró un 30% al igual que las frecuencias 11.25, 12.25 y 10.75 Hz en un 20%, por último, la frecuencia de 13.25 Hz mejoró en un 10%, obteniendo un promedio de exactitud de 17.77%.

Tabla 18

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 9 frecuencias del sujeto 1

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	11.25	1	9	10
2	13.25	2	8	20
3	9.75	5	5	50
4	11.75	1	9	10
5	13.75	0	10	0
6	10.25	1	9	10
7	12.25	4	6	40
8	14.25	0	10	0
9	10.75	2	8	20
Promedio				17.77

Nota. La tabla representa los valores de exactitud con el arreglo de 9 frecuencias.

En la siguiente tabla la frecuencia 13.75 Hz fue excluida, por confusiones con la frecuencia 13.25 Hz, además, no reconoció la frecuencia en las 10 repeticiones.

Tabla 19

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 8 frecuencias del sujeto 1

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	11.25	3	7	30
2	13.25	3	7	30
3	9.75	4	6	40
4	11.75	1	9	10
5	10.25	1	9	10
6	12.25	4	6	40
7	14.25	0	10	0
8	10.75	2	8	2
Promedio				20.25

Nota. La tabla representa los valores de exactitud con el arreglo de 8 frecuencias.

En esta prueba, la frecuencia 14.25 Hz fue eliminada al notar que las frecuencias más altas se confunden repetidamente, esto es comprobado en investigaciones previas (Murillo López, 2021).

Tabla 20

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 7 frecuencias del sujeto 1

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	11.25	0	10	0
2	13.25	3	7	30
3	9.75	4	6	40
4	11.75	1	9	10
5	10.25	5	5	50
6	12.25	5	5	50
7	10.75	2	8	20
Promedio				28.57

Nota. La tabla representa los valores de exactitud con el arreglo de 7 frecuencias.

La tabla 21 muestra un promedio de 43,33% de exactitud, esto gracias al eliminar la frecuencia de 11.25 Hz. A pesar de que esta frecuencia es intermedia, causó inconvenientes con las demás.

Tabla 21

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 6 frecuencias del sujeto 1

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	13.25	4	6	40
2	9.75	6	4	60
3	11.75	1	9	10
4	10.25	5	5	50
5	12.25	6	4	60
6	10.75	4	6	40
Promedio				43.33

Nota. La tabla representa los valores de exactitud con el arreglo de 6 frecuencias, logrando un valor promedio de 43.33% de exactitud.

Finalmente, al realizar pruebas el sujeto alcanzó una exactitud del 60% al utilizar 5 frecuencias, debido a la eliminación de la frecuencia 11.75 Hz.

Tabla 22

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 5 frecuencias del sujeto 1

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	13.25	6	4	60
2	9.75	8	2	80
3	10.25	5	5	50
4	12.25	6	4	60
5	10.75	5	5	50
Promedio				60

Nota. La tabla representa los valores obtenidos de exactitud de las pruebas realizadas con el arreglo de 5 frecuencias, logrando un valor promedio de 60% de exactitud.

Sujeto 2:

A continuación, las pruebas del sujeto 2 presentan las siguientes características:

Características personales:

- Edad: 27 años
- Sexo: Femenino
- Tipo de cabello: medio y abundante

Características del entorno:

- Hora de prueba: 12:30 pm.
- Ruido externo: mínimo.
- Tiempo de descanso entre repeticiones de frecuencias: 2 segundos
- Tiempo de descanso entre pruebas: 10 minutos

En la siguiente tabla, los valores adquiridos en el arreglo de 10 frecuencias no obtuvieron un buen resultado y su promedio de exactitud es de 15 % llegando incluso a tener 2 frecuencias que no fueron reconocidas.

Tabla 23

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 10 frecuencias del sujeto 2

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	11.25	1	9	10
2	13.25	2	8	20
3	9.75	2	8	20
4	11.75	1	9	10
5	13.75	0	10	0
6	10.25	3	7	30
7	12.25	2	8	20
8	14.25	1	9	10
9	10.75	3	7	30
10	12.75	0	10	0
Promedio				15

Nota. La tabla representa los valores de exactitud con el arreglo de 10 frecuencias

Posteriormente, en las pruebas con 10 frecuencias fue eliminada la de 12.75 Hz por interferencia con las demás. La tabla 24 muestra la frecuencia de 9.75 Hz con una mejora de 40 %, al igual, la frecuencia de 12.25 Hz mejoró en 30 %. Estos ajustes permitieron optimizar el sistema, elevando el promedio de exactitud al 22.22%.

Tabla 24

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 9 frecuencias del sujeto 2

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	11.25	1	9	10
2	13.25	2	8	20
3	9.75	6	4	60
4	11.75	2	8	20
5	13.75	0	10	0
6	10.25	1	9	10
7	12.25	5	5	50
8	14.25	0	10	0
9	10.75	3	7	30
Promedio				22.22

Nota. La tabla representa los valores obtenidos de exactitud de las pruebas realizadas con el arreglo de 9 frecuencias, logrando un valor promedio de 22.22% de exactitud.

En la tabla 25 se descartó la frecuencia 14.25 Hz, debido a la confusión con la frecuencia 13.75 Hz, de igual forma, al ser la frecuencia más alta, el ojo humano deja de percibir los parpadeos, provocando que disminuya la exactitud y el sistema pueda confundirse con facilidad, además no reconoció la frecuencia en las 10 repeticiones.

La frecuencia 13.75 Hz no fue tomada en cuenta porque no logró obtener aciertos, debido a esto, el sistema mejoró su exactitud en un 6%.

Tabla 25

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 8 frecuencias del sujeto 2

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	11.25	1	9	10
2	13.25	4	6	40
3	9.75	6	4	60
4	11.75	1	9	10
5	13.75	0	10	0
5	10.25	4	6	40
6	12.25	4	6	40
8	10.75	3	7	30
Promedio				28.75

Nota. La tabla representa los valores obtenidos de exactitud de las pruebas realizadas con el arreglo de 8 frecuencias, logrando un valor promedio de 28.75% de exactitud.

Tabla 26

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 7 frecuencias del sujeto 2

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	11.25	1	9	10
2	13.25	5	5	50
3	9.75	6	4	60
4	11.75	2	8	20
5	10.25	3	7	30
6	12.25	5	5	50
7	10.75	4	6	40
Promedio				37.14

Nota. La tabla representa los valores obtenidos de exactitud de las pruebas realizadas con el arreglo de 7 frecuencias, logrando un valor promedio de 37.14% de exactitud.

Como indica la tabla 27, se tiene un promedio de 46.66% de exactitud, esto fue alcanzado al eliminar la frecuencia de 11.25 Hz, a pesar de que esta frecuencia es intermedia, causó inconvenientes con las demás.

Tabla 27

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 6 frecuencias del sujeto 2

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	13.25	5	5	50
2	9.75	6	4	60
3	11.75	2	8	20
4	10.25	4	5	40
5	12.25	6	4	60
6	10.75	5	5	50
Promedio				46.66

Nota. La tabla representa los valores obtenidos de exactitud de las pruebas realizadas con el arreglo de 6 frecuencias, alcanzando un valor promedio de 46.66% de exactitud.

Finalmente, las pruebas realizadas con el sujeto 2 alcanzaron una exactitud del 62% al utilizar 5 frecuencias, por la eliminación de la frecuencia 11.75 Hz y la reducción de frecuencias en el sistema.

Tabla 28

Valores adquiridos de exactitud en el arreglo de 5 frecuencias del sujeto 2

Enumeración	Frecuencia (H)	Correcta	Incorrecta	Exactitud (%)
1	13.25	5	5	50
2	9.75	9	1	90
3	10.25	6	4	60
4	12.25	6	4	60
5	10.75	5	5	50
Promedio				62

Nota. La tabla representa los valores obtenidos de exactitud de las pruebas realizadas con el arreglo de 5 frecuencias, logrando un valor promedio de 62% de exactitud.

En el sistema BCI las pruebas online de los sujetos 1 y 2 llegaron a tener un 60% y 62% de exactitud respectivamente, lo que permitió concluir que el mejor resultado obtenido es con un máximo de 5 frecuencias por factores externos como el ruido, concentración del

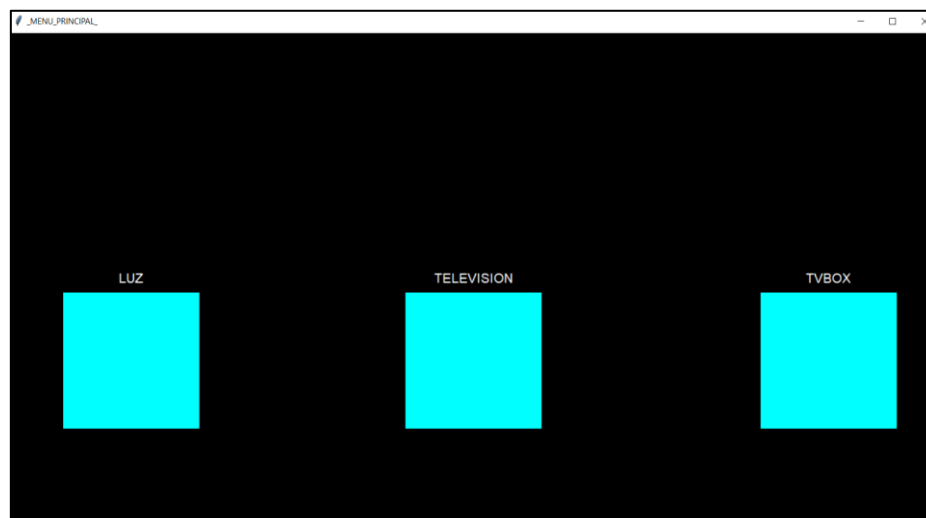
sujeto, estado de ánimo y principalmente la cantidad de cabello, esto genera que las lecturas de los electrodos no sean las óptimas. Asimismo, este estudio ratificó que mientras mayor sea el número de frecuencias, la exactitud de la BCI decrecerá. Por lo tanto, este sistema BCI en las pruebas online se realizará con 5 frecuencias que son: 13.25, 9.75, 10.25, 12.25 y 10.75 Hz.

Interfaz de sistema BCI

La interfaz BCI diseñada está conformada por estímulos visuales para cumplir con el paradigma SSVEP, estos ayudan a la selección de dispositivos como: luces, televisión y Tv Box, una vez que el usuario haya seleccionado alguno de estos dispositivos, esta interfaz da paso a la pantalla que permite la activación y desactivación del dispositivo. Los estímulos de la interfaz son de color cian para mejorar la visualización del sujeto de prueba.

Figura 44

Pantalla “Menú Principal” de la interfaz



Nota. La siguiente gráfica representa la pantalla “Menú Principal” de la interfaz.

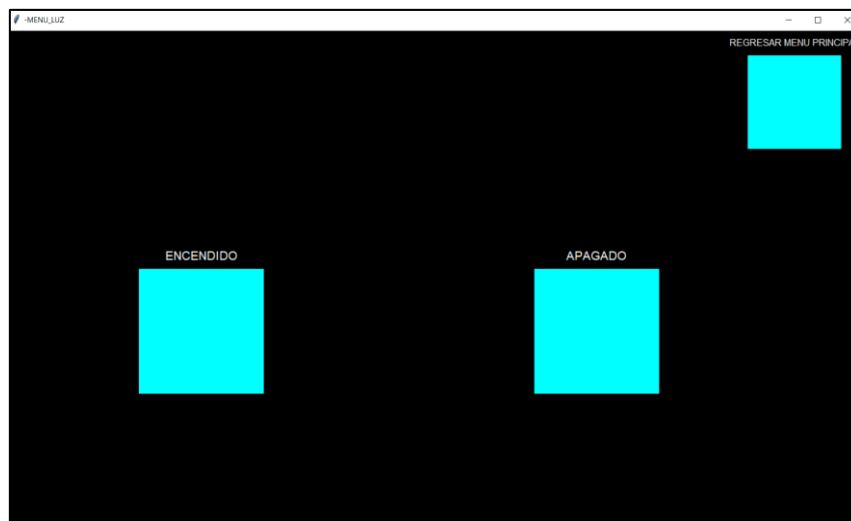
Como se puede visualizar en la Figura 44 la pantalla “Menú Principal” de la interfaz tiene un fondo de color negro para mejorar la concentración del sujeto de prueba en los estímulos del sistema, estos estímulos parpadean a diferentes frecuencias y presentan una etiqueta en la parte superior de cada figura de estímulo permitiendo que el usuario pueda

conocer cuál de ellos desea observar para seleccionarlo. El primer estímulo corresponde al dispositivo luz, el segundo a televisión y el tercero a Tv Box.

Una vez que el usuario escoja el dispositivo Luz, se despliega una pantalla denominada “Menú Luz”, esta interfaz al igual que “Menú Principal” presenta un fondo de color negro y 3 estímulos de color cian que representan el encendido de luces, apagado de luces y un tercero que permite al usuario regresar al “Menú Principal” para seleccionar nuevamente otro dispositivo.

Figura 45

Pantalla “Menú Luz” de la interfaz



Nota. La siguiente gráfica representa la pantalla “Menú Luz” de la interfaz.

De igual forma, cuando el usuario escoja el dispositivo televisión o Tv Box, se despliega la pantalla “Menú Televisión” o “Menú Tv Box” respectivamente, dichas interfaces están diseñadas con el mismo aspecto que la pantalla de “Menú Luz”, como se puede visualizar en la Figura 46 y en la Figura 47.

Figura 46

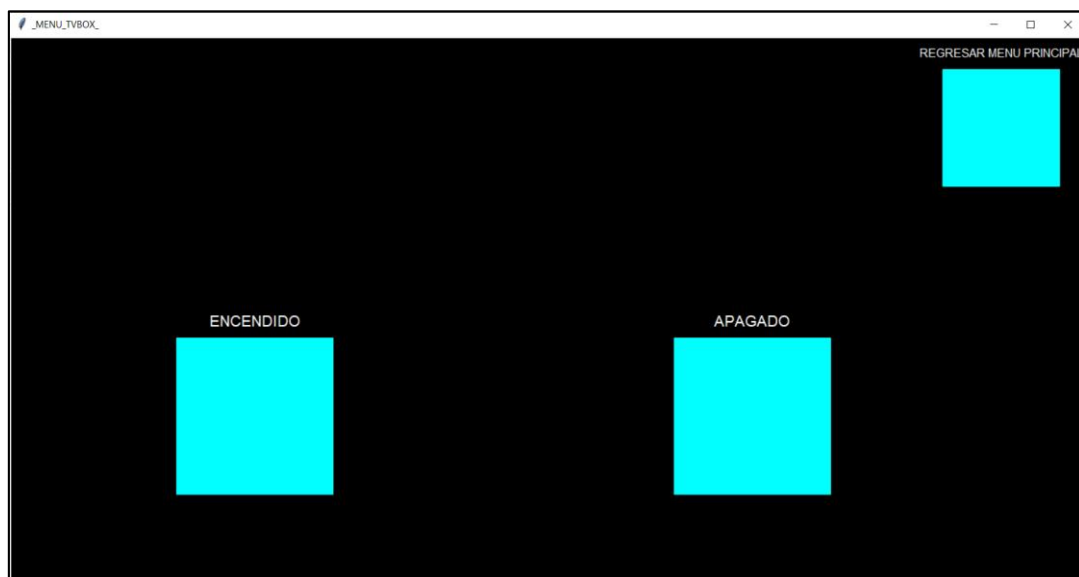
Pantalla “Menú Televisión” de la interfaz



Nota. La siguiente gráfica representa la pantalla “Menú Televisión” de la interfaz.

Figura 47

Pantalla “Menú TvBox” de la interfaz



Nota. La siguiente gráfica representa la pantalla “Menú TvBox” de la interfaz.

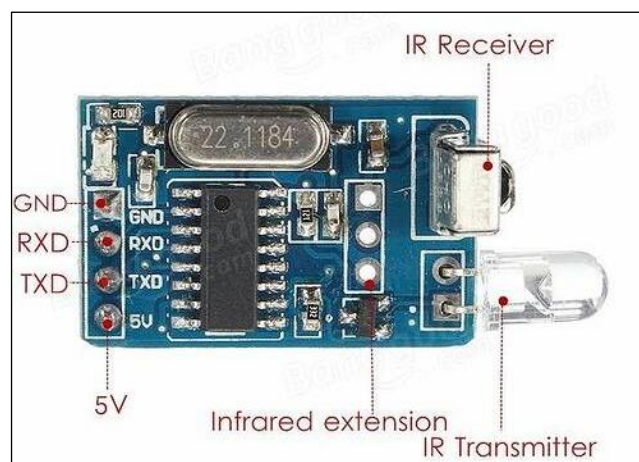
Sistema Domótico

En el sistema domótico se han escogido tres dispositivos que son: luces, televisión y Tv Box, estos conjuntamente con el módulo YS-IRTM, facilitan la comunicación de los dispositivos gracias a su sensor infrarrojo que los convierte en dispositivos inteligentes, los cuales serán controlados por la frecuencia escogida según el tipo de prueba, ya sea online u offline como se explica anteriormente. Cada uno de los dispositivos realizan la función de encendido y apagado.

El módulo YS-IRTM realiza 2 funciones: transmitir una codificación de infrarrojo IR y codificarla, ambas en formato NEC, permitiendo encontrar la codificación para cada dispositivo y posteriormente usar dichas codificaciones en el control de los dispositivos, a continuación, la Figura 48 indica el módulo YS-IRTM y su circuito de conexión con cada uno de los pines.

Figura 48

Módulo YS-IRTM



Nota. La siguiente gráfica representa el módulo YS-IRTM con su conexión interna.

Con la ayuda del software Arduino IDE y el módulo YS-IRTM, se realizó la recepción de las codificaciones mediante los controles remotos de cada uno del dispositivo a controlar obteniendo los siguientes resultados:

Tabla 29

Codificación infrarroja de dispositivos a controlar

Dispositivo	Código (NEC)
Luces	0xA1, 0xF1, 0x00, 0xFF, 0x40
TV	0xA1, 0xF1, 0x40, 0xBF, 0x12
TV BOX	0xA1, 0xF1, 0x01, 0xFE, 0x40

Nota. La tabla representa los códigos receptados por el módulo YS-IRTM que servirán posteriormente para el control de los dispositivos.

Los códigos para la activación y desactivación de los dispositivos permiten la codificación de los programas para los suscriptores en el software Arduino IDE y las tarjetas de desarrollo a utilizar en este sistema son ESP32 debido a la facilidad de conexión por WIFI.

De igual forma, la programación del bróker es realizada en el software Arduino IDE permitiendo la comunicación entre la BCI y los dispositivos.

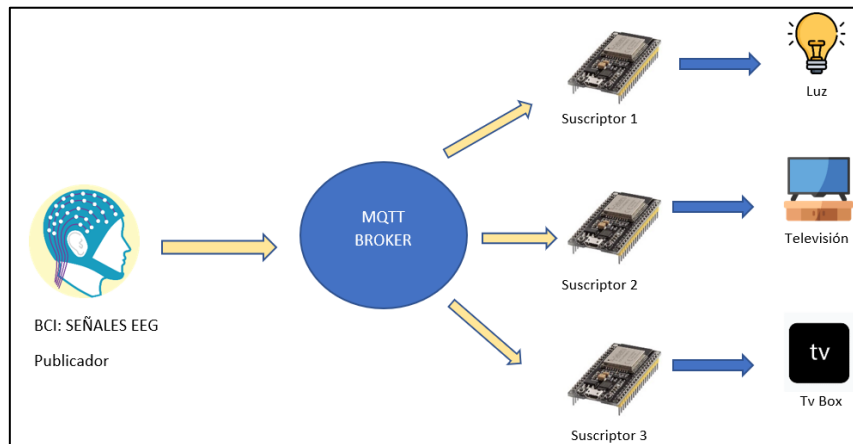
Protocolos del Sistema Domótico.

El protocolo de funcionamiento para este sistema es el MQTT, usado para comunicación M2M en el paradigma de IOT, este protocolo fue escogido al ser fácil y liviano, además, no necesita tener una alta latencia en la red de conexión del sistema, por otro lado, este protocolo es eficiente y apropiado en términos de energía para trabajar con dispositivos IOT que son alimentados por batería.

Gracias a su modelo publicar y suscribir, no existe confusión en mensajes de envío y recibo, dado que el bróker direcciona y filtra los mensajes que son enviados desde el publicador a los suscriptores, esto se verifica en la siguiente figura.

Figura 49

Protocolo del sistema domótico

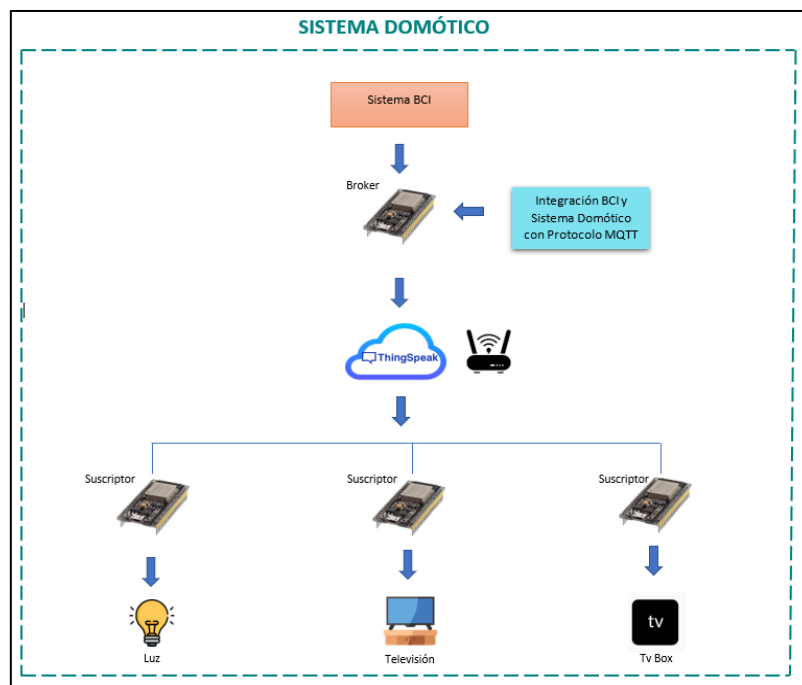


Nota. La gráfica representa la aplicación del protocolo MQTT en el sistema domótico.

Funcionamiento del Sistema Domótico

Figura 50

Arquitectura del sistema domótico



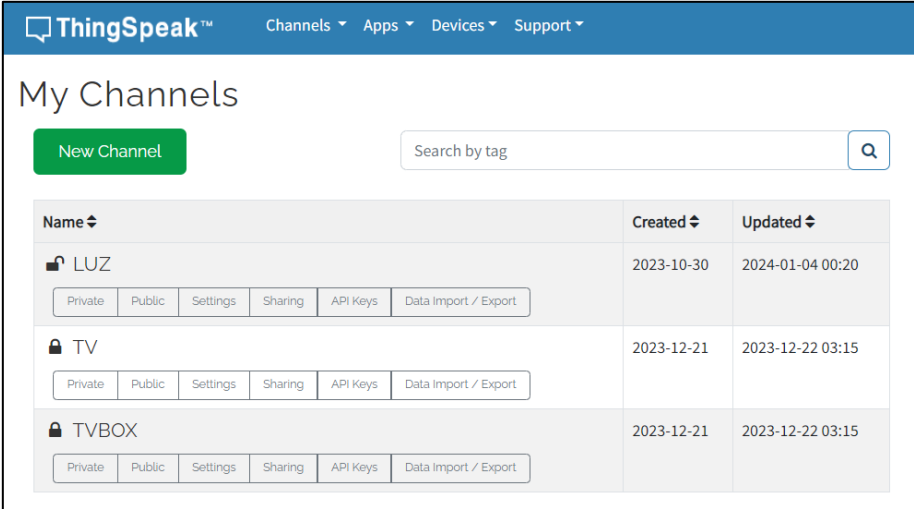
Nota. La gráfica representa la arquitectura de cómo está conformado el sistema domótico con las funciones que cumple cada integrado y los dispositivos a controlar.

En el sistema domótico implementado, la BCI publica los mensajes, el bróker lo realiza un ESP32 y este a su vez, es conectado a 3 tarjetas de desarrollo ESP32 que actúan como suscriptores, a ellos, se conectan los dispositivos a controlar.

Una vez concluido el sistema BCI, se envía por un puerto serial la frecuencia seleccionada por el usuario, esta es receptada por una tarjeta de desarrollo ESP32 (Bróker) y redireccionada a los canales previamente creados para cada uno de los dispositivos en la plataforma Thingspeak, posteriormente, es enviada a las tarjetas de desarrollo ESP32 (suscriptores) según el dispositivo que se desea controlar y para ello se utiliza la librería “thingspeak” en Arduino IDE, visualizar Figura 51 y Figura 52.

Figura 51

Canales de dispositivos en Thingspeak



The screenshot shows the 'My Channels' page in the Thingspeak interface. It features a navigation bar with 'Channels', 'Apps', 'Devices', and 'Support' menus. Below the navigation bar, there is a 'New Channel' button and a search bar labeled 'Search by tag'. The main content area displays a table of channels with columns for 'Name', 'Created', and 'Updated'. Each channel entry includes a lock icon, the channel name, and a row of buttons for 'Private', 'Public', 'Settings', 'Sharing', 'API Keys', and 'Data Import / Export'.

Name	Created	Updated
LUZ	2023-10-30	2024-01-04 00:20
TV	2023-12-21	2023-12-22 03:15
TVBOX	2023-12-21	2023-12-22 03:15

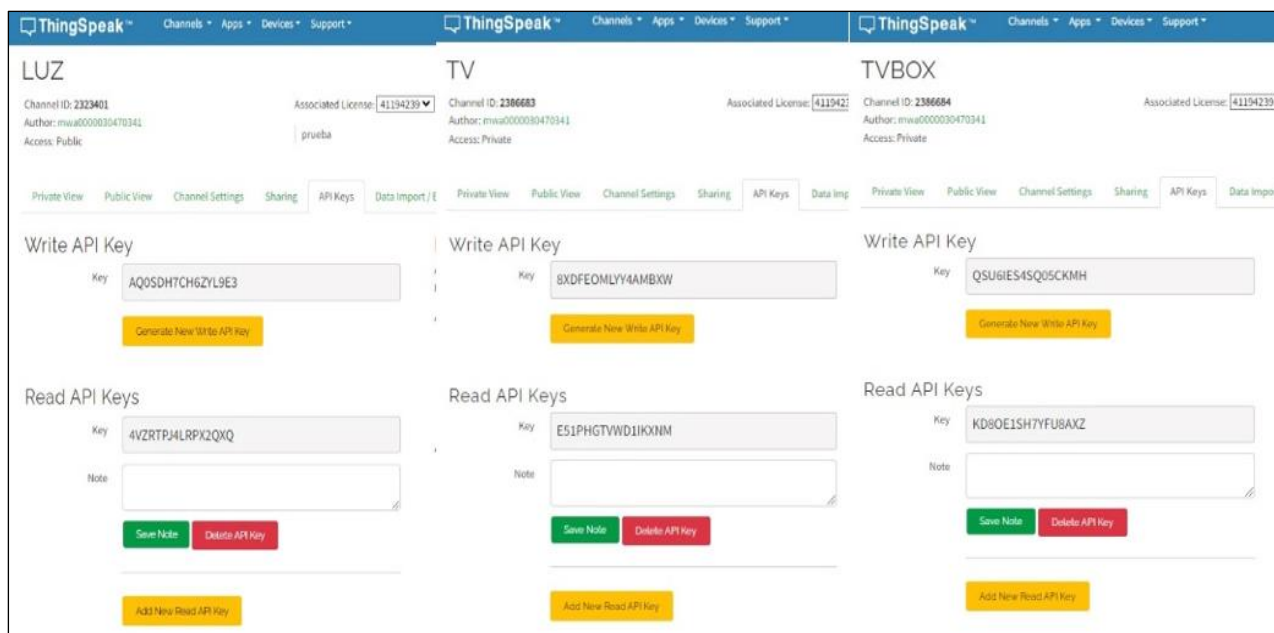
Nota. La gráfica representa los canales creados en “Thingspeak” para cada uno de los dispositivos del sistema domótico: luz, tv y Tv Box.

La programación del bróker fue ejecutada en Arduino IDE, en la cual se envía la información para cada uno de los canales en Thingspeak mediante el “Write API key” de los mismos, este ID se encuentra en la página de “Thingspeak” en la pestaña “API Keys”. Los suscriptores también están programados en Arduino IDE y estos usan “Read API Key” para

leer los valores desde Thingspeak permitiendo la acción escogida por el sujeto, como muestra la Figura 52.

Figura 52

Credenciales para los canales de los dispositivos en Thingspeak

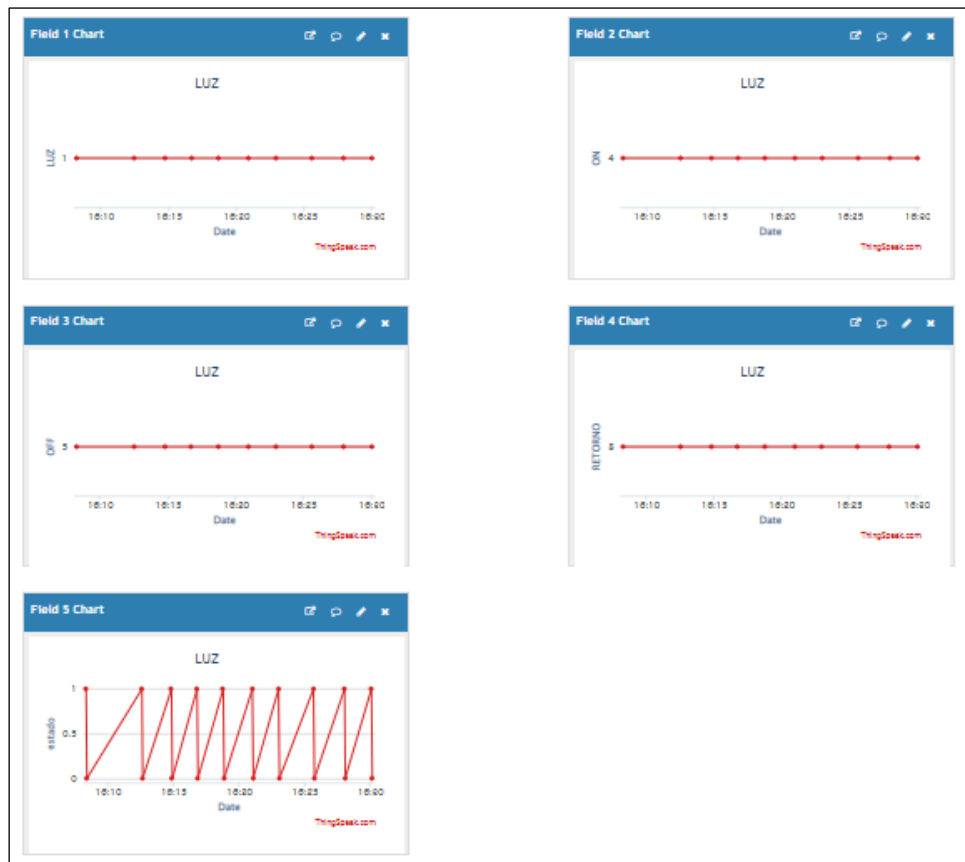


Nota. La gráfica representa las credenciales que permiten el acceso a cada uno de los canales creados en “Thingspeak” para cada uno de los dispositivos del sistema domótico: luz, tv y Tv Box.

Los datos de frecuencia que recibe “Thingspeak” están representados en 5 campos de visualización, el primero corresponde a la selección del dispositivo, puede ser: luz, televisión o Tv Box, el segundo al encendido, el tercero al apagado, el cuarto al retorno al “Menú Principal” en la interfaz de la BCI y el quinto al estado, es decir, cuando se encuentra en “1” lee y cuando se encuentra en “0” deja de leer el dispositivo. Estos campos de visualización permiten tener un mayor control con los datos recibidos y así, conocer si está realizando el accionamiento de los dispositivos, la Figura 53 presenta los campos de visualización de Thingspeak.

Figura 53

Datos recibidos desde el bróker hacia el “Thingspeak”



Nota. La gráfica representa los datos recibidos de la frecuencia seleccionada por el sujeto, desde el bróker hacia el “Thingspeak”.

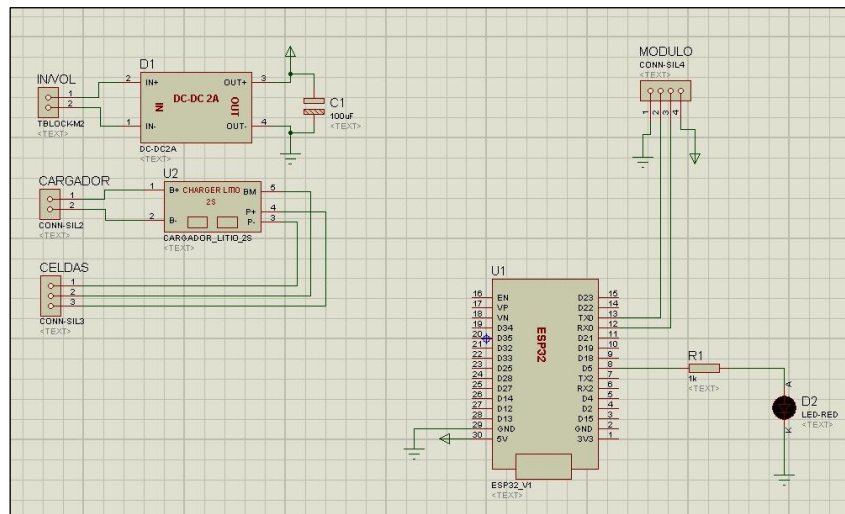
En conclusión, cuando el sujeto de prueba escoge la opción luz, la información es enviada al puerto serial del Arduino, permitiendo que el bróker reciba la frecuencia correspondiente al dispositivo luz que ha sido escogido por el sujeto, posteriormente, este redirecciona a la pantalla “Menú Luz” en la interfaz BCI para que el suscriptor reconozca que lo han elegido y así, pueda encender o apagar el dispositivo, esta arquitectura está detallada en la Figura 51.

Diseño placas del Sistema Domótico

El diseño de placas de los circuitos para los suscriptores y el bróker, son presentados a continuación:

Figura 54

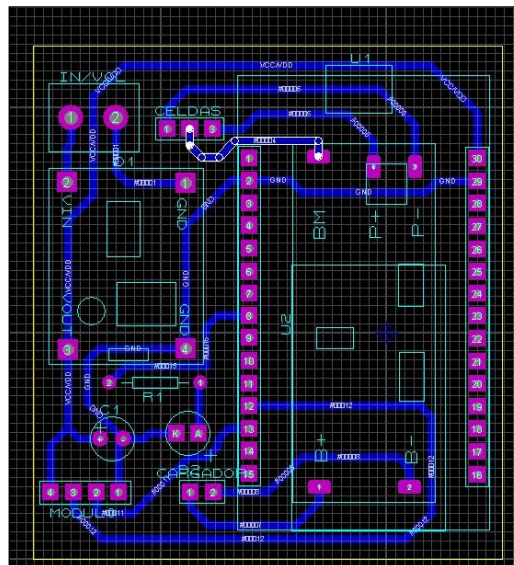
Circuito Suscriptor



Nota. La gráfica representa el circuito de funcionamiento de los suscriptores realizado en Proteus.

Figura 55

Diseño PCB del suscriptor.



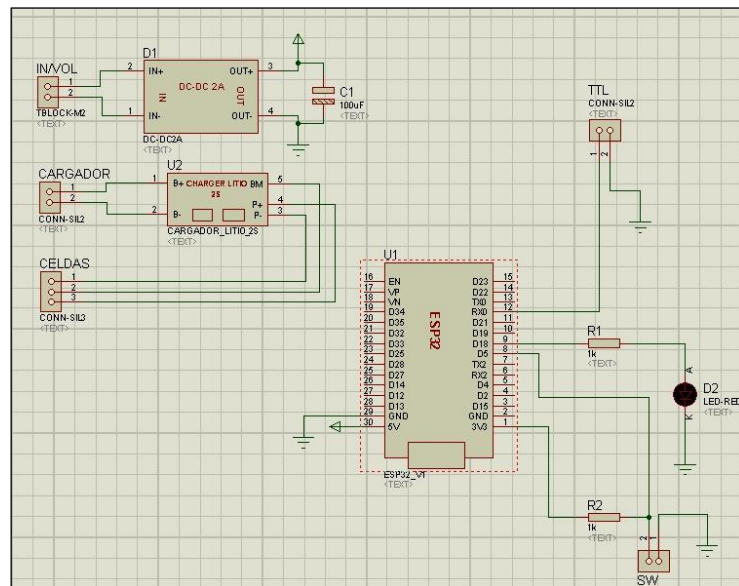
Nota. La gráfica representa el circuito PCB de los suscriptores realizado en Proteus.

La Figura 54 hace referencia al circuito en Proteus de los suscriptores para el sistema doméstico, estos son: luz, Tv y Tv Box. El circuito está conformado por un módulo ESP32,

módulo YS IRTM, un led para verificar la conexión de WiFi y la alimentación del circuito. La Figura 55 muestra el circuito PCB a implementar.

Figura 56

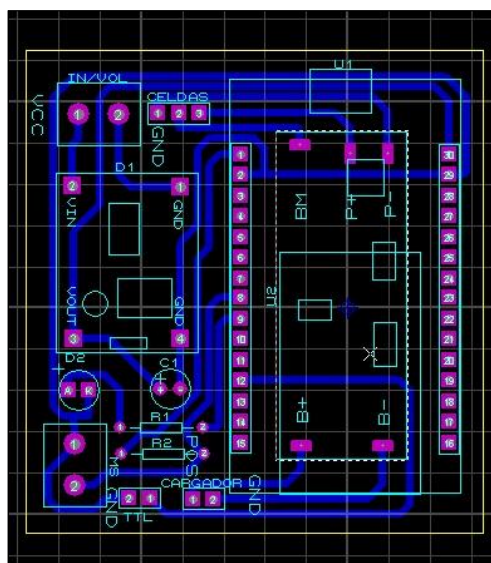
Circuito Bróker



Nota. La gráfica representa el circuito de funcionamiento del bróker realizado en Proteus.

Figura 57

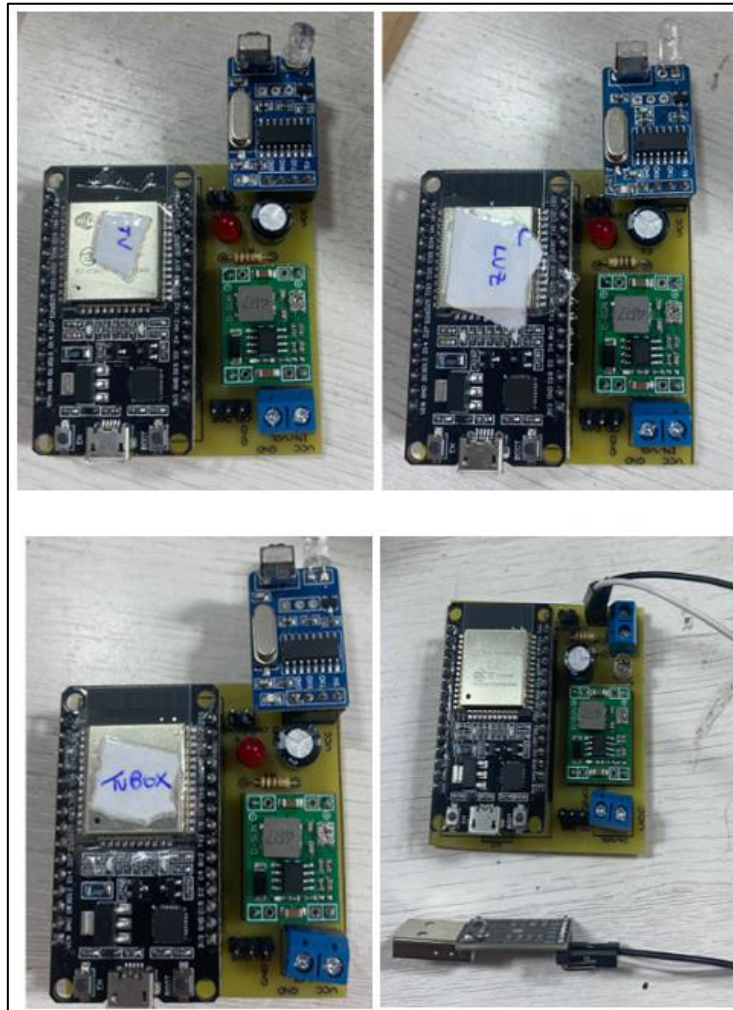
Diseño PCB del Bróker



Nota. La gráfica representa el circuito PCB del Bróker realizado en Proteus.

Figura 58

Suscriptores y bróker implementado en placa



Nota. La gráfica representa los circuitos de los suscriptores y bróker implementados en placa.

El circuito realizado en el software Proteus de la Figura 56 muestra el circuito del bróker del sistema domótico, está formado por un módulo ESP32, módulo de comunicación serial, un led para verificar la conexión de WiFi y la alimentación del circuito. La Figura 57 indica a el circuito PCB a implementar.

Una vez diseñados los circuitos para los suscriptores y el bróker, se procedió a realizar las placas, que se pueden visualizar en la Figura 58.

Capítulo IV

Sistema Final, pruebas y resultados

El presente capítulo integra el sistema BCI con el domótico, realizando interconexiones entre Matlab, Python y Arduino, para esto, son detallados los puertos a usar, así como también, funciones y librerías en cada uno de los sistemas, además, propone pruebas de funcionamiento offline y online del sistema final.

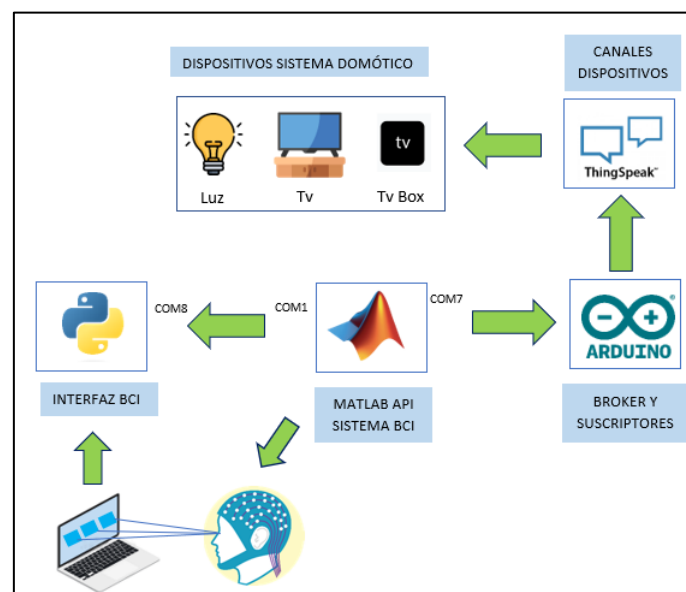
Por último, los resultados obtenidos del sistema final, explican la exactitud e ITR de los mejores sujetos para las pruebas offline y online, asimismo, los valores de análisis de Anova.

Sistema Final

En este apartado se integra el sistema BCI y domótico tomando en cuenta factores necesarios que faciliten la comunicación entre dichos sistemas.

Figura 59

Arquitectura de comunicación el sistema.



Nota. La gráfica representa la arquitectura de comunicación entre la BCI y el sistema domótico en función del software utilizado.

Para la integración fue desarrollado 1 script en Matlab que genera el código de la BCI, un programa en Python con 5 scripts de la interfaz donde son emitidas las frecuencias mediante estímulos y finalmente 4 scripts de Arduino IDE que contiene la programación de las tarjetas de desarrollo ESP32 que actúan como bróker y suscriptores en el sistema domótico, como indica la Figura 59.

Las etapas en el script de la BCI son: adquisición de señales, preprocesamiento y procesamiento de las señales, al igual que la comunicación hacia Python y Arduino enviando una frecuencia de selección para accionar el dispositivo escogido por el usuario.

Los scripts de Python se crearon para la interfaz de control, permitiendo que el usuario seleccione el encendido o apagado de cualquiera de los aparatos, como explica el Capítulo III.

Existen 4 programas de Arduino que contienen diferentes configuraciones:

- **Bróker:** Usa las librerías “Thingspeak”, “Wifi.h” y es encargado de recibir las frecuencias y enviar a cada canal de Thingspeak.
- **Suscriptor Luz:** Al igual que el bróker, usa las librerías “Thingspeak”, “Wifi.h” y recibe el dato encontrado en el canal “Luz” en Thingspeak para el encendido y apagado de la luz.
- **Suscriptor Tv:** Utiliza las librerías “Thingspeak”, “Wifi.h” y obtiene el dato del canal “TV” en Thingspeak para el encendido y apagado de la televisión.
- **Suscriptor Tv Box:** Utiliza las librerías “Thingspeak” y “Wifi.h” recibiendo el dato del canal “TVBOX” en Thingspeak para el encendido y apagado del Tv Box.

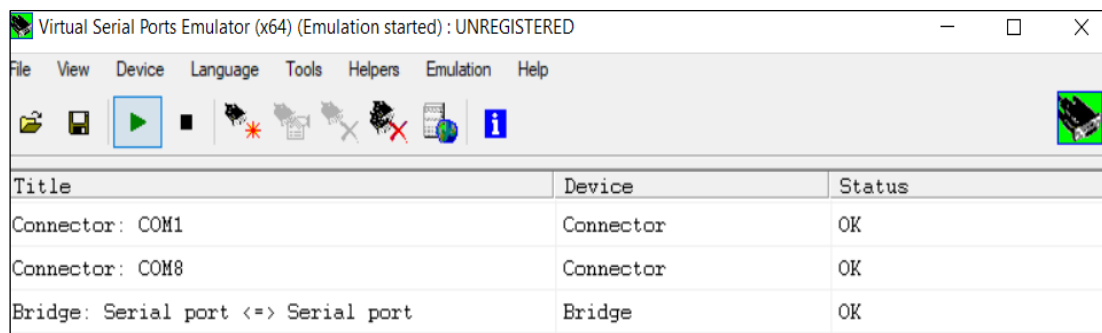
La integración de la BCI con el sistema domótico, utiliza una red Wifi que interconecta los dispositivos con ayuda de un Router y tarjetas de desarrollo ESP32 (funcionan con WIFI), además puertos seriales para permitir la comunicación entre Matlab, Python y Arduino IDE.

La programación de la BCI usa la función de Matlab “serial”, esta crea objetos de puertos series para enviar las frecuencias de control a Arduino IDE y a Python, en esta función son colocados los parámetros del puerto, unidad de medida para transmisión de datos y la velocidad de transmisión. Los puertos utilizados en esta programación son: 1 puerto físico y 2 puertos virtuales.

Los puertos seriales virtuales comunican a Matlab con la interfaz de Python, para que el usuario interactúe con la misma, esto mediante el software “Virtual Serial Port Emulator (VSPE)”.

Figura 60

Puertos Seriales Virtuales con VSPE



Nota. La gráfica representa la creación de los puertos virtuales en el software VSPE para la comunicación entre Matlab y Python.

En el presente trabajo fueron creados los puertos “COM1” y “COM8” haciendo un puente entre ellos para lograr la comunicación deseada, como se observa en la Figura 60.

Ahora, para la comunicación entre Matlab y Arduino IDE, el puerto serial físico “COM7” permite conectar el módulo de comunicación serial de ttl a uart, dicho modulo está representado en la Figura 61.

Figura 61*Módulo Comunicación serial*

Nota. La gráfica representa el módulo de comunicación serial (AG electrónica, s.f.).

Una vez enviada la información desde Matlab a Arduino IDE, esta es recibida por el bróker del sistema domótico, este bróker redirecciona la data a los canales de Thingspeak respectivos para que los suscriptores (dispositivos) puedan obtener la información y realizar las acciones (encendido o apagado) escogidas por el sujeto de prueba.

A la vez que el suscriptor recepta la información de la frecuencia de control, envía un código al módulo YS IRTM que permitirá el encendido y apagado del dispositivo deseado, cabe recalcar que este módulo funciona con infrarrojo que envía los datos en forma de ondas de luz para que el receptor infrarrojo de los dispositivos los recepte y accione según las funciones deseadas.

Pruebas**Pruebas offline integrando todo el sistema**

Las pruebas offline toman la trama creada en el Capítulo III como indica la Tabla 30, que permite ejemplificar el funcionamiento del sistema y visualizar el accionamiento de la luz, televisión y Tv Box.

Tabla 30*Trama pruebas offline*

Dispositivo	Luz				Televisión				Tv Box			
Trama	1	4	5	8	2	6	7	8	3	9	10	8
Frecuencia (Hz)	11.25	11.75	13.75	14.25	13.25	10.25	12.25	14.25	9.75	10.75	12.75	14.25

Nota. La tabla representa la trama que realiza el sistema offline para ejemplificar el funcionamiento del sistema.

Al ejecutar la trama en la BCI y la interfaz en Python, primero se selecciona el dispositivo luz con la frecuencia 11.25 Hz y se abre la pantalla “Menú Luz”, luego con las frecuencias 11.75 y 13.75 Hz realizará el encendido y apagado del dispositivo respectivamente; por último, con la frecuencia de 14.25 Hz regresará a la pantalla “Menú Principal” para seguir con el siguiente dispositivo que es la televisión, la misma que es escogida con la frecuencia 13.25 Hz desplegando la pantalla “Menú Televisión”, el encendido y el apagado son activados con las frecuencias 10.25 y 12.25 Hz, nuevamente regresa al “Menú Principal” con la frecuencia 14.25 Hz y finalmente el dispositivo Tv Box realiza las mismas acciones con las frecuencias 9.75, 10.75, 12.75 y 14.25 Hz respectivamente.

Las pruebas offline de la trama generada con el sujeto S09 permitieron comprobar el correcto funcionamiento integrando los sistemas.

Sujeto de prueba 9:**Pruebas Offline Integración todo el sistema.**

Para evidenciar el funcionamiento del sistema offline se crearon 10 tramas para cada uno de los trials realizados en el sujeto 9, como muestra la Tabla 31.

Tabla 31

Cumplimiento de las funciones Luz, Tv y Tv Box y valores ITR, exactitud

TRAMAS	ITR	EXACTITUD	CUMPLE FUNCION LUZ	CUMPLE FUNCION TV	CUMPLE FUNCION TV BOX
TRAMA 1	54.43	88.54	si	si	si
TRAMA 2	56.90	90.63	si	si	si
TRAMA 3	51.53	86.46	si	si	si
TRAMA 4	55.07	88.54	si	si	si
TRAMA 5	55.56	89.58	si	si	si
TRAMA 6	59.22	91.67	si	si	si
TRAMA 7	53.13	87.50	si	si	si
TRAMA 8	50.63	86.46	si	si	si
TRAMA 9	56.12	89.58	si	si	si
TRAMA 10	52.89	86.46	si	si	si

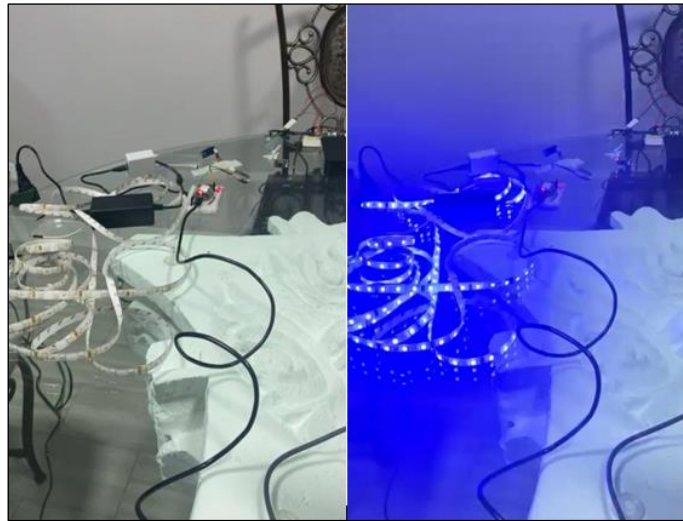
Nota. La tabla representa los valores de exactitud e ITR para cada trama de los intentos realizados por el sujeto de prueba S09 con el fin de observar y verificar el cumplimiento de las funciones de cada uno de los dispositivos.

La Tabla 31 evidencia que la exactitud de cada trama del sujeto 9 es alta y las funciones asignadas a cada uno de los dispositivos (selección, encendido, apagado y retorno al menú principal) cumplen correctamente, permitiendo que el sistema alcance el objetivo planteado.

Posteriormente, la Figura 62 muestra el funcionamiento del dispositivo luz comprobando que la trama para las frecuencias 1, 4, 5 y 8 realizan efectivamente el encendido y apagado del dispositivo según lo previsto, lo que sugiere un funcionamiento correcto del sistema.

Figura 62

Funcionamiento dispositivo luz



Nota. La gráfica representa la comprobación del funcionamiento del dispositivo luz en las pruebas offline.

Figura 63

Funcionamiento dispositivo TV



Nota. La gráfica representa la prueba experimental del funcionamiento del dispositivo televisión en las pruebas offline.

En la Figura 63, se observa el correcto funcionamiento del dispositivo televisión, mediante el encendido y el apagado del mismo, esto gracias a la trama para las frecuencias

2,6,7 y 8 como presenta a detalle la Tabla 30, por lo tanto, la trama no presenta inconvenientes en el sistema de control.

Figura 64

Funcionamiento dispositivo TV Box



Nota. La gráfica representa el funcionamiento del dispositivo Tv Box en las pruebas offline.

Finalmente, la funcionalidad del dispositivo Tv Box fue comprobada por medio de la trama con las frecuencias 3, 9, 10 y 8, la Figura 64 corrobora el correcto funcionamiento.

Pruebas online integrando todo el sistema

En la parte online, el casco g-Nautilus Research es colocado en los sujetos de prueba siguiendo el protocolo internacional 10/20 como explica el capítulo III, asimismo, el sujeto es ubicado a 50 cm de la pantalla donde se encuentra la interfaz BCI, para esto, el sujeto debe estar tranquilo y no realizar ningún movimiento una vez inicializada la prueba.

Previamente se solicita a los sujetos de prueba que cumplan con una rutina de visualización de frecuencias en la interfaz BCI, primero se debe escoger el dispositivos luz y para esto, el sujeto de prueba debe observar la frecuencia luz en la primera pantalla “Menú Principal”, posteriormente, cuando la interfaz ya haya entrado al “Menú Luz”, el sujeto debe observar la frecuencia 3 de encendido y después de 4 segundos debe

visualizar la frecuencia 4 de apagado, por último, para el retorno a “Menú Principal” debe concentrarse en la frecuencia 5. Igualmente, se realizan las pruebas online para televisión y Tv Box mediante el mismo procedimiento que se menciona anteriormente para el dispositivo luz, pero con la trama que le corresponde a cada uno de los dispositivos, es decir, televisión la trama es 2,3,4 y 5 y para el Tv Box es 3,3,4 y 5.

Para este tipo de pruebas se aplicó un método de corrección de errores, dado que el sujeto de prueba necesita tener un tiempo para captar la nueva frecuencia, por esta razón la señal es adquirida 5 veces para la detección de una frecuencia que va almacenándose en una matriz, posteriormente usa la función moda para determinar la frecuencia que más se repite, esto es aplicado para la detección de cada una de las frecuencias dentro de la trama.

A continuación, como consta en la Tabla 32, las pruebas online serán realizadas a 5 sujetos, incluyendo a las 2 desarrolladoras del proyecto.

Tabla 32

Características de sujetos de prueba online.

Sujeto de prueba	Sexo	Edad	Cantidad de cabello
Sujeto 1	Femenino	29	Largo y abundante
Sujeto 2	Femenino	27	Medio y abundante
Sujeto 3	Masculino	24	Corto tipo militar
Sujeto 4	Masculino	27	Corto y escaso
Sujeto 5	Masculino	36	corto y abundante

Nota. La tabla representa las características de los sujetos de prueba online.

Sujeto de prueba 1:

El sujeto 1 de la Figura 65, obtuvo una exactitud del 40%, ya que, finalizó la trama en 4 ocasiones, es decir, logró detectar las 4 frecuencias requeridas para el accionamiento (selección del dispositivo, encendido, apagado y retorno al menú principal) del dispositivo que se ha indicado previamente.

Hay que tomar en cuenta que para esta prueba existió ruido debido a lluvia y truenos, el sujeto de prueba tiene un cabello largo y abundante, lo que generaba que los electrodos de importancia no tengan un buen contacto con el cuero cabelludo. Además, tiene un ITR de 4.02 bit/min, como comprueba la Tabla 33.

Tabla 33

Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 1

SUJETO 1		
INTENTO	FINALIZA TRAMA	CUMPLE FUNCION DEL DISPOSITIVO
INTENTO 1	No	no
INTENTO 2	No	no
INTENTO 3	Si	si
INTENTO 4	no	no
INTENTO 5	no	no
INTENTO 6	Si	si
INTENTO 7	no	no
INTENTO 8	Si	si
INTENTO 9	No	no
INTENTO 10	Si	si
TOTAL ACIERTOS		4
EXACTITUD (%)		40
ITR (bit/min)		4.02

Nota. La tabla representa los valores adquiridos en las pruebas online del sujeto 1.

Figura 65*Sujeto de Prueba 1*

Nota. La gráfica representa la adquisición del sujeto de prueba 1.

Sujeto de prueba 2:**Tabla 34**

Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 2

SUJETO 2		
INTENTO	FINALIZA TRAMA	CUMPLE FUNCION DEL DISPOSITIVO
INTENTO 1	no	no
INTENTO 2	si	si
INTENTO 3	si	si
INTENTO 4	no	no
INTENTO 5	no	no
INTENTO 6	si	si
INTENTO 7	no	no
INTENTO 8	si	si
INTENTO 9	no	no
INTENTO 10	si	si
TOTAL ACIERTOS	5	
EXACTITUD (%)	50	
ITR (bit/min)	8.57	

Nota. La tabla representa los valores adquiridos en las pruebas online del sujeto 2.

Las pruebas online del sujeto 2 de la Figura 66, arrojaron una exactitud del 50%, ya que, finalizó la trama en 5 ocasiones, es decir, logró detectar las 4 frecuencias requeridas para el accionamiento (selección del dispositivo, encendido, apagado y retorno al menú principal) del dispositivo que se ha indicado previamente.

Ese valor de exactitud pudo deberse a diferentes aspectos como: la concentración, fatiga visual y principalmente la cantidad de cabello. Además, se tiene un ITR de 8.57 bit/min, como se observa en la Tabla 34.

Figura 66

Sujeto de Prueba 2.



Nota. La gráfica representa la adquisición de señales del sujeto de prueba 2.

Sujeto de prueba 3:

Este sujeto muestra una exactitud del 60%, debido a que, tiene cabello corto tipo militar, lo que facilita el buen contacto de los electrodos con el cuero cabelludo, y logró finalizar 6 veces la trama.

El sujeto de la Figura 67 detectó las 4 frecuencias requeridas para el accionamiento (selección del dispositivo, encendido, apagado y retorno al menú principal) del dispositivo que se ha indicado previamente y tiene un ITR de 14.67 bit/min, esto es comprobado en la Tabla 35.

Tabla 35*Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 3*

SUJETO 3		
INTENTO	FINALIZA TRAMA	CUMPLE FUNCION DEL DISPOSITIVO
INTENTO 1	no	no
INTENTO 2	si	si
INTENTO 3	si	si
INTENTO 4	no	no
INTENTO 5	no	no
INTENTO 6	si	si
INTENTO 7	si	si
INTENTO 8	si	si
INTENTO 9	no	no
INTENTO 10	si	si
TOTAL ACIERTOS	6	
EXACTITUD (%)	60	
ITR (bit/min)	14.67	

Nota. La tabla representa los valores adquiridos en las pruebas online del sujeto 3.

Figura 67*Sujeto de prueba 3*

Nota. La gráfica representa la adquisición de señales sujeto de prueba 3.

Sujeto de prueba 4:

Tabla 36

Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 4

SUJETO 4		
INTENTO	FINALIZA TRAMA	CUMPLE FUNCION DEL DISPOSITIVO
INTENTO 1	si	si
INTENTO 2	si	si
INTENTO 3	si	si
INTENTO 4	no	no
INTENTO 5	si	si
INTENTO 6	no	no
INTENTO 7	no	no
INTENTO 8	si	si
INTENTO 9	no	no
INTENTO 10	no	no
TOTAL ACIERTOS	5	
EXACTITUD (%)	50	
ITR (bit/min)	8.75	

Nota. La tabla representa los valores adquiridos en las pruebas online del sujeto 4

Figura 68

Sujeto de prueba 4



Nota. La gráfica representa la adquisición de señales del sujeto de prueba 4.

Las pruebas online del sujeto de la Figura 68, arrojaron una exactitud del 50%, finalizando la trama en 5 ocasiones, es decir, logró detectar las 4 frecuencias requeridas para el accionamiento (selección del dispositivo, encendido, apagado y retorno al menú principal) del dispositivo indicado previamente y un valor de ITR de 8.57 bit/min, esto muestra la tabla 36.

Sujeto de prueba 5:

El sujeto de la Figura 69 realizó 10 intentos, de los cuales 4 de ellos fueron acertados, esto pudo ser causado por la densidad del cabello a pesar de ser corto, lo que generó una exactitud del 40% y un ITR de 4.02 bit/min, esto se comprueba en la Tabla 37.

Tabla 37

Valores obtenidos en pruebas Online del sujeto 5

SUJETO 5		
INTENTO	FINALIZA TRAMA	CUMPLE FUNCION DISPOSITIVO
INTENTO 1	no	no
INTENTO 2	si	si
INTENTO 3	si	si
INTENTO 4	no	no
INTENTO 5	no	no
INTENTO 6	no	no
INTENTO 7	no	no
INTENTO 8	si	si
INTENTO 9	no	no
INTENTO 10	si	si
TOTAL ACIERTOS	4	
EXACTITUD (%)	40	
ITR (bit/min)	4.02	

Nota. La tabla representa los valores adquiridos en las pruebas online del sujeto 5.

Figura 69

Sujeto de prueba 5



Nota. La gráfica representa la adquisición de señales del sujeto de prueba 5.

Análisis de Anova**Exactitud Pruebas Offline****Tabla 38**

Cálculo Anova exactitud offline

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	11389.9113	4	2847.47781	20.8486495	8.8817E-10	2.57873918
Dentro de los grupos	6146.03366	45	136.578526			
Total	17535.9449	49				

Nota. La tabla representa el cálculo de Anova en la exactitud del sujeto de prueba 9.

Dados los resultados obtenidos en el cálculo de Anova con los valores de exactitud del sujeto de prueba 9 de la base de datos, se puede deducir que la hipótesis nula se rechaza debido a que el punto crítico para F es 2.578, el mismo que es menor al valor de F, por lo tanto, los valores entre grupos y dentro de los grupos será diferente como muestra la Tabla 38.

ITR Pruebas Offline

Tabla 39

Cálculo Anova ITR offline

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	13877.656	3	3469.4140	25.813786	8	2.5787391
Dentro de los grupos	6048.0717	45	134.40159		3.7283E-11	8
Total	19925.728	49				

Nota. La tabla representa el cálculo de Anova en la ITR del sujeto de prueba 9.

Dados los resultados de la tabla 39 obtenidos en el cálculo de Anova con los valores de ITR del sujeto de prueba 9 de la base de datos, se puede deducir que la hipótesis nula rechaza debido a que el punto crítico para F es 2.578, el mismo que es menor al valor de F el cual tiene un valor de 25.813, por lo tanto, los valores entre grupos y dentro de los grupos será diferente.

Exactitud Pruebas Online

Tabla 40

Cálculo Anova exactitud online

<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	10	1	10	0.04761905	0.83272292	5.31765507
Dentro de los grupos	1680	8	210			
Total	1690	9				

Nota. La tabla representa el cálculo de Anova en la exactitud de los sujetos en online.

Dados los resultados obtenidos en el cálculo de Anova con los valores de exactitud del sujeto de prueba online que indica la Tabla 40, se puede deducir que la hipótesis nula se

acepta debido a que el punto crítico para F es 5.317, el mismo que es mayor al valor de F, por lo tanto, los valores entre grupos y dentro de los grupos será iguales.

Análisis de Resultados

El funcionamiento total del sistema es admisible, logrando el control de los dispositivos (luz, tv y Tv Box) mediante la funcionalidad de encendido y apagado tanto en las pruebas offline, como en online.

En las pruebas offline se realizó el análisis a partir de una base de datos adquirida en un laboratorio especializado en BCI de la Universidad de California "San Diego", donde, el escenario para la adquisición de datos suele ser ideal, el sujeto 9 fue el que mejores resultados presentó y al realizar las pruebas con la integración del sistema BCI y domótico, logró un máximo de 91.67% de exactitud y un ITR de 59.22 bit/min, sin embargo, para las pruebas online el sujeto que mejores resultados presentó, obtuvo una exactitud del 60% con un ITR de 14.67 bit/min, esto significa que los resultados del sistema podrán variar debido a diferentes factores como el ruido auditivo, cansancio visual, abundancia del cabello, entre otros.

Al realizar las pruebas online en los sujetos de prueba (desarrolladoras de la investigación) para el diseño del sistema BCI, se fue variando el número de frecuencias con arreglos de 10, 9, 8, 7, 6 y 5 frecuencias, sin embargo, el arreglo de 5 frecuencias obtuvo mayores resultados de exactitud con un 60% y 62% para cada uno de los sujetos de prueba, entonces, mientras más frecuencias exista en el sistema, menor será el porcentaje de exactitud, esto puede ser causado por la fatiga visual que provocan los arreglos mayores a 5 frecuencias.

Capítulo V

Conclusiones y Recomendaciones

Conclusiones

Se diseñó e implementó una BCI como herramienta de control en un sistema domótico utilizando señales EEG bajo el paradigma SSVEP, para cumplir lo anterior, fue diseñada una interfaz gráfica en Python que permite escoger la acción de encendido y apagado de los dispositivos: luz, Tv y Tv Box a través de una frecuencia determinada.

El diseño de la BCI fue desarrollado en 3 etapas principales: adquisición, preprocesamiento y procesamiento de las señales EEG, tanto en pruebas offline como online. La base de datos de la Universidad de California “San Diego” permitió obtener las señales para trabajar con ellas en las pruebas offline, mientras que, la adquisición en las pruebas online fue realizadas con las desarrolladoras del trabajo de forma no invasiva, es decir, los electrodos se colocaron en el cuero cabelludo de los sujetos de prueba, mediante el casco g-Nautilus Research, el cual se rige al sistema internacional 10-20.

Posteriormente, la API de Matlab permitió configurar en el preprocesamiento un filtro pasabanda en el rango de 5 a 30 Hz y un filtro Notch de 50 a 60 Hz, con el objetivo de reducir el ruido generado en la adquisición de las señales de las pruebas online.

Para la extracción y selección de características en el procesamiento de señales, se hizo un análisis mediante métricas de exactitud e ITR en cada uno de los sujetos de la base de datos con las frecuencias: 11.25, 13.25, 9.75, 11.75, 13.75, 10.25, 12.25, 14.25, 10.75 y 12.75, obteniendo una exactitud de 73% al usar la combinación de métodos de extracción PCA y selección CCA, además se obtuvo un ITR de 19.29 bit/min.

El diseño de la BCI en las pruebas online, permitió un análisis con diferentes arreglos para encontrar el que mejor se adapte, debido que, al usar las 10 frecuencias de la base de datos de las pruebas offline provocó un decrecimiento en la exactitud, producto de

la falta de concentración generada por la fatiga visual y la cantidad de cabello de los sujetos de prueba, haciendo que el sistema BCI no funcione correctamente, en consecuencia, se evaluó la BCI con arreglos de 10, 9, 8, 7, 6 y 5 frecuencias, concluyendo que el arreglo de 5 fue el que mejor desempeño logró con las frecuencias: 13.25, 9.75, 10.25, 12.25 y 10.75 Hz.

El sistema domótico aplicó el protocolo MQTT que está conformado por un publicador (BCI), un bróker (ESP32), y suscriptores (dispositivos a controlar con módulos ESP32: luz, tv y Tv Box), todos ellos conectados a través de la misma red WIFI. El protocolo MQTT con la ayuda del software "Thingspeak", permitió la creación de diferentes canales, los cuales tienen claves para escribir y leer, con esto, los suscriptores lograron recibir la información de las acciones que debían realizar.

Al integrar los sistemas BCI y domótico, se obtuvo resultados aceptables, permitiendo el encendido y apagado de los dispositivos tanto para las pruebas offline como para las online, también se pudo notar que la fatiga visual es un factor influyente en el funcionamiento del sistema, debido a que, la exactitud disminuye cuando este factor empieza a presentarse, al igual que, la iluminación de la habitación donde se están realizando las pruebas.

Recomendaciones

Es importante revisar el nivel de carga de la batería del headset del casco g-Nautilus Research para evitar obtener señales erróneas en la adquisición de las señales EEG, esto provocaría que el sistema no responda de la manera esperada.

Es recomendable no utilizar frecuencias mayores a 13.5 Hz porque el ojo humano no las recepta de forma adecuada, se debe tomar en cuenta también la separación entre frecuencias para evitar que estas se confundan entre sí y generen errores en el control de la BCI.

En el diseño de la BCI, es recomendable no utilizar más de 5 frecuencias en las pruebas online, debido a diferentes factores como: fatiga visual, pérdida de concentración y

entre más frecuencias se tenga en el sistema, mayor será la probabilidad de que se confundan las frecuencias entre sí, causando decrecimiento de exactitud e ITR en el sistema.

Se debe tomar en cuenta la densidad del cabello de los sujetos de prueba, ya que, esto no permite buen contacto entre los electrodos y el cuero cabelludo afectando el funcionamiento adecuado de la BCI.

Para la integración del sistema BCI y el sistema Domótico, es necesario considerar que puertos seriales se utilizan en los procesos para evitar que existan conflictos entre puertos y de ser necesario, se debe optar por utilizar puertos seriales virtuales.

Se recomienda limpiar los electrodos con paños húmedos, al utilizar el casco g-Nautlus Research y ajustarlo de tal forma que los electrodos hagan buen contacto en la zona occipital de la cabeza.

Revisar todos los factores que puedan generar alteraciones a las señales de adquisición como son: cantidad de cabello, ruido auditivo, ambiente, PH del cuero cabelludo, etc., los cuales producen afectaciones en la señal provocando que los resultados esperados del sistema no sean los adecuados.

Se recomienda realizar la adquisición de señales con el casco g-Nautlus Research existente en el laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos ubicado en la Universidad de Las Fuerzas Armadas ESPE a una frecuencia de muestreo de 258 Hz.

Trabajos futuros

Como herramienta futura para personas con discapacidad motora, se puede implementar mayor número de acciones para cada dispositivo reutilizando frecuencias, esto permitirá que el usuario pueda tener una mejor interacción con el sistema.

Para implementar el sistema BCI se puede tomar en cuenta utilizar otros tipos de paradigmas como: P300, imágenes motoras y machine learning, para determinar cuál de ellos presenta mejores resultados, tanto para pruebas offline, como para pruebas online.

Diseñar modelos de sistema BCI generales, es decir, que se ajuste a una gran cantidad de personas, y no solo sea diseñado específicamente para un sujeto de prueba, ya que esto limita el potencial de los sistemas BCI.

Realizar pruebas de funcionamiento del presente trabajo y reducir tiempos de ejecución para lograr un sistema con respuesta instantánea.

Bibliografía

- AG electrónica. (s.f.). https://agelectronica.mercadoshops.com.mx/MLM-859121828-modulo-comunicacion-serial-usb-20-ttl-uart-cp2102-oky3411-1-_JM
- Alagia Gimeno, R. A. (2018). *Procesamiento de artefactos en EEG para aplicaciones*. Valencia.
- Albán Escobar, M. E., & Navarrete Arroyo, P. S. (2022). *Diseño y construcción de un prototipo de brazo robótico de 6 GDL con movimiento restringido por planos, activado mediante señales EEG- SSVEP para contribuir a la autonomía de personas con discapacidad en las extremidades superiores*. Quito: Universidad de Las Fuerzas Armadas.
- Amat, J. (2020). *Regularización Ridge, Lasso y Elastic Net con Python*.
- Bassi, A. (2021). *Introducción al protocolo CoAP*.
https://www.gotoiot.com/pages/articles/coap_intro/index.html
- Borda Salazar, L. (2023). *Cuidados paliativos realizados por profesionales de enfermería en adultos con Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA)*. Bogotá: Universidad Antonio Nariño.
- Bravo Loor, S. (2019). *Adolescentes Ecuatorianos con Discapacidad Motriz: Adaptación al Sistema Educativo, Factores Psicosociales, de Personalidad y Psicopatológicos*. Universidad del País Vasco.
- Cerezo Ramírez, J. C. (2021). *Desarrollo de un sistema Interfaz Cerebro- Computador basado en respuestas de Potenciales Visualmente Evocados para control de dispositivos IOT*. Quito: Escuela Politécnica Nacional.
- Chen, W., Chen, S., Liu, Y., Chen, Y., & Chen, S. (2022). *An Electric Wheelchair Manipulating System Using SSVEP-Based BCI system*. Switzerland: Biosensors.

- D´Croz B., D. (2011). *Reconocimiento de Imaginación Motora de Señale EEG en el Dominio Temporal aplicando Modelos Paramétricos*. Tonantzintla: Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica (INAOE).
- De la Cruz Guevara, D. R. (2021). *Computational Intelligence techniques for unconventional feature extraction in the SSVEP paradigm*. Cali: Universidad del Valle.
- Delgado R., S. (2023). *Diseño e Implementación de Sistea Domótico a Escala on Eleentos IOT controlables Remotamente* . Jaén .
- Espressif. (2023). https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf
- FIRTEC. (s.f.). <https://www.firtec.com.ar/cms/53-que-es-es-mqtt>
- Física Molpeceres, D. (2020). *Diseño, desarrollo y evaluación de un sistema Brain Computer Interface (BCI) basado en Steady-State Visual Evoked Potentials (SSVEPs)*. Valladolid: Universidad de Valladolid.
- Guger, D., & Edlinger, D. (2023). *g.tec*. <https://www.gtec.at/product/gnautilus-research/>
- Hernandez G., J., Martínez, R., & Padilla , S. (2022). *Desarrollo de un Sistema Domótico de Control Inalámbrico de Cargas Eléctricas*. Cali-Colombia: Institución Universitaria Antonio José Camacho.
- Le, T., & Mackellar, D. (2023). *EMOTIV*. <https://www.emotiv.com/product/emotiv-epoc-x-14-channel-mobile-brainwear/>
- Liu, Y., & otros, &. (2020). *A self-paced BCI prototype system based on the incorporation of an intelligent environment-understanding approach for rehabilitation hospital environmental control*. Computers in Biology and Medicine.

- Martín Gonzalez, L. (2012). *Desarrollo de un sistema Brain Computer Interface basado en potenciales evocados P300 para el control de dispositivos domoticos*. Valladolid: Universidad de Valladolid.
- Medina, B., Sierra, J., & Barrios, A. (29 de 01 de 2018). *Revista Espacios*.
<https://www.revistaespacios.com/a18v39n22/a18v39n22p36.pdf>
- Miño V., H. (2021). *Diseño e Impleentación de un Prototipo de cerradura con registro de acceso, supervisión remota y videovigilancia*. Quito: Escuela Politécnica Nacional.
- Moreno Martínez, L. (2020). *Implicación de la inflamación en la Esclerosis Lateral Amiotrófica: identificación de biomarcadores y dianas terapéuticas*. Universidad de Zaragoza.
- Moreno, I., & otros, &. (2019). *Los sistemas de interfaz cerebro-computadora basada en EEG: características y aplicaciones*. Panamá: Universidad Tecnológica de Panamá.
- Murillo López, J. L. (2021). *Creación de un Modelo de Interfaz Cerebro-Computadora (BCI) Basada en señales Potenciales Visualmente Evocados en Estado Estacionario (SSVEP) para Aplicaciones de Rápida Respuesta*. Quito: Escuela Politécnica Nacional.
- Osma Molina, D. X., & Naranjo Gaona, G. C. (2021). *Estudio comparativo de los métodos de adquisición de las señales cerebrales para las interfaces cerebro computadora para personas con Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA)*. Bogotá: Universidad ECCI.
- Pachacama Caiza, C. J. (2019). *Implementación de una interfaz cerebro-máquina (BCI) para que personas con diferentes discapacidades motoras puedan interactuar con la televisión*. Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE.
- Pachacama Caiza, C. J. (2019). *Implementación de una interfaz cerebro-máquina (BCI) para que personas con diferentes discapacidades motoras puedan interactuar con la televisión*. Quito: Universidad de Las Fuerzas Armadas .

- pi3g. (2023). <https://pi3g.com/es/was-ist-der-raspberry-pi-information-fur-einsteiger/>
- Rashid y otros, R. (2021). *A hybrid environment control system combining EMG and SSVEP signal based on brain-computer interface technology*. Malaysia: Springer Link.
- Rosas Donoso, J. (2019). *Sistema de detección de patrones irregulares en las señales Encealográficas para el diagnóstico temprano de la enfermedad de Parkinson*. Ambato: Universidad Técnica de Ambato.
- Ruiz Raya, S. (2019). *El trabajo social en la intervención de la ELA*. Universidad de JaÉN.
- Sanchez, A. (2012). *Análisis de componentes principales: versiones dispersas y robustas al ruido impulsivo*. Leganes: Universidad Carlos III de Madrid.
- Santamaría , E. (2016). *Diseño y Desarrollo de una aplicación para controlar un teléfono móvil mediante sistema Brain Computer Interface (BCI) orientada a personas con grave discapacidad*. Valladolid.
- Tobajas B., T. (2020). *Hogar Inteligente DIY*.
- Torres G., A. (2016). *Análisis y clasificación de electroencefalogramas (EEG) registrados durante el habla imaginada*. Puebla-México: Coordinación de Ciencias Computacionales INAOE.
- Torres Rivadeneira, A. (2020). *La rehabilitación respiratoria en Esclerosis Lateral Amiotrófica: Revisión Sistemática*. Quito: Pontificia Universidad Católica del Ecuador.
- Wee-Kiat , D., & Goh, S. (2020). *Indirect Control of an Autonomous Wheelchair Using SSVEP BCI*. Malaysia: Journal of Robotics and Mechatronics .
- Wnag , Y., Nakanishi, M., Wang , Y.-T., & Jung, T.-P. (2015). *A Comparison Study of Canonical Correlation Analysis Based Methods for Detecting Steady-State Visual Evoked Potentials*. San Diego: Universidad de California, San Diego.
- Yang, S., Lim, J., & Lee , K. (2023). *NeuroSky*. <https://store.neurosky.com/pages/mindwave>

Yang, X., Liu, W., & Tao, D. (2019). *A survey on canonical correlation analysis*. IEEE.