



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERO EN MECATRÓNICA**

TEMA:

**“DESARROLLO DE UNA BCI PARA MANIPULAR UN ROBOT DE 6
GRADOS DE LIBERTAD MEDIANTE CASCO DE EEG”**

AUTORES:

RIVERA ROJAS, HENRY ERICK

DIRECTOR:

ING. ESCOBAR CARVAJAL, LUIS FERNANDO MEng.

SANGOLQUÍ

2020



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **RIVERA ROJAS, HENRY ERICK**, con cédula de identidad N° 1718291428, declaro que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: **“DESARROLLO DE UNA BCI PARA MANIPULAR UN ROBOT DE 6 GRADOS DE LIBERTAD MEDIANTE CASCO DE EEG”** es de mi autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Sangolquí, 09 de enero de 2020

.....
RIVERA ROJAS

HENRY ERICK

C.C: 1718291428



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Yo, **RIVERA ROJAS, HENRY ERICK** autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“DESARROLLO DE UNA BCI PARA MANIPULAR UN ROBOT DE 6 GRADOS DE LIBERTAD MEDIANTE CASCO DE EEG”** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Sangolquí, 09 de enero de 2020

.....
RIVERA ROJAS
HENRY ERICK
C.C: 1718291428



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “**DESARROLLO DE UNA BCI PARA MANIPULAR UN ROBOT DE 6 GRADOS DE LIBERTAD MEDIANTE CASCO DE EEG**” fue realizado por el señor **RIVERA ROJAS, HENRY ERICK** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, 09 de enero de 2020

ING. LUIS FERNANDO ESCOBAR CARVAJAL, MEng.

DIRECTOR

C. C.: 1002403200

DEDICATORIA

A hermano Kevin Joel.

Henry Erick Rivera Rojas

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mis padres, Susana y Marcial, por el apoyo incondicional que me han brindado día a día, y por siempre motivarme a seguir adelante.

A mi tía, Cecilia, que supo motivarme y apoyarme cuando más lo necesite.

A mis compañeros y amigos que fueron de gran ayuda en las largas desveladas durante todos estos años, sobre todo a mis colegas del laboratorio.

A mi tutor por la confianza depositada y el apoyo para lograr este proyecto, y a mis profesores por brindarme ayuda, guía y consejos que me hicieron posible encontrar el camino adecuado durante el proyecto.

A mi hermano, Kevin Joel, que a pesar de no estar con nosotros sigue siendo mi razón para ser mejor.

Henry Erick Rivera Rojas

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Contenido

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vi
ÍNDICE DE TABLAS	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	x
RESUMEN	xii
ABSTRACT	xiii
CAPÍTULO 1	1
1. GENERALIDADES	1
1.1. Presentación	1
1.2. Justificación e importancia	3
1.3. Objetivo	4
1.3.1. Objetivo general	4
1.3.2. Objetivos específicos	4
1.4. Descripción general del proyecto	5
1.5. Estructura del documento	6
CAPÍTULO 2	7
2. INVESTIGACIÓN PREVIA	7
2.1. Interfaz Cerebro Computadora (BCI)	7
2.1.1. Introducción	7
2.1.2. Señales del cerebro	10
2.1.3. Métodos de Adquisición de Señales Cerebrales	12
2.1.4. Características de BCI	18
2.2. Métodos de control de BCI de acuerdo a la señal de entrada	18

2.2.1.	BCI basado en P300.....	19
2.2.2.	BCI basado en Potenciales Evocados Visualmente (VEP).....	19
2.2.3.	BCI basado en Imaginación del movimiento (MI)	21
2.2.4.	Protocolo de pruebas	22
2.3.	Etapas de un sistema BCI	24
2.3.1.	Definición	24
2.3.2.	Adquisición de señales.....	25
2.3.3.	Pre-procesamiento de señales	25
2.3.4.	Extracción de Características	26
2.3.5.	Clasificación de características	27
2.3.6.	Interfaz de comunicación	28
2.4.	Tabla comparativa.....	31
2.5.	Resumen.....	32
CAPÍTULO 3		34
3. DISEÑO MECATRÓNICO		34
3.1.	Diseño de Sistema.....	34
3.2.	Subsistema Mecánico.....	34
3.2.1.	Componentes del subsistema mecánico.....	35
3.2.2.	Cinemática	36
3.2.2.1.	Grados de libertad.....	37
3.2.2.2.	Configuración de robot	38
3.2.3.	Robot.....	39
3.3.	Subsistema Electrónico y de Control	40
3.3.1.	Componentes del subsistema Electrónico y de Control	41
3.3.2.	Método de adquisición de señales EEG.....	41
3.3.2.1.	Selección del Dispositivo para adquirir señales.....	42
3.3.3.	Método de estímulo para señal de control	43
3.3.3.1.	Selección de estímulo para señal de control	44
3.4.	Subsistema TICs	45
3.4.2.	Protocolo de Conexión del sistema.....	47
3.4.2.1.	Selección del protocolo de comunicación.....	47

3.4.3.	Gestor de Interfaz de comunicación	48
3.4.3.1.	Selección de Gestor Interfaz de comunicación.....	48
CAPÍTULO 4.....		51
4. INTEGRACIÓN Y VALIDACIÓN		51
4.1.	Implementación de subsistemas.....	51
4.1.1.	Subsistema Mecánico.....	51
4.1.2.	Subsistema Electrónica y Control.....	51
4.1.2.1.	Adquisición de señal	52
4.1.3.	Subsistema TICs	58
4.2.	Integración del Sistema.....	61
4.4.	Resumen.....	70
CAPÍTULO 5.....		72
5. CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES.....		72
5.1.	Conclusiones.....	72
5.2.	Recomendaciones	73
BIBLIOGRAFÍA.....		74
ANEXOS		80

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1	COMPARACIÓN DE LOS TRABAJOS REALIZADOS Y CARACTERÍSTICAS DE LOS SISTEMAS ...	31
TABLA 2	IDENTIFICACIÓN DE REQUERIMIENTOS. SUBSISTEMA MECÁNICO	35
TABLA 3	MÉTRICAS DEL SUBSISTEMA MECÁNICO	35
TABLA 4	CARACTERÍSTICAS ROBOT 6 DOF	39
TABLA 5	IDENTIFICACIÓN DE REQUERIMIENTOS. SUBSISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL	40
TABLA 6	MÉTRICAS DEL SUBSISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL	40
TABLA 7	CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN DEL DISPOSITIVO DE ADQUISICIÓN DE DATOS	43
TABLA 8	MATRIZ DE SELECCIÓN DEL DISPOSITIVO DE ADQUISICIÓN DE DATOS.....	43
TABLA 9	CRITERIOS DE DISEÑO PARA SELECCIÓN DE ESTÍMULO	44
TABLA 10	MATRIZ DE SELECCIÓN DE ESTÍMULO	45
TABLA 11	IDENTIFICACIÓN DE REQUERIMIENTOS DEL SUBSISTEMA TICS	46
TABLA 12	MÉTRICAS DEL SUBSISTEMA TICS	46
TABLA 13	CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN DEL PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN	48
TABLA 14	MATRIZ DE SELECCIÓN DE PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN	48
TABLA 15	MATRIZ DE SELECCIÓN DE CRITERIOS PARA LA SELECCIÓN DEL TIPO GESTOR GRÁFICO..	49
TABLA 16	MATRIZ DE SELECCIÓN DE INTERFAZ GRÁFICA	49
TABLA 17	CARACTERÍSTICAS EMOTIVE EPOC	52
TABLA 18	CARACTERÍSTICAS DEL FILTRO DE PASA BANDA.....	53
TABLA 19	PARÁMETROS PARA FILTRO 1	54
TABLA 20	PARÁMETROS PARA FILTRO 2	54
TABLA 21	PONDERACIONES DE CORRELACIÓN DE LA SEÑAL O1	57
TABLA 22	PARÁMETROS DE COMUNICACIÓN.....	60
TABLA 23	VALORES DE FRECUENCIAS FUNDAMENTALES PARA CADA CANAL DE 10 MUESTRAS	63
TABLA 24	MATRIZ DE VALORES DE CORRELACIÓN PARA ESTÍMULO 12 HZ.....	64
TABLA 25	PRECISIÓN DE ALGORITMO	67
TABLA 26	MATRIZ DE CONFUSIÓN PARA LOS X DE ENTRENAMIENTO 355 DATOS CON LDA	68
TABLA 27	MATRIZ DE CONFUSIÓN PARA LOS X DE ENTRENAMIENTO 355 DATOS CON QDA.....	69
TABLA 28	MATRIZ DE CONFUSIÓN PARA LOS X DE PRUEBA 200 CON LDA.....	69
TABLA 29	MATRIZ DE CONFUSIÓN PARA LOS X DE PRUEBA 200 CON QDA.....	69
TABLA 30	MATRIZ DE CONFUSIÓN DEL ALGORITMO EN LINEA	70

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. A) CONTROL DE BCI DE UN COCHE EN ENTORNOS DE REALIDAD VIRTUAL 3D B) SISTEMA AR-BCI	2
FIGURA 2. A) TELE-OPERACIÓN DE DRON EN ESPACIO TRIDIMENSIONAL. B) CONTROL CORTICAL DE UNA TABLET POR PERSONAS CON PARÁLISIS.	2
FIGURA 3. A) PRUEBA DE MEDIDA DE ESTRÉS B) SISTEMA HUMANO SILLA DE RUEDAS CONTROLADO POR SEÑALES DEL CEREBRO	3
FIGURA 4 ESTRUCTURA DE NEURONA FUENTE: (IAIZZO, 2013).....	8
FIGURA 5 DISTRIBUCIÓN DE LOS LÓBULOS CEREBRALES FUENTE: (JINBIAO, YIXUAN, & HONGHAI, 2019).....	9
FIGURA 6 ONDAS CEREBRALES EN UN EEG NORMAL FUENTE: (HE, GAO, YUAN, & WOLPAW, 2013)	11
FIGURA 7. REALIZANDO BÚSQUEDA DE VIDEO MEDIANTE IMPLANTE CEREBRAL	13
FIGURA 8. DIAGRAMA DE BLOQUES DE UN SISTEMA BASAD EN ECoG.....	13
FIGURA 9. ESCANER MEG CON PACIENTE	14
FIGURA 10. ANÁLISIS fMRI INFORMADO POR EEG.....	15
FIGURA 11 TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES FUENTE: (GAMEZ, CABRERA, SOPENA, & GARCÍA, 2002)	15
FIGURA 12 CASCO PARA TOMAR SEÑALES EEG FUENTE: (NEUPER & PFURTSCHELLER, 2010).....	17
FIGURA 13 DIAGRAMA DE DISPOSICIÓN DE ELECTRODOS 10/20 FUENTE: (CHRISTENSEN, HOLM, & PUTHUSSERYPADY, 2019)	17
FIGURA 14 BCI CLÁSICA BASADA EN ESTIMULO VISUAL P300	19
FIGURA 15. POTENCIAL VISUAL EVOCADO	21
FIGURA 16 CURVAS DE ERD/ERS GRABADAS SOBRE EL CÓRTEX SENSOMOTOR DURANTE LA IMAGINACIÓN DEL MOVIMIENTO. FUENTE: (PFURTSCHELLER & NEUPER, 2001)	22
FIGURA 17 PROTOCOLO COMPLEJO PARA ESTIMULO P300 FUENTE: (ROSENFELD, SITAR, WASSERMAN, & WARD, 2018).....	23
FIGURA 18 PROTOCOLO PARA ESTIMULO SSVEP FUENTE: (MAGGI, PARINI, PICCINI, PANFILI, & ANDREONI, 2006).....	23
FIGURA 19 PROTOCOLO PARA IMAGINACIÓN DEL MOVIMIENTO FUENTE: (CHO, AHN, AHN, KWON, & JUN, 2017).....	24
FIGURA 20 PROTOCOLO PARA IMAGINACIÓN DE MOVIMIENTO FUENTE: (CHRISTENSEN, HOLM, & PUTHUSSERYPADY, 2019)	24
FIGURA 21 ESQUEMA DE SISTEMA BCI.....	25
FIGURA 22 TIPOS DE GUI SEGÚN SEÑAL DE CONTROL A) INTERFAZ PARA P300 B) INTERFAZ PARA SSVEP C) INTERFAZ PARA MI FUENTE: (CAO, HAN, TANG, ZHOU, & LIU, 2018)	

(MAGGI, PARINI, PICCINI, PANFILI, & ANDREONI, 2006) (CHRISTENSEN, HOLM, & PUTHUSSERYPADY, 2019)	29
FIGURA 23 NORMA VDI MODELO V PARA DISEÑO DE SISTEMAS MECATRÓNICOS FUENTE: (GERMAN ASSOCIATION OF ENGINEERS, 2004)	34
FIGURA 24 COMPONENTES DEL SUBSISTEMA MECÁNICO	36
FIGURA 25 CINEMÁTICA INVERSA Y DIRECTA. FUENTE: (JARAMILLO BOTERO, SF)	37
FIGURA 26 BRAZO DE 6 GRADOS 6R Y BRAZO DE 4 GRADOS RRRP (SCARA) FUENTE:(LYNCH & PARK, 2017)	38
FIGURA 27 ÁREA DE TRABAJO SEGÚN SU CONFIGURACIÓN FUENTE:(NIKU, 2001)	38
FIGURA 28 ROBOT DE 6 DOF Y ESQUEMA DE SUS ARTICULACIONES FUENTE (GALARZA, 2019)....	39
FIGURA 29 COMPONENTES DEL SUBSISTEMA ELECTRÓNICO Y DE CONTROL	41
FIGURA 30 DIADEMA EMOTIVE EPOC FUENTE: (GANG, 2018)	42
FIGURA 31 CASCO G.NAUTILUS G.TEC FUENTE: (G.TEC, 2020)	42
FIGURA 32 COMPONENTES DEL SUBSISTEMA TICS	47
FIGURA 33 SELECCIÓN DE ELECTRODOS PARA ANÁLISIS.....	53
FIGURA 34 AMPLITUD DE ESPECTRO DEL ELECTRODO O7	55
FIGURA 35 CORRELACIÓN CON EL SENO	56
FIGURA 36 CORRELACIÓN CON EL COSENO.....	57
FIGURA 37 CLASIFICACIÓN MEDIANTE LDA	58
FIGURA 38 CLASIFICACIÓN MEDIANTE QDA.....	58
FIGURA 39 ESQUEMA 1 DE INTERFAZ PARA ENTRENAMIENTO	59
FIGURA 40 ESQUEMA 2 DE INTERFAZ PARA ENTRENAMIENTO	59
FIGURA 41 ESQUEMA INTERFAZ DE CONTROL	60
FIGURA 42 ESQUEMA DE COMUNICACIÓN.....	60
FIGURA 43 INTERFAZ DE ESTIMULACIÓN FUENTE: (UNIVERSIDAD DEL VALLE - COLOMBIA, 2019)	61
FIGURA 44 PROTOCOLO PARA ENTRENAMIENTO.....	62
FIGURA 45 JERARQUÍA E INTERFACES EN MODO EN LÍNEA	64
FIGURA 46 INTERFAZ DE INICIO	65
FIGURA 47 INTERFAZ DE CONTROL COORDENADAS GENERALES	65
FIGURA 48 INTERFAZ DE CONTROL DE ARTICULACIONES.....	66

RESUMEN

El proyecto consiste en el desarrollo de una Interfaz Cerebro Computador que permita manipular un robot de 6 grados de libertad. Los componentes principales de este proyecto son el robot que se controlara, el método de adquisición, el tipo de estímulo y el algoritmo de control. El algoritmo de control consta de las siguientes etapas: filtrado de señal, extracción de características y clasificación de características. El sistema tiene 4 señales de control que se obtienen debido a 4 estímulos visuales presentados de forma periódica, método que se conoce como Potencial Evocado Visualmente (VEP) por modulación de frecuencia o también conocido como Potencial Evocado Visualmente de Estado Estable (SSVEP). Para poder desarrollar el algoritmo de control en línea se necesitó de una fase anterior de entrenamiento en la que se obtuvo una base de datos para lograr discriminar entre los distintos estímulos presentados. El sistema cuenta con una interfaz que permite controlar un robot de 6 grados de libertad mediante la asistencia visual que ofrece la misma. El software completo fue desarrollado en código abierto y programas de libre acceso.

PALABRAS CLAVES

- **POTENCIAL EVOCADO VISUALMENTE**
- **MANIPULACIÓN ROBÓTICA**
- **INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA**

ABSTRACT

The project consists in the development of a Brain Computer Interface that allows the manipulation of a 6-degree freedom robot. The main components of this project are: the controlled robot, the acquisition method, the type of stimulus and the control algorithm. The control algorithm has the following stages: signal filtering, feature extraction and feature classification. The system has 4 control signals that are due to 4 periodically specified visual stimuli, a method known as Visually Evoked Potential (VEP) by frequency modulation or also known as Steady State Visual Evoked Potential (SSVEP). In order to develop the online control algorithm, an earlier phase of training is required in which a database is obtained to discriminate between the different recognized stimuli. The system has an interface that allows to control a robot of 6 degrees of freedom through the visual assistance offered by it. The complete software was developed in open source and open access programs

KEY WORDS

- **VISUAL EVOKED POTENTIAL**
- **ROBOTIC MANIPULATION**
- **BRAIN COMPUTER INTERFACE**

CAPÍTULO 1

1. GENERALIDADES

El capítulo resume los antecedentes, objetivos, justificación e importancia sobre el diseño e implementación de una BCI para el control de un brazo de 6 grados de libertad. Además, en el capítulo se explica brevemente acerca de las aplicaciones de BCI, objetivos del proyecto y la estructura del documento para los demás capítulos.

1.1. Presentación

El avance de la tecnología ha permitido brindar mejor calidad de servicio en varios campos de relevancia como asistencia a personas que sufren de algún limitante físico para cumplir sus actividades diarias, o a un operario dentro de su área de trabajo. Una de las ramas que ha tomado mucha influencia es el desarrollo de sistemas e interfaces que asisten las acciones del usuario mediante la lectura de señales de encefalograma (EEG) y su posterior tratamiento en una Interfaz Cerebro – Computadora (Brain-Computer Interface BCI).

Se han realizado diferentes estudios alrededor de mundo como es (Zhao, Zhang, & Cichocki, 2009) que muestra el análisis para poder usar la imaginación de movimientos (MI) como un control adicional aparte de las decisiones binarias. Los estudios que se han realizado también se han extendido gracias al uso de la realidad aumentada (AR) como se observa en (Angrisani, Arpaia, Moccaldi, & Esposito, 2018) donde el uso de gafas inteligentes y BCI permiten al usuario llevar a cabo otras tareas con el fin de mejorar la interacción Humano-Robot en el marco de la Industria 4.0.



Figura 1. a) Control de BCI de un coche en entornos de realidad virtual 3D b) sistema AR-BCI

Fuente: (Zhao, Zhang, & Cichocki, 2009) (Angrisani, Arpaia, Moccaldi, & Esposito, 2018)

Dentro del continente se puede observar estudios de BCI para el control de drones dentro de interiores mediante el uso de MI para facilitar la dirección del mismo (LaFleur, y otros, 2013). Existen investigaciones más centradas en ayudar a aquellas personas con discapacidades como es el caso de (Nuyujukian, y otros, 2018) donde se desarrolla una BCI invasiva que permite controlar un dispositivo electrónico como una Tablet.

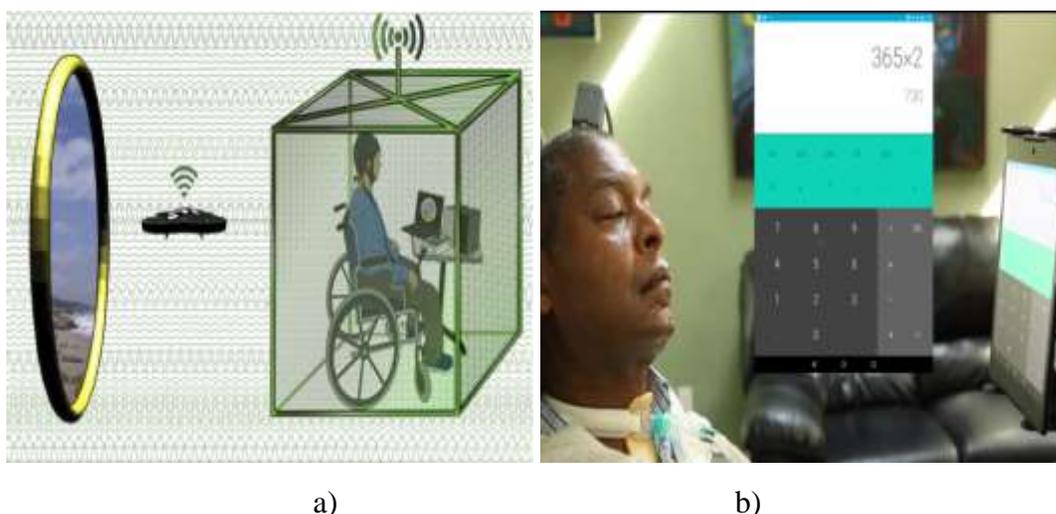


Figura 2. a) Tele-operación de dron en espacio tridimensional. b) Control cortical de una tablet por personas con parálisis.

Fuente: (LaFleur, y otros, 2013) (Nuyujukian, y otros, 2018)

En el país los estudios más comunes son realizados sobre aspectos como identificación de señales para EEG (Ubilluz, Delgado, Marcillo, & Noboa, 2018), para tareas que involucran movimiento o la imaginación de movimiento de manos y pies (Asanza, Pelaez, & Loayza, 2017), control de sillas de ruedas (Ortiz, Andaluz, Rivas, Sánchez, & Espinosa, 2016) mediante BCI. Un claro ejemplo desarrollado en la Universidad de las Fuerzas Armadas es la tesis (Sebastián, Jadán, Andrés, Enderica, & Gustavo, 2019) en la que se muestra el diseño y construcción de una silla de ruedas controlada mediante una BCI.

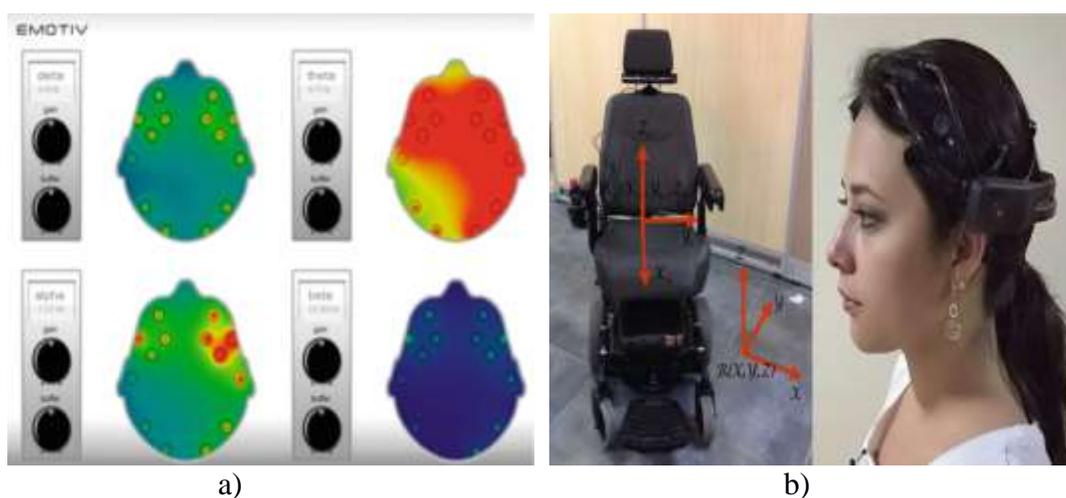


Figura 3. a) Prueba de medida de estrés b) Sistema humano silla de ruedas controlado por señales del cerebro

Fuente: (Ubilluz, Delgado, Marcillo, & Noboa, 2018) (Ortiz, Andaluz, Rivas, Sánchez, & Espinosa, 2016)

1.2. Justificación e importancia

Individuos que sufren de desórdenes neuromusculares severos o daño al sistema motor, incluyendo distrofia muscular, accidentes cerebrovasculares, y lesiones en la medula espinal, frecuentemente pierden la habilidad de mover y controlar libremente sus músculos (Meng, y otros, 2016). La calidad de vida y autonomía de las misma decaen con el tiempo, por lo cual se requiere de un sistema que brinde apoyo al individuo, evitando que se sienta menos útil.

El presente trabajo tiene como finalidad realizar una interfaz que permita operar un robot mediante el uso de un Electroencefalograma (EEG), ya que dentro del país no se han encontrado investigaciones similares a la mencionada y el mismo es de mucha utilidad para personas con discapacidades físicas en sus extremidades. El proceso implicará la participación de un robot y un casco suministrados por el Laboratorio de Mecatrónica de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE.

Actualmente, la tecnología ha logrado grandes avances en el área de robótica asistencial. Se pueden apreciar prótesis sensibles al tacto debido a sensores de fuerza miniatura (Jeong, Lee, Kim, & Kim, 2018) controladas por electromiografía (EMG) en tiempo real (Cipriani, y otros, 2011), o el uso de robots para tratamientos de rehabilitación como por ejemplo Lokomat que es una plataforma que se usa para reducir el esfuerzo producido por la terapia física (Mayr, y otros, 2007), con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas discapacitadas. De una manera similar se han usado los electroencefalogramas para el control de plataformas móviles como: sillas de ruedas en entornos virtuales (Leeb, y otros, 2007), autos en realidad virtual de tres dimensiones (Zhao, Zhang, & Cichocki, 2009), o plataformas de tele-presencia de control compartido (Tonin, Leeb, Tavella, & Perdakis, 2010)

1.3. Objetivo

1.3.1. Objetivo general

- Desarrollar una BCI para la manipulación de un robot de 6 grados de libertad mediante un casco de EEG.

1.3.2. Objetivos específicos

- Adquirir y tratar las señales recibidas por el casco de EEG mediante el uso de filtros.

- Desarrollar una interfaz para el control del robot mediante las señales de EGG.
- Implementar algoritmo para el control asistido del robot mediante la interfaz.

1.4. Descripción general del proyecto

El proyecto consiste en el desarrollo de una BCI para manipular un robot de 6 grados de libertad mediante el uso de un casco de señales EEG. Los componentes principales del proyecto son la Interfaz Cerebro Computador BCI y los sistemas de interacción humano-máquina.

El sistema tiene las siguientes partes principales: algoritmo de control, interfaz de comunicación y sistema de comunicación. El sistema de control, será diseñado a partir de experimentación en base al estudio previo. La interfaz de comunicación será diseñada en software libre. El sistema de comunicación con el robot de 6 grados de libertad, permitirá la movilidad del efector final en X, Y y Z.

El sistema de control en conjunto con la interfaz de comunicación permite al usuario interactuar con el robot. Los sistemas se construyen en base al método de control seleccionado, para lo cual es necesario una etapa de entrenamiento y adquisición de base de datos dado que el sistema está hecho a la medida.

El método de control es la parte principal del proyecto, de acuerdo al paradigma seleccionado se puede obtener una mejor manipulación del robot y del sistema en sí. Aquí se puede medir también el grado de precisión del proyecto, el cual, al tener el mayor número de aciertos en base a las señales detectadas, permitiendo de mejor manera la interacción con el dispositivo controlado.

1.5. Estructura del documento

El documento se compone de cinco capítulos: El Capítulo I es una descripción básica del proyecto; se presentan los antecedentes, estudios e investigaciones desarrollados tanto a nivel nacional como internacional acerca del tema planteado, también se presentan los objetivos, alcance, importancia y una descripción del mismo

El Capítulo 2 contiene una fundamentación teórica acerca de los temas relacionados, los temas relevantes en él son: Interfaz Cerebro Computador, Etapas de diseño de interfaz, Métodos de control.

El Capítulo 3 expone el diseño del algoritmo de control, entre lo más importante, el diseño de filtros necesarios para mejorar la señal de control y la clasificación de señales de control para su funcionamiento.

El Capítulo 4 describe las pruebas realizadas de funcionamiento y los resultados obtenidos, con el fin de lograr medir a través del estudio de las diferentes variables del sistema.

El Capítulo 5 presenta las conclusiones obtenidas una vez concluida la elaboración del proyecto y las recomendaciones para trabajos o estudios a futuro.

CAPÍTULO 2

2. INVESTIGACIÓN PREVIA

Las interfaces cerebro computador nacen como un método para restaurar las habilidades físicas de personas que se encuentran limitadas debido a disfunciones motoras severas (Ferres 2019). Aunque su estudio data desde los 60, el sistema todavía presenta problemas para una aplicación más proactiva, como son prótesis guiadas por la mente. Sin embargo, en los últimos años el avance ha sido notorio presentando una gran variedad de algoritmos que ayudan a un mejor rendimiento del sistema (Lotte, Congedo, Lécuyer, Lamarche, & Arnaldi, 2007), (Chakladar & Chakraborty, 2018), que permiten a un usuario que goza de buena salud controlar dispositivos simples.

“Una BCI es un sistema que permite medir la actividad del sistema nervioso central y convertirla en una salida artificial que reemplaza, restaura, aumenta, apoya, o mejora una salida natural del sistema nervioso central y por medio de esta cambia el modo natural de interacción entre el sistema nervioso central y el entorno interno o externo.” (Wolpaw & Wolpaw, 2012).

2.1. Interfaz Cerebro Computadora (BCI)

2.1.1. Introducción

Para definir una interfaz cerebro computadora (BCI) o cerebro maquina (BMI) primero se debe comprender el funcionamiento, y composición del sistema nervioso central, comenzando con la unidad básica en este sistema, las neuronas. Se encuentran estructuradas por dendritas, axones, y terminales como se muestra en la **Figura 4**. Las neuronas en condiciones de descanso tienen potencial eléctrico, cuyos rangos están entre 40 y 70 mV en neuronas saludables (Iaizzo, 2013). Los potenciales existen debido al exceso de iones negativos en el interior y positivos en el exterior. Se estima que un adulto saludable tiene 10^{10} neuronas siempre interactuando entre ellas. Todas se

encuentran distribuidas en el sistema nervioso del cuerpo, siendo el cerebro la parte central del sistema y compuesto por una enorme cantidad de circuitos neurales. La sinapsis que tienen las neuronas entre ellas se puede denotar como la actividad cerebral. Cada región del cerebro tiene un área de aplicación específica y a su vez se relaciona con el resto de regiones.

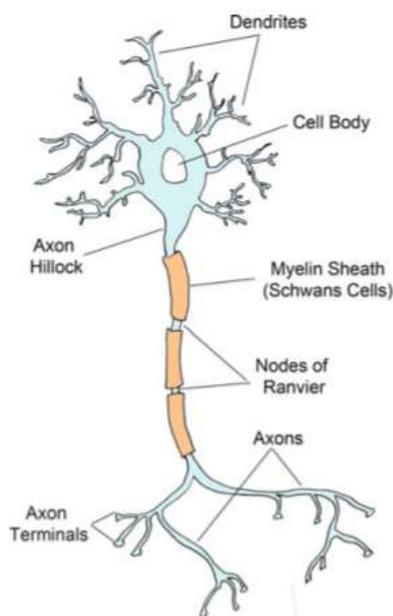


Figura 4 Estructura de Neurona
Fuente: (Iaizzo, 2013)

El cerebro humano está dividido en dos hemisferios, siendo casi simétrico y de control cruzado. El córtex frontal en la especie humana está altamente desarrollado al igual que la porción dedicada a la visión. Cada hemisferio esta convencionalmente dividido en 4 lóbulos: frontal, parietal, temporal, y occipital como se puede observar en la **Figura 5**. El hueso que protege cada lóbulo nombra dicho lóbulo.

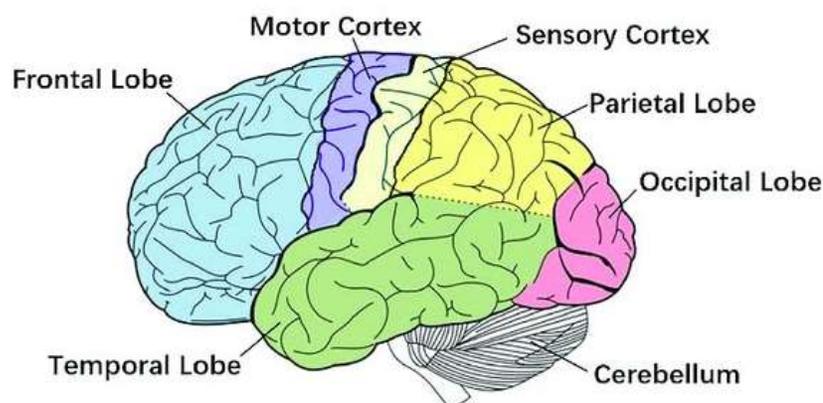


Figura 5 Distribución de los lóbulos cerebrales
Fuente: (Jinbiao, Yixuan, & Honghai, 2019)

- **Lóbulo Frontal**

Es el encargado de controlar el comportamiento del ser humano, permitiendo tomar decisiones flexibles. Mantiene información relevante durante la ejecución de tareas específicas, permitiendo de esta manera la planificación de acciones. De los cuatro lóbulos es el de mayor tamaño y en la parte posterior que ese encuentra en contacto con el lóbulo parietal se encuentra el córtex motor como se observa en la **Figura 5**, el cual se encarga de realizar los movimientos de las distintas partes del cuerpo. (Barbas, 2013)

- **Lóbulo Temporal**

Es la parte del cerebro encargada de la memoria a largo plazo, además de recolectar la información del resto de lóbulos. Debido a su posición está directamente relacionado con la información proveniente de los oídos, por consiguiente, también tiene relación con el sentido del equilibrio. (Morris, 2016)

- **Lóbulo Parietal**

Esta parte del cerebro se encarga de las funciones motoras del cuerpo como es el movimiento de brazos, piernas, entre otras. De este lóbulo cabe señalar que la parte más próxima al lóbulo frontal es conocida como la corteza somato sensorial, como se observa en la **Figura 5** que se encarga de la percepción del tacto en cada una de las partes del cuerpo. (Miall, 2016)

- **Lóbulo Occipital**

Es la parte del cerebro encargado de realizar el procesamiento de cada estímulo recibido por los ojos, es decir, que el lóbulo se encarga de recibir la información y asociarla con los datos antes adquiridos. Lesiones en esta parte del cerebro pueden terminar en pérdida de la visión o alucinación. (Williams & Usrey, 2016)

2.1.2. Señales del cerebro

Dentro del sistema nervioso central, existe un sistema encargado de lidiar con los estímulos externos que recibe el cuerpo llamado Sistema de Activación Reticular. El sistema se encarga de dirigir los estímulos receptados a distintos centros reticulares por medio de la formación reticular ubicada en el tronco encefálico, pasando por la porción del mesencéfalo para así poder llegar a los distintos centros especializados como son: el córtex somático sensorial, el córtex motor, el córtex frontal, el ganglio basal, el hipocampo y el hipotálamo.

La actividad eléctrica que produce el cerebro puede ser grabada de distintas maneras, pero la intensidad y patrones que presenta depende especialmente de la región que ha sido estimulada, al igual que el estado de la persona que está siendo monitoreada. Así se puede notar claramente una diferencia entre estados de alerta, sueño o coma. Estos potenciales eléctricos pueden variar entre los 0 y 300 mV con una frecuencia que va desde los 0 a 50 Hz. Aunque estos patrones son

irregulares se ha logrado establecer ciertas bandas que de acuerdo a (Iaizzo, 2013) y como se puede ver en la **Figura 6** son:

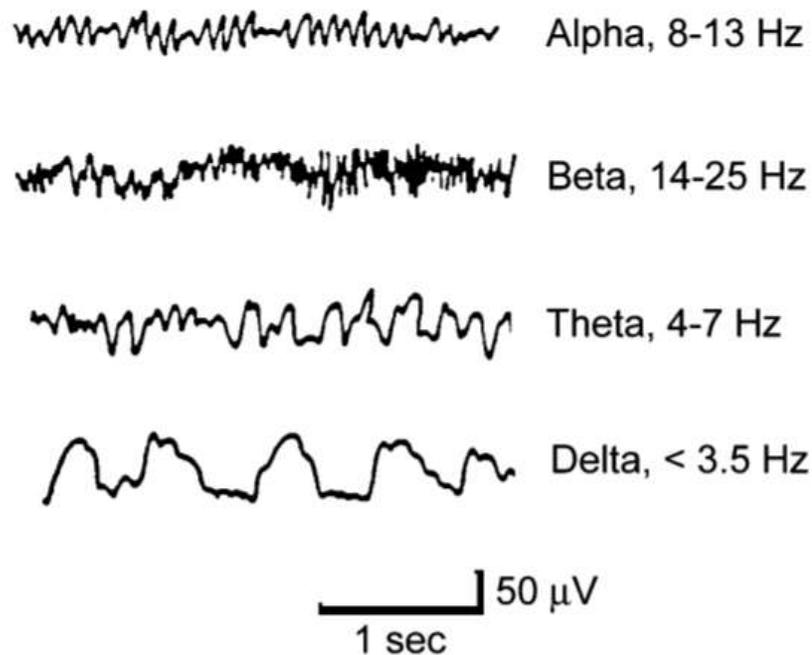


Figura 6 Ondas cerebrales en un EEG normal
Fuente: (He, Gao, Yuan, & Wolpaw, 2013)

- **Ondas Alfa**

Son ondas que se encuentran entre 8 a 13 Hz, 50mV; ocurren típicamente durante el estado de descanso o tranquilidad (principalmente se graban en la región cortical occipital).

- **Ondas Beta**

Son ondas que se encuentran entre 14 a 25 Hz; modelos de activación del sistema nervioso central que ocurren típicamente cuando una persona está bajo presión o periodos de alta concentración (principalmente se obtienen en la región cortical frontal y parietal).

- **Ondas Theta**

Son ondas que se encuentran entre 4 a 7 Hz; típicamente obtenidas durante estrés emocional, frustración, decepción. (asociadas con el lóbulo temporal y parietal).

- **Ondas Delta**

Son ondas menores a 3.5 Hz; ocurren durante el sueño, en la infancia, o en caso de una enfermedad del severa del cerebro. (Todo el córtex).

2.1.3. Métodos de Adquisición de Señales Cerebrales

Existen varios métodos para poder adquirir las señales provenientes del cerebro, algunos de estos requieren operaciones complicadas, otros equipos costosos. A continuación, se presentan algunas de las principales:

- **Implantes de electrodos**

Un electrodo implantado requiere una operación invasiva en el córtex como se muestra en la **Figura 7**, para lo cual se realiza una incisión en la cual se retira parte del hueso para poder insertar un electrodo dentro del cerebro. Después de realizada la operación el sistema es portable y permanente, además brinda una señal eléctrica directa de los potenciales en el cerebro.



Figura 7. Realizando búsqueda de video mediante implante cerebral

Fuente: (Nuyujukian, y otros, 2018)

- **Electrocorticografía (ECoG):**

A diferencia del método anterior, la Electrocorticografía se realiza con electrodos sobre la corteza cerebral expuesta. Es un método portable que brinda una medición directa de los potenciales del cerebro.

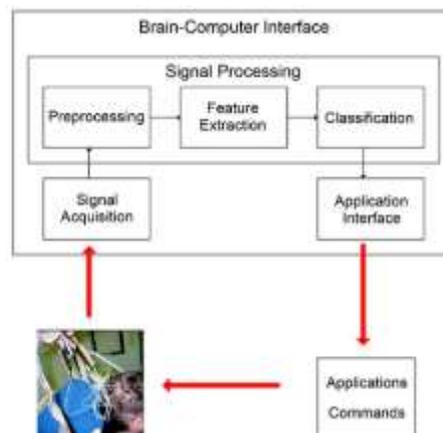


Figura 8. Diagrama de bloques de un sistema basado en ECoG.

Fuente: (Xu, Zhou, Zhen, & Yuan, 2014)

- **Magneto encefalograma (MEG):**

El magneto encefalograma realiza una medición de la inducción magnética producida por la actividad eléctrica de las neuronas, para cuantificar la inducción magnética se requiere un ambiente libre de cualquier interferencia electromagnética, incluida la producida por la tierra. Por lo tanto, el MEG es un método no portátil de medición directa.



Figura 9. Escaner MEG con paciente
Fuente: (National Institute of Mental Health, 2019)

- **Espectroscopia Funcional de Infrarrojo Cercano (fNIRS):**

El fNIRS permite cuantificar la actividad cerebral mediante medición asociada a la respuesta hemodinámica generada por el comportamiento de las neuronas convirtiendo a este método en una medición indirecta de la actividad cerebral.

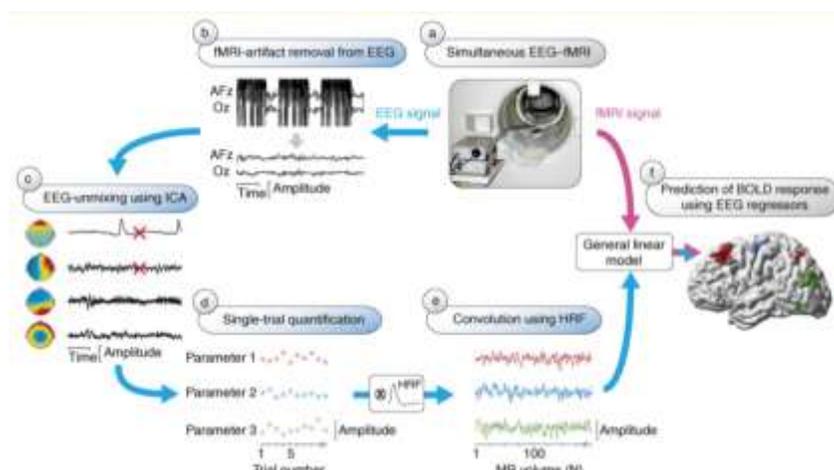


Figura 10. Análisis fMRI informado por EEG

Fuente: (Debener, Ullsperger, Siegel, & Engel, 2006)

- **Tomografía de emisión de Positrones (PET)**

Utiliza una pequeña cantidad de material radiactivo que sirve de marcador al transitar por el sistema sanguíneo, este proceso analiza imágenes recibidas por el escáner, el PET es un método de medición indirecta y por su instrumentación no es portátil.

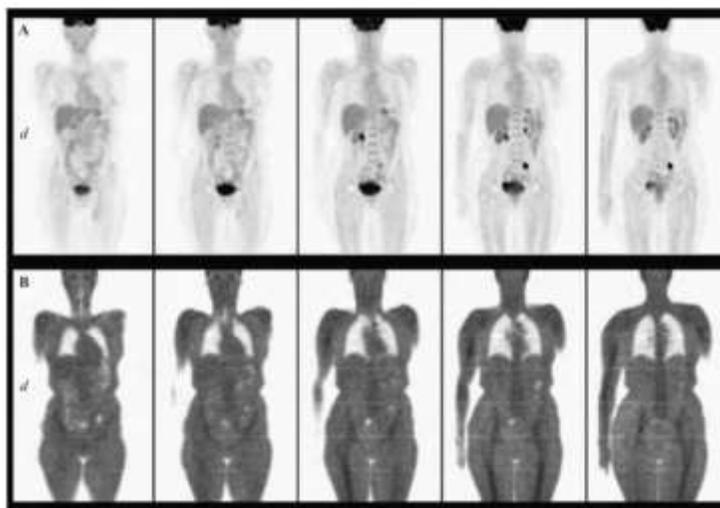


Figura 11 Tomografía por emisión de positrones
Fuente: (Gamez, Cabrera, Sopena, & García, 2002)

- **Electro encefalograma (EEG)**

El método más comúnmente usado en interfaces cerebro máquina, debido a ser una técnica dinámica no invasiva, relativamente económica en comparación a los anteriormente nombrados, portátil, y puede tomar una medición directa de la actividad eléctrica cerebral. El cerebro contiene información única que como se observó previamente se puede encontrar en regiones determinadas en un tiempo dado. La enorme cantidad de datos recogidos por esta técnica requiere de procesos autónomos para análisis de la señal recolectada, además brinda una buena resolución temporal según (He, Gao, Yuan, & Wolpaw, 2013). Las señales que se adquieren por este método presentan similitud con ondas sinodales irregulares, que se encuentran en las bandas espectrales mencionadas anteriormente.

El EEG permite obtener un indicador instantáneo y continuo del funcionamiento del cerebro usando un casco como se ve en la **Figura 12** que puede contar con un número específico de electrodos en contacto con el cuero cabelludo, dispuestos de acuerdo a un sistema estandarizado de posicionamiento colocando cada electrodo a una distancia fija alrededor del cráneo como se observa en la **Figura 13**. Las posiciones principales son calculadas en base a parámetros sencillos, se toma la distancia periférica que cubre una línea imaginaria que parte desde el Nasión, punto de intersección del hueso frontal con los huesos nasales, hasta el Inion, la proyección más prominente del hueso occipital. Se divide a la mitad esta distancia para colocar el punto central de referencia CZ, a 10% de la distancia entre el Nasión y CZ, se encuentra el primer electrodo FPZ, 20% después de este el punto FZ, a 20% del punto CZ en dirección al Inion se encuentra el punto PZ y 10% antes el Inion se encuentra el punto OZ, una distribución similar se hace a los costados para obtener la matriz de electrodos y sus posiciones a este sistema se lo conoce como 10-20. La parte derecha

de la cabeza recibe números pares para cada electrodo de acuerdo al punto principal que se encuentre en el centro, y los electrodos del hemisferio izquierdo reciben números impares, así el electrodo C3 se encuentra en el hemisferio izquierdo a la altura del punto central CZ.

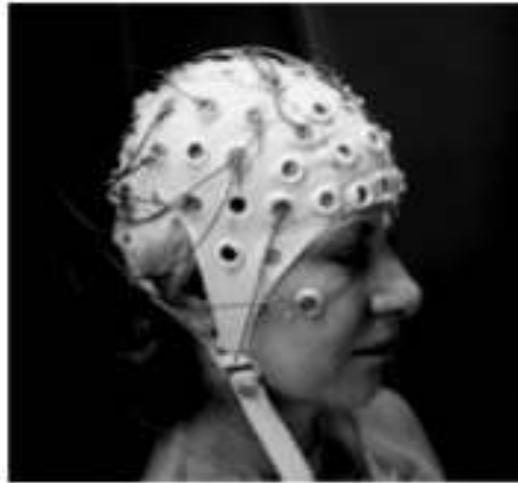


Figura 12 Casco para tomar señales EEG
Fuente: (Neuper & Pfurtscheller, 2010)

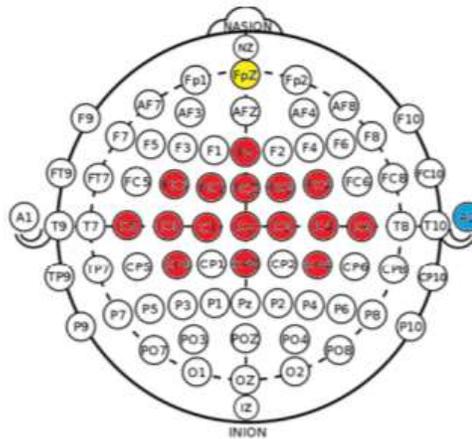


Figura 13 Diagrama de disposición de electrodos 10/20
Fuente: (Christensen, Holm, & Puthusserypady, 2019)

2.1.4. Características de BCI

Precisión: Una BCI es precisa según (Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurtscheller, & M. Vaughan, 2002) cuando su porcentaje de acierto para distinguir el comando que se está solicitando es alto. Matemáticamente se define como la razón entre los aciertos y el número total de intentos, se representa mediante una matriz de confusión y porcentaje total de aciertos.

Tasa de Transmisión de información (ITR): se define a ITR como la cantidad de información que es capaz de transmitir la BCI por unidad de tiempo o por intento de decodificación. Según (Huang, Jin, Zhang, Hu, & Wang, 2018), su fórmula es:

$$ITR = b * \left(\log_2(N) + P \log_2(P) + (1 - P) * \log_2 \left(\frac{1 - P}{N - 1} \right) \right)$$

$$b = \frac{60}{t * AVT}$$

Donde, N es el número de estímulos que el sistema es capaz de discernir, P el porcentaje de aciertos que tiene la BCI, t el tiempo que toma cada intento, y AVT el número de intentos que toma conseguir el resultado elegido deseada.

2.2. Métodos de control de BCI de acuerdo a la señal de entrada

Los sistemas BCI pueden ser clasificados en dos grupos según la naturaleza de la señal de entrada: sistemas endógenos y sistemas exógenos. En los sistemas endógenos la señal de interés a analizar depende de la capacidad del usuario para evocar señales cerebrales a través de tareas determinadas como la imaginación de movimientos y usualmente requiere de un entrenamiento significativo del usuario. Por otro lado, los sistemas exógenos usan como señal de interés la

actividad electrofisiológica generada por la exposición a estímulos externos tales como los potenciales evocados visualmente.

2.2.1. BCI basado en P300

Es una deflexión positiva en el potencial relacionado al evento (ERP) que ocurre 300- 500 ms después de haber presentado el estímulo, de ahí su nombre, y fue descubierto por Sutton (Huang, Jin, Zhang, Hu, & Wang, 2018). Es utilizado principalmente con estímulos visuales, pero también se han realizado estudios usando estímulos auditivos. Es generalmente grabado en el área central parietal. Un estudio en el cual se puede observar su desempeño en línea es (Huang, Jin, Zhang, Hu, & Wang, 2018). El ejemplo más común se puede observar en la **Figura 14** donde se usa el P300 con el paradigma de fila columna (RCP), la matriz de 6x6 que contiene el alfabeto, números, y otros elementos se presentan al usuario para la selección. Las filas y columnas parpadean aleatoriamente, y tras varias repeticiones, el algoritmo es capaz de identificar cuál evoca el P300.



Figura 14 BCI clásica basada en estímulo visual P300

Fuente: (He, Gao, Yuan, & Wolpaw, 2013)

2.2.2. BCI basado en Potenciales Evocados Visualmente (VEP)

Potenciales evocados visualmente son el resultado de aquel fenómeno electrofisiológico que refleja el procesamiento de información visual a nivel del sistema nervioso central. Si la tasa de repetición del estímulo visual es mayor a 6 Hz, las señales EEG resultantes muestran un

incremento en el poder espectral localizado en la frecuencia del estímulo y sus armónicos, dice (He, Gao, Yuan, & Wolpaw, 2013). De esta manera cuando el usuario mira un determinado estímulo visual dentro de un grupo, es posible detectar el objetivo seleccionado y realizar un comando específico. Se puede modular su frecuencia (fVEP), tiempo (tVEP), en código (cVEP) y su fase (pVEP) (Bin, Gao, Wang, Hong, & Gao, 2009). Según (Ferres, Faber, & Domingues, 2019), existe bandas de frecuencia en las que el estímulo resalta ciertas características. La banda baja que va desde 1 Hz hasta 12 Hz tiene la mayor amplitud, sin embargo, es más propensa a generar falsos positivos. En contraste, la banda alta de 30 a 60 Hz presenta la menor amplitud. Debe evitarse la banda de 15 a 25 Hz, ya que según (Songyun, Chang, Klaus, & Fangshi, 2016), tiende a generar ataques epilépticos.

En una BCI basada en potencial evocado visualmente cada uno de los objetivos debe oscilar a diferente frecuencia. Si el usuario se enfoca en un solo patrón, este genera una secuencia periódica de VEP sincronizada con la frecuencia del patrón observado, lo que permite identificar al estímulo mediante un análisis de espectro de frecuencias. Esto brinda al fVEP robustez, además de tener un sistema de configuración simple, sin que el usuario requiera de entrenamiento o sea mínimo, finalmente tiene una tasa de transferencia alta (30 a 60 bits/min) en la **Figura 15 a.** se observa que presentando estímulos de frecuencia modulada, el usuario muestra en su EEG un espectro con alta concentración de energía en la frecuencia que tiene el estímulo.

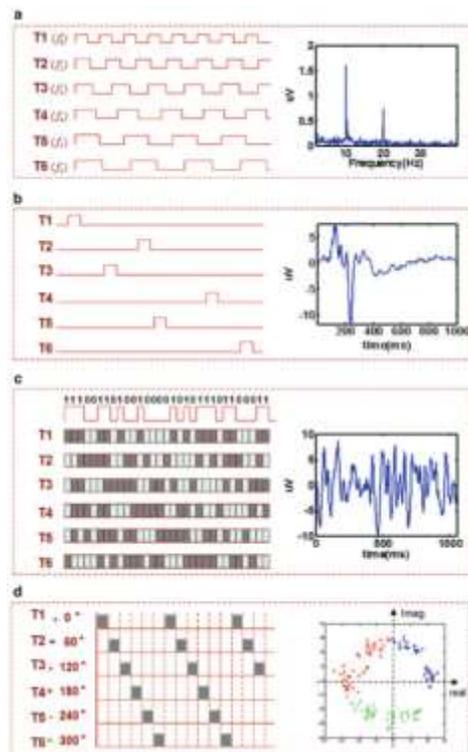


Figura 15. Potencial Visual Evocado
Fuente: (Bin, Gao, Wang, Hong, & Gao, 2009)

2.2.3. BCI basado en Imaginación del movimiento (MI)

Se puede observar como un ensayo mental de un acto motor si una salida real. Está comprobado que la imaginación de movimientos involucra regiones similares a programar y preparar dichos movimientos. Principalmente, se debe a que estas actividades están relacionadas a los cambios en la amplitud de los ritmos sensorio motores alfa y beta, registrados sobre la zona somato sensorial y motora del córtex, como se puede observar en la **Figura 16** la imaginación de movimientos muestra diferentes cursos en el tiempo de las bandas alfa y beta.

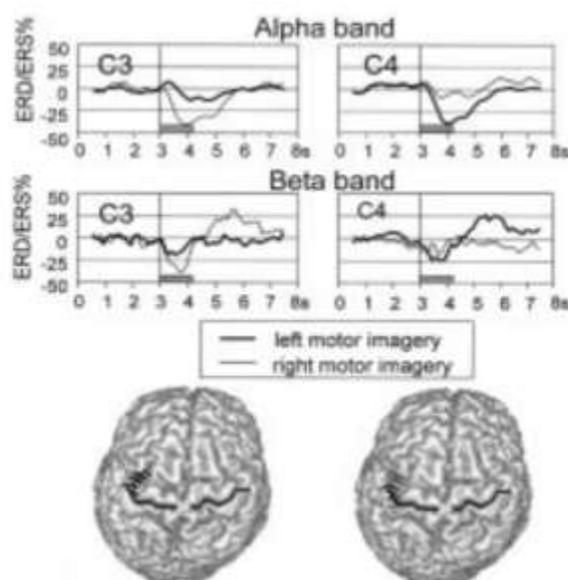


Figura 16 Curvas de ERD/ERS grabadas sobre el córtex sensoriomotor durante la imaginación del movimiento.

Fuente: (Pfurtscheller & Neuper, 2001)

2.2.4. Protocolo de pruebas

Ya que para poder obtener la señal de control deseada el sujeto que use el sistema deberá ser sometido a estímulos diferentes dependiendo el tipo de señal de entrada que se emplee, se ha establecido un protocolo de entrenamiento y prueba como se muestra en (Liu, Zhang, Duan, Zhou, & Meng, 2017), (Neuper & Pfurtscheller, 2010), (Cho, Ahn, Ahn, Kwon, & Jun, 2017), (Christensen, Holm, & Puthusserypady, 2019), (Cao, Han, Tang, Zhou, & Liu, 2018).

Aunque los estímulos presentados varían de acuerdo a la señal de entrada elegida, el patrón base es el mismo como se observa en la **Figura 17**, **Figura 18**, **Figura 19**, y **Figura 20**. Primero se muestra una pantalla con las indicaciones de que se realizará durante un tiempo determinado, después el estímulo durante el tiempo predeterminado, y finalmente una pantalla de descanso. Dependiendo el tipo de investigación este patrón podría repetirse varias veces durante un tiempo

con los estímulos que se usaran después en la pantalla de control. Así para el estímulo P300 se mostrará el audio, imagen o patrón al cual se reaccionará, en SSVEP se presentará una imagen parpadeando a una determinada frecuencia, o en Imaginación de Movimiento una indicación de realizar determinada acción como imaginar cerrar la mano derecha.



Figura 17 Protocolo complejo para estímulo P300
Fuente: (Rosenfeld, Sitar, Wasserman, & Ward, 2018)



Figura 18 Protocolo para estímulo SSVEP
Fuente: (Maggi, Parini, Piccini, Panfili, & Andreoni, 2006)

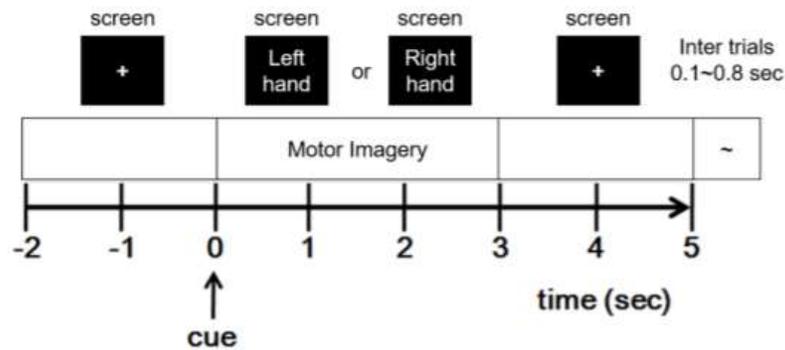


Figura 19 Protocolo para Imaginación del movimiento
Fuente: (Cho, Ahn, Ahn, Kwon, & Jun, 2017)

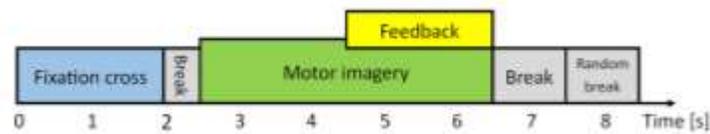


Figura 20 Protocolo para Imaginación de Movimiento
Fuente: (Christensen, Holm, & Puthusserypady, 2019)

2.3. Etapas de un sistema BCI

2.3.1. Definición

Para poder usar las señales emitidas por el cerebro se requiere un proceso como se puede observar en (He, Gao, Yuan, & Wolpaw, 2013), (Abdulkader, Atia, & Mostafa, 2015), (Cho, Ahn, Ahn, Kwon, & Jun, 2017), (Rebakah, Ashish, & Rupesh, 2018). Un sistema BCI consta básicamente de las etapas ilustradas en la figura y detalladas a continuación.

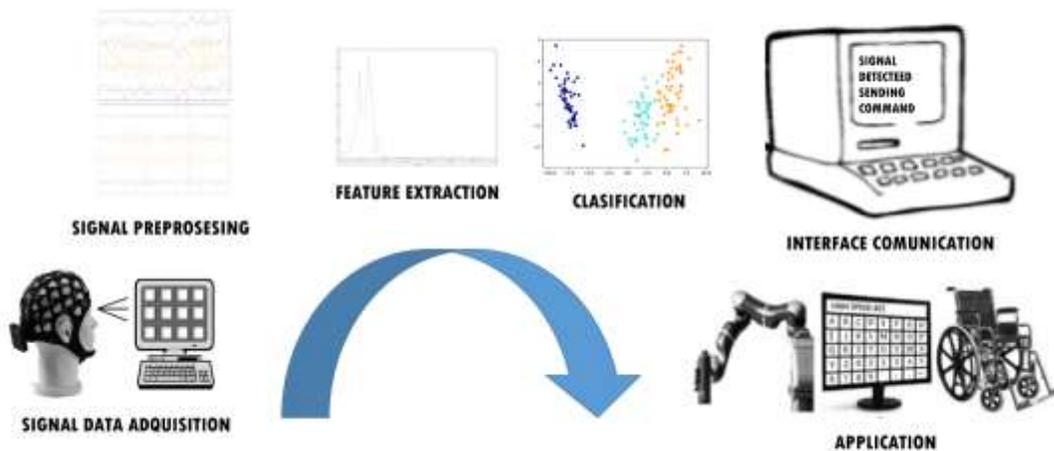


Figura 21 Esquema de sistema BCI

2.3.2. Adquisición de señales

La adquisición de señales es la parte inicial de un sistema BCI, con esta información se procederá a realizar el resto de procesos dentro del sistema, por lo tanto, hay que tener en cuenta si la adquisición de señales será peligrosa para el usuario, la medición de actividad cerebral será directa o indirecta y finalmente el sistema de adquisición de datos será portable o requiere una estación. (He, Gao, Yuan, & Wolpaw, 2013)

2.3.3. Pre-procesamiento de señales

Adquirir señales mediante dispositivos que estén en contacto con la piel genera perturbaciones durante todo el proceso, estas perturbaciones son conocidas como artefactos. El papel del pre-procesamiento es tratar de reducir el ruido generado ya sea por movimiento involuntarios como las pulsaciones del corazón, o por actos reflejos como pestañar. A las señales grabadas del corazón se las conoce como Electromiogramas (EMG) y al parpadeo como Electrooculogramas (EOG) (Burger 2015).

En el estudio (Maggi, Parini, Piccini, Panfili, & Andreoni, 2006), se usa un filtro pasa altos con frecuencia de corte de 2hz dado que su método de control usa el espectro de las ondas alfa y beta asegurando que el SSVEP se encuentre dentro de los datos analizados. (He, Gao, Yuan, & Wolpaw, 2013) afirma que para minimizar el ruido en la señal es importante entender su fuente.

2.3.4. Extracción de Características

Al ser señales tan irregulares es fácil que los algoritmos de clasificación confundan algún comando o bien lo descarten, tomándolo por simple ruido. Sin embargo, poder obtener una buena extracción de características depende enteramente de la señal que se use como método de estímulo y el método de adquisición de señales optado. Por lo tanto, para lograr una correcta extracción de características el proceso comienza desde el primer paso en la adquisición de señales. Se determina el área o región de acción del método de control, así por ejemplo si se trabaja con el método de SSVEP se analiza la región del lóbulo occipital, en el área del córtex visual. Como se vio previamente esta región en el método de adquisición EEG esta monitoreada por los electrodos POZ, OZ, IZ y sus derivaciones hacia izquierda y derecha. En contraste si se toma por señal de control la Imaginación de movimiento, cuya región de análisis en el córtex motor y somato sensorial, con el mismo método de adquisición se analizarán los electrodos FZ, FCZ, CZ, CPZ y sus respectivas derivaciones a izquierda y derecha. Cabe destacar que si se trabaja con señales estímulo aún más limitadas las regiones a estudiar se pueden limitar aún más.

Si bien es cierto que la extracción de características comienza desde la adquisición e señales el punto álgido de este paso se encuentra al momento de destacar características únicas en cada una de las señales de control. Así por ejemplo si se toma como base el VEP se puede destacar en este campo la frecuencia, el tiempo, la codificación, o la fase con la que se trabajó el estímulo. Sin

embargo, para la imaginación de movimientos se trabaja con los ritmos sensomotores, es decir, con el valor del campo eléctrico en cada banda representativa de ondas cerebrales analizando el porcentaje de eventos relacionados a la sincronización y desincronización (ERS, ERD).

Para poder destacar estas características existen infinidad de algoritmos algunos de ellos como es listado por (Chakladar & Chakraborty, 2018) son:

- **Análisis de Componente Principal (PCA)**

Mediante una transformación lineal se busca maximizar la diferencia entre un conjunto de observaciones relacionadas.

- **Análisis de Componente Independiente (ICA)**

Se realiza una reducción de ruido y de dimensiones, incrementando la tasa de intercambio de datos.

- **Patrones Espaciales Comunes (CSP)**

Maximiza la diferencia entre la varianza de la densidad de dos clases.

- **Transformada Wavelet Discreta (DWT)**

Provee de información de la señal sobre su frecuencia y tiempo. Divide las señales EEG en ventanas que se superponen y clasifica los datos de acuerdo a su frecuencia.

2.3.5. Clasificación de características

La clasificación de características tiene dos partes, una de regresión y otra de clasificación. La regresión se usa principalmente para predecir la intención del usuario basado en la extracción de características, la clasificación busca colocar estas características en la clase adecuada y

generalmente se usa en problemas de clasificación binaria. Para una clasificación objetivos múltiples se usa regresión, alguno de los algoritmos según (Chakladar & Chakraborty, 2018) son:

- **Análisis de Discriminante Lineal (LDA)**

Dibuja un hiper plano para separar características en diferentes clases basado en una función discriminante. Falla cuando existe alta cantidad de ruido y una gran cantidad de características.

- **Máquina de soporte vectorial (SVM)**

Maximiza la distancia entre los puntos cercanos de los datos de entrenamiento y los hiper planos de separación.

- **K-Nearest Neighbor (KNN)**

La salida a un vector de características es el valor promedio de todos los vecinos K dentro del espacio característico.

- **Red Neuronal Artificial (ANN)**

Sigue el modelo de procesamiento del cerebro humano. Se usa comúnmente para reconocimiento de patrones ya que aprende un conjunto de datos de entrenamiento.

2.3.6. Interfaz de comunicación

Siendo la parte final del Diseño de una BCI es importante aclarar que en esta se presentara al usuario la forma en que interactuara con el sistema entero. Al igual que el resto del proceso la forma en que se diseña la interfaz dependerá enteramente de la señal de control escogida como se puede observar en la **Figura 22**. Para el P300 es necesario presentar todos los comandos a la vez y que el usuario espere a que el estímulo que interesa aparezca. En el SSVEP la forma más sencilla es incorporar luces externas que parpadeen a la frecuencia deseada, también se puede incorporar

dentro de la interfaz gráfica. En la Imaginación de movimiento es necesario tener un feedback para que el usuario sepa que es lo que el sistema ha identificado.

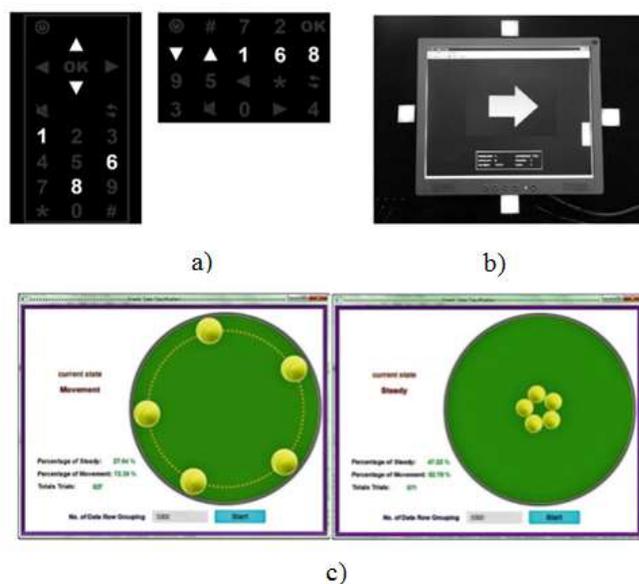


Figura 22 Tipos de GUI según señal de control a) interfaz para P300 b) interfaz para SSVEP c) Interfaz para MI

Fuente: (Cao, Han, Tang, Zhou, & Liu, 2018) (Maggi, Parini, Piccini, Panfili, & Andreoni, 2006) (Christensen, Holm, & Puthusserypady, 2019)

Poder comparar entre métodos de adquisición, señales adquiridas, algoritmos usados, es una tarea complicada por la diversidad de métodos existentes para poder realizar la implementación del sistema. En la sección 2.4 se puede observar una tabla que recopila información de algunos trabajos realizados a nivel internacional, se aprecia el método con el que realizó el estímulo, la cantidad de electrodos usados en cada experimento, filtros usados, métodos para extraer las características, clasificadores, la precisión del sistema y la tasa de transmisión de información expresada en bits por intento.

Como se puede observar todos son proyectos recientes, y utilizan métodos de extracción de características y clasificación distintos entre cada uno, el método que ha presentado mayor cantidad de señales de control es (Lin, Wang, & Gao, 2016) que presenta 40 estados que van desde estímulos de 8 Hz a 15.8 Hz con incrementos de 0.2 Hz entre cada uno, debido a la cantidad de estímulos presentados y su precisión al clasificarlos es el trabajo con mayor ITR.

2.4. Tabla comparativa

Tabla 1

Comparación de los trabajos realizados y características de los sistemas

Proyecto	Señal de control	Método de medición	Pre-procesamiento	Extracción de Características	Clasificador	Interfaz	Precisión (%)	ITR (bit/intento)
(Huang, Jin, Zhang, Hu, & Wang, 2018)	P300 Drip drop	EEG 15 canales	Pasa banda 0.1 – 30 Hz	-	BLDA (Bayesian LDA)	-	73.48	2.75
(Cao, Han, Tang, Zhou, & Liu, 2018)	P300 Táctil	EEG 22 canales	Pasa altos 0.1 Hz	-	SLDA (Stepwise LDA)	-	89	1.83
(Lin, Wang, & Gao, 2016)	SSVEP 40 estados	EEG 9 canales	Pasabanda 1 – 50 Hz	CCA	-	Para entrenamiento	83.3	3.73
(Liu, Zhang, Duan, Zhou, & Meng, 2017)	MI 4 estados	EEG 16 canales	Pasa banda 8 - 30 Hz DWT CCA	RDA CSP	KNN SVM	-	87	1.24
(Cho, Ahn, Ahn, Kwon, & Jun, 2017)	MI 4 estados	EEG 64 canales	Pasa altos	CSP	LDA	-	67.46	0.56

2.5. Resumen

Las Interfaces Cerebro Computador son interfaces de comunicación usuario máquina, cuyo objetivo es brindar al usuario una nueva forma de interactuar con su entorno, y de esta manera facilitar, suplir, mejorar el control sobre distintos dispositivos, mediante el uso de diferentes salidas artificiales del sistema nervioso central. Las BCI pueden ser clasificadas de distintas maneras, de acuerdo a la naturaleza del estímulo que se usa para generar la señal de control se pueden clasificar en BCI exógenas y BCI endógenas. En base al método que se use para la adquisición de señales pueden clasificarse en invasivas o no invasivas, portátiles, de medición directa o indirecta. Sin embargo, la clasificación que separa de mejor manera este tipo de sistemas es por su aplicación ya sea monitoreo en hospitales o clínicas para poder revisar el estado del sistema nervioso central o realizar investigaciones sobre sus enfermedades; o control para poder mover prótesis, dispositivos o interfaces de comunicación y navegación por internet.

Se puede apreciar que distintos estímulos de entrada generan distintas características a monitorear, como por ejemplo el estímulo P300 puede ser visual, auditorio o físico, porque lo que se garantiza en este estímulo es que siempre se tendrá una respuesta a los 300 ms. Estímulos que se repiten pueden dejar patrones dentro del comportamiento de las ondas del cerebro como es el Potencial Evocado Visualmente que puede modularse de acuerdo a su frecuencia, tiempo, código o fase, y al tener un estímulo repitiéndose periódicamente se genera lo que se conoce como estado estacionario del potencial evocado visualmente o SSVEP. Finalmente, las tendencias de estos sistemas se encuentran en buscar una manera de que sea el mismo usuario el que genere el estímulo de control, así se presentan las BCI basadas en la imaginación del movimiento donde se busca que

pensar en el movimiento específico genere cambios en los ritmos sensoriomotores para poder identificar así el movimiento imaginado y dejar de lado el estímulo exterior.

Aunque existe un esquema general para el desarrollo de todas las BCI se presentó que es una base que cambia de acuerdo a la señal de control que se desea obtener, aclarando que la imaginación de movimiento requiere de un entrenamiento exhaustivo, que permita asegurar la presencia del estímulo, a diferencia del P300 no requiere un entrenamiento tan arduo. De igual manera, cambia mucho la forma de analizar cada una de las BCI como se observó en la **Tabla 1** Comparación de los trabajos realizados y características de los sistemas la señal de control que requiere de mayor procesamiento para un mejor desempeño es la imaginación de movimiento, mientras que el P300 y SSVEP solo necesitan resaltar características que se encuentran fácilmente.

CAPÍTULO 3

3. DISEÑO MECATRÓNICO

En el presente capítulo se discute el diseño de BCI para manipulación de un robot de 6 grados de libertad. Como se observa en la **Figura 23** partiendo del “modelo V” usado en VDI 2206 para el diseño de sistemas mecatrónicos, presentando un producto final que se compone de subsistemas analizados individualmente.

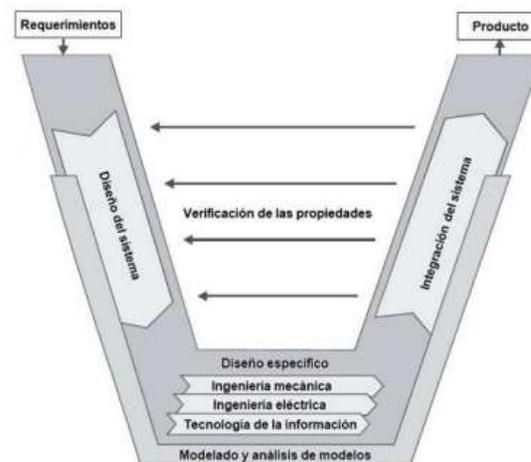


Figura 23 Norma VDI Modelo V para diseño de sistemas Mecatrónicos
Fuente: (German Association of Engineers, 2004)

3.1. Diseño de Sistema

Para el diseño de la plataforma se identifican 3 subsistemas, mecánico, electrónico y control, y de TICs. En los que se presentan los componentes que se involucran en cada subsistema.

3.2. Subsistema Mecánico

El subsistema mecánico hace referencia al robot que será controlado, si tiene una cinemática sencilla, bajo costo y disponibilidad. La identificación de requerimientos generales que debe

cumplir el subsistema mecánico para desarrollar una BCI para controlar un brazo robótico de 6 grados de libertad se presentan en la **Tabla 2**:

Tabla 2
Identificación de requerimientos. Subsistema Mecánico

ítem	Requerimiento
1	Modular
2	Cinemática sencilla
3	Bajo costo.
4	Disponibilidad
5	Tamaño
6	Compatibilidad con sistema operativo

Para evaluar el subsistema mecánico se propone las métricas establecidos en la **Tabla 3** estableciendo ponderaciones entre 1 y 5, siendo 5 la más importante.

Tabla 3
Métricas del subsistema mecánico

Ítem	Requerimiento	Métrica	Importancia	Unidades
1	1,2,4,5	Tiempo de ensamble	5	horas
2	5,2	Identificación de área de trabajo	3	m ²
3	3,5	Costo reducido	5	dólares
4	6	Compatibilidad con sistemas operativo	4	Subjetivo

3.2.1. Componentes del subsistema mecánico

En la **Figura 24** Componentes del subsistema mecánico se describe las etapas que contiene el subsistema

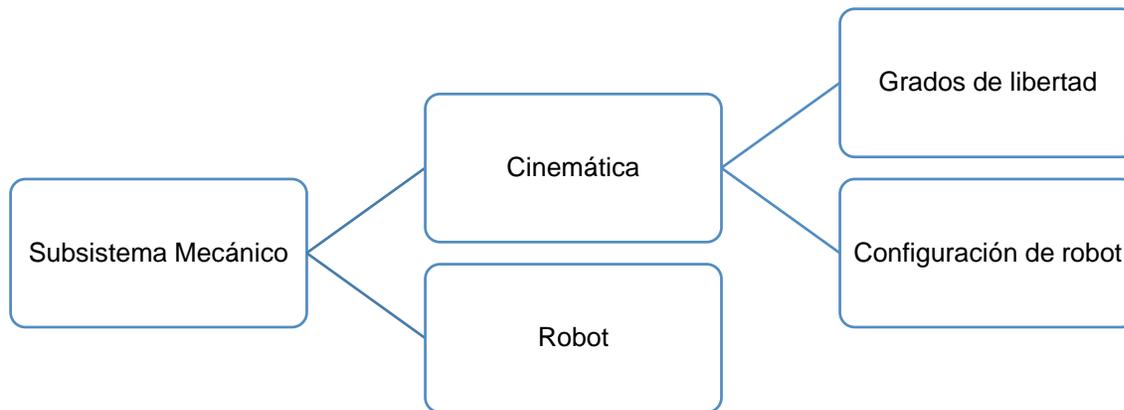


Figura 24 Componentes del subsistema mecánico

3.2.2. Cinemática

Se define a cinemática como el análisis geométrico del movimiento de un robot, tomando en cuenta solo su posición, velocidad y aceleración. De esta manera, dicho análisis se realiza de dos formas, como se muestra en la **Figura 25**. La cinemática directa: que analiza la posición y orientación del efector final del robot en base al estado de las articulaciones, sean ángulos y desplazamientos. Cinemática inversa: que analiza los ángulos o desplazamientos, en base a la configuración y grados de libertad del robot, que debe tener dicho robot para llevar el efector final a una posición y orientación definida. (Lynch & Park, 2017)

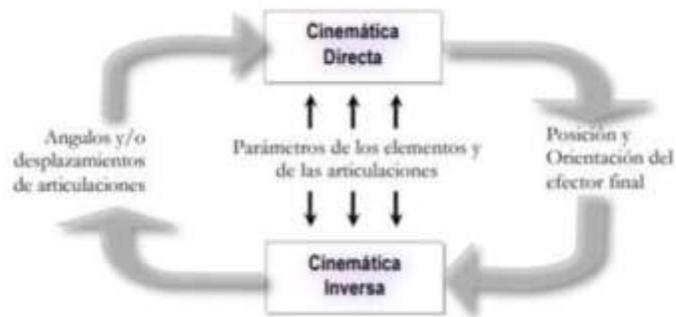


Figura 25 Cinemática inversa y directa.
Fuente: (Jaramillo Botero, sf)

La cinemática de un robot depende en gran medida del número de grados de libertad que tenga, el tipo de articulación que disponga en cada grado de libertad, y la disposición en la que se encuentra dando lugar así al concepto de configuración de Robot.

3.2.2.1. Grados de libertad

El termino grados de libertad hace referencia a la cantidad de movimientos, traslaciones y rotaciones, independientes que posee un cuerpo. Para especificar la localización de un punto sobre el espacio se requiere especificar tres coordenadas, a diferencia de un cuerpo que además requiere tres ángulos para especificar su orientación en el espacio. De esta manera para definir la localización y orientación de un cuerpo se requiere de 6 parámetros, uno por cada grado de libertad (Niku, 2001). Así la posición del efector final de un robot dependerá del número de grados que posea un robot como se puede observar en la **Figura 26**, aunque ambos poseen 3 juntas rotacionales en el brazo, solo la muñeca de Euler permite que el efector final del brazo de 6 grados pueda tener orientación en el espacio.

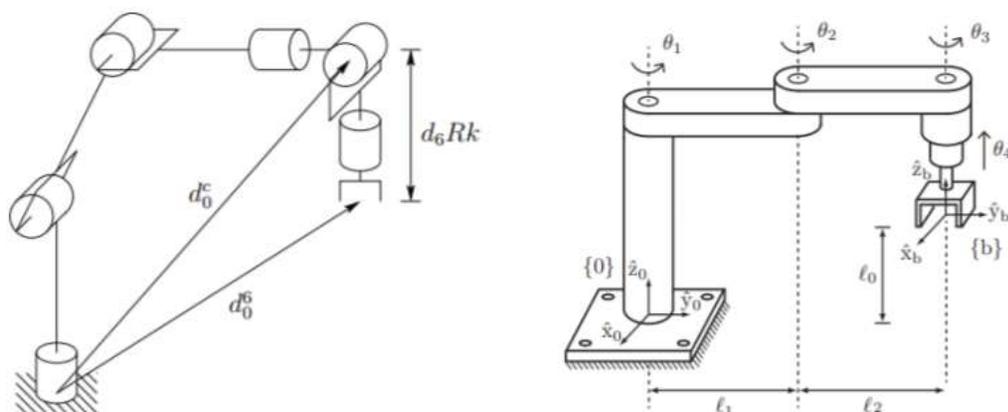


Figura 26 Brazo de 6 grados 6R y brazo de 4 grados RRRP (Scara)
Fuente:(Lynch & Park, 2017)

3.2.2.2. Configuración de robot

Una articulación se define como el tipo de unión que habilita a dos elementos distintos a moverse en libertad, este tipo de unión puede permitir uno o más movimientos de traslación o rotación. La configuración de un robot está relacionada al tipo y disposición de articulaciones que tenga, esto también define el área de trabajo que ocupa, como se puede observar en la **Figura 27**.

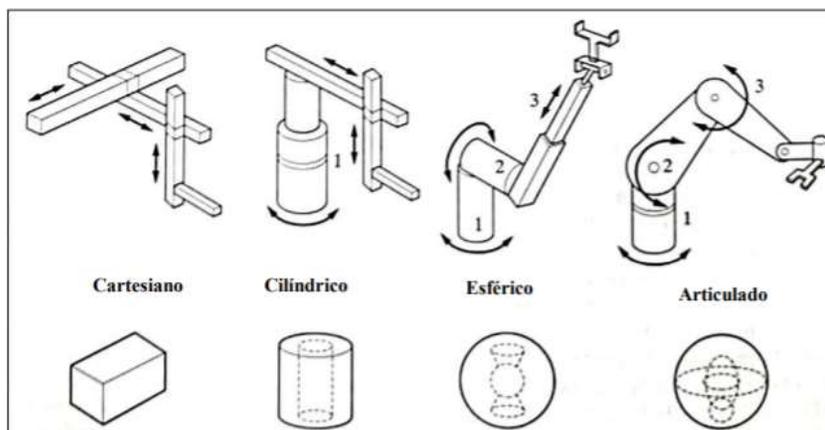


Figura 27 Área de trabajo según su configuración
Fuente:(Niku, 2001)

3.2.3. Robot

El robot que se adaptará tiene 6 grados de libertad, se encuentra en el laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos, con juntas rotacionales y una muñeca de Euler como se muestra en el esquema de la **Figura 28**, sus características se presentan en la **Tabla 4**.

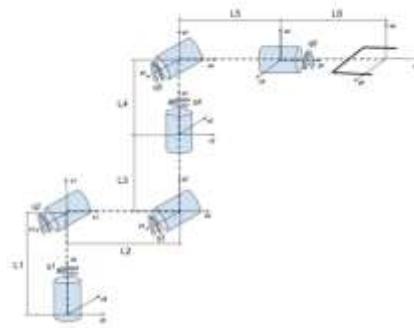


Figura 28 Robot de 6 DOF y Esquema de sus articulaciones
Fuente (*Galarza, 2019*)

Tabla 4

Características Robot 6 DOF

Característica	Valor
Precisión	2.03 mm
Repetitividad	± 4.89 mm
Carga Útil	0.15 Kg
Material	PLA
Volumen	225x225x160 mm
Sistema operativo	Rasbian, ROS Kinetic

3.3. Subsistema Electrónico y de Control

El subsistema Electrónico y de control hace referencia método de adquisición, el estímulo de control y el algoritmo de control. La identificación de requerimientos generales que debe cumplir el subsistema Electrónico y de Control para desarrollar una BCI para controlar un brazo robótico de 6 grados de libertad se presentan en la **Tabla 5**:

Tabla 5

Identificación de requerimientos. Subsistema Electrónico y de Control

ítem	Requerimiento
1	Facilidad de Uso
2	Disponibilidad
3	Código abierto
4	Bajo costo
5	Facilidad de tomar datos
6	Compatible con Windows, Ubutu

Para evaluar el subsistema electrónico y control se propone las métricas establecidos en la **Tabla 6** estableciendo ponderaciones entre 1 y 5, siendo 5 la más importante.

Tabla 6

Métricas del subsistema Electrónico y de Control

Ítem	Requerimiento	Métrica	Importancia	Unidades
1	2,3,4	Disponibilidad	5	Subjetivo
2	1,3	Accesibilidad al código	4	Subjetivo
3	1,4,5	Costo reducido	2	Dólares
4	6,2	Compatibilidad con sistemas operativo	4	Subjetivo

3.3.1. Componentes del subsistema Electrónico y de Control

En la **Figura 29** se describe las etapas que contiene el subsistema

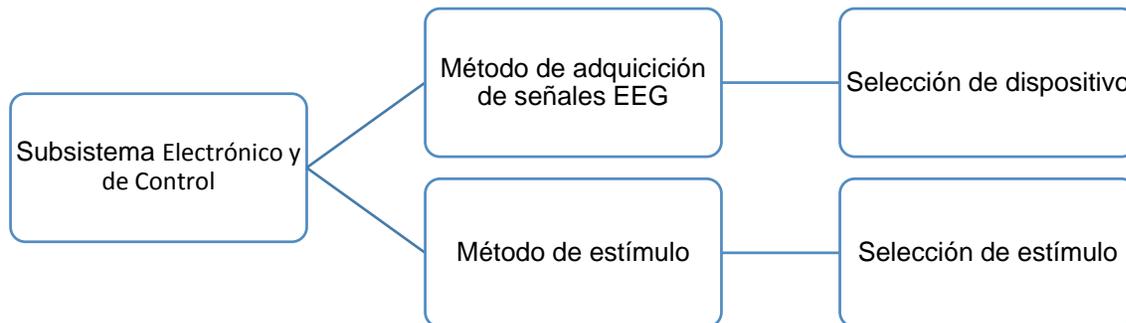


Figura 29 Componentes del subsistema Electrónico y de Control

3.3.2. Método de adquisición de señales EEG

Como se dispuso en el Capítulo 2, existen varios métodos para adquirir las señales del cerebro uno de ellos el electroencefalograma que se realiza mediante electrodos que se pueden colocar en contacto con el cuero cabelludo. Dentro de estos dispositivos las partes principales son: número de electrodos, tasa de muestreo y tipo de electrodos. En el laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos se cuenta con, dos dispositivos para poder tomar señales de EEG la Epoc de Emotive que se muestra en la **Figura 30** y el g,Nautilus de g.tec que se muestra en la **Figura 31**.



Figura 30 Diadema Emotive Epoc
Fuente: (Gang, 2018)



Figura 31 Casco g.Nautilus g.tec
Fuente: (g.tec, 2020)

3.3.2.1. Selección del Dispositivo para adquirir señales

A. Casco EEG Emotive Epoc: Es un casco de adquisición de señales EEG con una tasa de adquisición de datos de 128Hz. Consta de 14 electrodos que de acuerdo al sistema internacional 10 – 20 son: AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4. El sistema de adquisición usa electrodos húmedos y resolución de 16 bits.

B. Casco EEG g.Nautilus: Es un casco de adquisición de señales EEG con una tasa de muestreo de 250 Hz. Consta de 64 canales de acuerdo al sistema de internacional 10-20. El dispositivo usa electrodos secos y resolución de 8 bits.

Para la matriz selección del dispositivo para adquirir señales se toman en cuenta los siguientes factores: disponibilidad, número de electrodos y tasa de muestreo con sus respectivas ponderaciones como se observa en la **Tabla 7** comparados a través de la matriz de selección con ponderaciones de 1 a 5, siendo 5 más representativo.

Tabla 7

Criterios para la selección del dispositivo de adquisición de datos

Criterio	No Electrodo	Tasa de muestreo	Disponibilidad	Suma+1	Ponderación
No Electrodo	-	0,5	0,2	1.7	0.283
Tasa de muestreo	0,5	-	0,2	1.7	0,283
Disponibilidad	0,8	0,8	-	2.6	0.433
			Total	6	

Tabla 8

Matriz de selección del dispositivo de adquisición de datos

	Concepto	No Electrodo Dedicados			Tasa de Muestreo			Disponibilidad			TOTAL
		peso	criterio	T	peso	criterio	T	peso	criterio	T	
EPOC	Concepto 1	0.283	3	0.849	0.283	3	0.849	0.433	5	2.165	3.863
g.Nautilus	Concepto 2	0.283	4	1.132	0.283	4	1.132	0.433	3	1.299	3.563

Después de realizar la matriz de Holmes para seleccionar el dispositivo de adquisición de datos como se muestra en la **Tabla 8** se concluye que la opción Casco EGG Emotive Epoc es el adecuado para adquirir las señales del cerebro especialmente por su disponibilidad.

3.3.3. Método de estímulo para señal de control

Como se dispuso en el Capítulo 2, existen varias señales que se pueden usar para controlar dependiendo del estímulo de entrada al sistema. Estas señales tienen como características la ubicación en la que pueden ser tomadas, porcentaje de aciertos y la tasa de transmisión de información (ITR).

3.3.3.1. Selección de estímulo para señal de control

A. P300: señal que se presenta a los 300 ms de haber generado el estímulo, con un ITR de 2.75 bit/trial y 73% de aciertos. Generalmente se debe tener en cuenta toda el área de obtención.

B. SSVEP: Señal que se tiene al presentar un estímulo de forma reiterada, tiene un tiempo de estimulación mínimo de 1.5 segundos, un ITR de 3.4 bit/trial y 83% de aciertos, generalmente se encuentra en el lóbulo visual.

C. Imaginación del movimiento: Señal que se tiene al imaginar el movimiento de una extremidad, tiene un tiempo de estimulación mínimo de 4 segundos con un ITR de 1.73 bits/trial y 87% de aciertos. Generalmente se lo encuentra en el córtex motor y sensorial.

Para la matriz selección del estímulo que se usará para la señal de control se toman en cuenta los siguientes factores: ITR, facilidad de adquisición, cantidad de electrodos, como se observa en la **Tabla 9** que se usaran en la matriz de selección con criterios de ponderación entre 1 a 5, siendo 5 la mayor puntuación.

Tabla 9
Criterios de diseño para selección de estímulo

Criterio	ITR	Simplicidad de adquisición	Cantidad de electrodos	Suma + 1	Ponderación
ITR	-	0.4	0.2	1.6	0,267
Simplicidad de adquisición	0.6	-	0,5	2.1	0,35
Cantidad de electrodos	0.8	0,5	-	2,3	0,383
			Total	6	

Tabla 10*Matriz de selección de estímulo*

	Concepto	ITR			Simplicidad de adquisición			Cantidad de electrodos			TOTAL
		peso	criterio	T	Peso	criterio	T	peso	criterio	T	
P300	Concepto 1	0.267	3	0.801	0.35	5	1.75	0.383	3	1.149	3.7
SSVEP	Concepto 2	0.267	5	1.335	0.35	4	1.4	0.383	5	1.915	4.65
MI	Concepto 3	0.267	4	1.068	0.35	3	1.05	0.383	4	1.532	3.65

Después de realizar la matriz de selección como se ve en la

Tabla 10 para seleccionar el estímulo con el cual se obtendrá la señal de control se concluye que la mejor opción es el concepto 2: El potencial visual evocado de estado estable debido al alto ITR que presenta la investigación, y la cantidad de electrodos que requiere, ya que va de acuerdo al casco que se obtuvo en la matriz anterior.

3.4. Subsistema TICs

El subsistema TICs hace referencia al método de comunicación entre el sistema y el robot, como se enviarán los datos, de qué manera se interactuará con el robot. La identificación de requerimientos generales que debe cumplir el subsistema mecánico para desarrollar una BCI para controlar un brazo robótico de 6 grados de libertad se presentan en la **Tabla II**:

Tabla 11
Identificación de requerimientos del subsistema TICs

ítem	Requerimiento
1	Velocidad de transmisión
2	Agradable
3	Fácil interacción del sistema
4	Código abierto
5	Interfaz humano máquina
6	Compatibilidad con sistema operativo

Para evaluar el subsistema TICs se propone las métricas establecidos en la **Tabla 12** estableciendo ponderaciones entre 1 y 5, siendo 5 la más importante.

Tabla 12
Métricas del subsistema TICs

Ítem	Requerimiento	Métrica	Importancia	Unidades
1	2,4,5	Tiempo de desarrollo	5	horas
2	1	Tasa de transferencia de información	3	Bit/min
3	3,5	Costo reducido	5	dólares
4	6	Compatibilidad con sistemas operativo	4	Subjetivo

3.4.1. Componentes del subsistema TICs

En la **Figura 32** se describe las etapas que contiene el subsistema TICs.

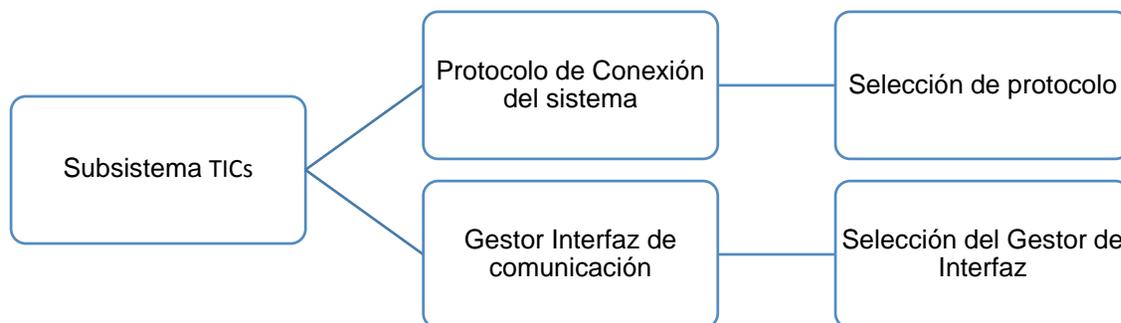


Figura 32 Componentes del subsistema TICs

3.4.2. Protocolo de Conexión del sistema

3.4.2.1. Selección del protocolo de comunicación

A. UTP: protocolo de comunicación con arquitectura servidor - cliente, orientada a la capa de transporte, es de alta velocidad de transmisión, pero no confiable debido a que no tiene las garantías de la capa superior de entrega de mensajes, siendo un protocolo solo de envío.

B. TCP: protocolo que permite la transmisión controlada de datos entre dos anfitriones, es un protocolo confiable ya que realiza la confirmación de entrega de paquetes durante la conexión.

C. MQTT: Protocolo de conexión maquina - maquina usado para internet de las cosas (IoT), principalmente usado para la comunicación de sensores, ideal para aplicaciones móviles, por su tamaño reducido, y bajo nivel de consumo energético.

Para la matriz selección del tipo de Protocolo que se usara para la comunicación entre el robot y el sistema de control se tomara en cuenta los siguientes criterios: Velocidad de transmisión, Ancho de banda. Sus ponderaciones como se muestran en la **Tabla 13**, que se usara en la matriz de selección.

Tabla 13
Criterios para la selección del Protocolo de comunicación

Criterio	Velocidad de transmisión	Ancho de banda	Confiabilidad	Suma + 1	Ponderación
Velocidad de transmisión	-	0.8	0.8	2.6	0.433
Ancho de banda	0.2	-	0.6	1.8	0.3
Confiabilidad	0.2	0.4	-	1.6	0,267
Total				6	

Tabla 14
Matriz de selección de protocolo de comunicación

	Concepto	Velocidad de Transmisión			Ancho de Banda			Confiabilidad			TOTAL
		peso	criterio	T	Peso	criterio	T	peso	criterio	T	
UDP	Concepto 1	0.433	5	2.165	0.3	4	1.2	0.267	2	0.534	3.899
TCP	Concepto 2	0.433	3	1.299	0.3	3	0.9	0.267	4	1.068	3.267
MQTT	Concepto 3	0.433	2	0.866	0.3	3	0.6	0.267	5	1.335	2.801

Según la matriz de selección para el protocolo de comunicación mostrado en la **Tabla 14** se obtiene que el mejor protocolo para este sistema es UDP debido a su alta velocidad de transferencia..

3.4.3. Gestor de Interfaz de comunicación

3.4.3.1. Selección de Gestor Interfaz de comunicación

A. Godot: Software de creación de videojuegos, de código abierto bajo la licencia del MIT. Se basa en la creación de escenas y presentación de las mismas bajo un esquema jerárquico. Permite al usuario interactuar con el código para realizar comunicación por medio de scrips, usa editor GDscrip vasado en lenguaje Python.

B. PyQT: es una ligadura de la biblioteca gráfica de QT para el lenguaje de programación Python, permite desarrollar entornos gráficos para aplicaciones en lenguaje base Python.

C. Tkinter: kit de herramientas para desarrollo de interfaz gráfica de usuario, cuya mayor fortaleza es la ubicuidad y simplicidad. Parte de la programación básica para desarrollo de interfaces, es decir, cada botón, imagen y etiqueta es programado para su presentación.

Para la selección de la interfaz de comunicación se usara los criterios: simplicidad de programación, requerimiento computacional y tasa de actualización de imagen con sus respectivas ponderaciones como se observa en la **Tabla 15**, que se usara en la matriz de selección.

Tabla 15

Matriz de selección de criterios para la selección del tipo gestor gráfico

Criterio	Simplicidad de programación	Requerimiento Computacional	Tasa de actualización de imagen	Suma + 1	Ponderación
Simplicidad de programación	-	0.6	0.6	2.2	0.367
Requerimiento Computacional	0.4	-	0,4	1.8	0,3
Tasa de actualización de imagen	0.4	0.6	-	2.0	0,333
			Total	6	

Tabla 16

Matriz de selección de interfaz gráfica

	Concepto	Simplicidad de programación			Requerimiento Computacional			Tasa de actualización de imagen			TOTAL
		peso	criterio	T	Peso	criterio	T	peso	criterio	T	
Godot	Concepto 1	0.367	5	1.835	0.3	3	0.9	0.333	5	1.765	4.5
PyQT	Concepto 2	0.367	3	1.089	0.3	4	1.2	0.333	4	1.432	3.721
Tkinter	Concepto 3	0.367	2	0.734	0.3	4	1.2	0.333	4	1.432	3.366

Según la matriz de selección para la interfaz gráfica se usará Godot como se muestra en la **Tabla 16** ya que es la más óptima cumpliendo con las métricas establecidas como simplicidad de programación y tasa de actualización de imagen.

CAPÍTULO 4

4. INTEGRACIÓN Y VALIDACIÓN

En el presente capítulo se desarrolla e implementa del diseño expuesto en el capítulo anterior. Se realizarán las pruebas de precisión y repetitividad en el algoritmo de clasificación. También se mostrará el sistema en funcionamiento en tiempo real, de igual manera se probará la conexión entre las distintas partes del sistema.

4.1. Implementación de subsistemas

4.1.1. Subsistema Mecánico

Dada la programación en nodos realizada en el robot de 6 grados de libertad, se crea un nodo externo que interactúa con el nodo principal enviando la posición establecida a los servomotores de acuerdo a la lógica de programación usada en la interfaz gráfica. A continuación, se explica en el pseudocódigo la función del nodo.

Pseudocódigo de adquisición de datos para entrenamiento

```
Establecer conexión con la interfaz;  
Recibe datos de tipo de control;  
Calcula posición de articulación si es control cartesiano;  
Ajusta la posición de articulación si es control articular;  
Publica conjunto de posiciones para servomotores al nodo de control de servomotores;
```

4.1.2. Subsistema Electrónica y Control

Como se presentó en el capítulo 2 el desarrollo de BCI requiere de 5 etapas, previa selección del estímulo que dará la señal de control. A continuación, se presentará cada una de las etapas.

4.1.2.1. Adquisición de señal

Del capítulo anterior se obtuvo que el dispositivo que se usará para la adquisición de datos es la Emotiv EPOC con las especificaciones que se puede ver en la **Tabla 17**. El tipo de estímulo que se utilizara para la señal de control es SSVEP, el cual presenta un patrón que parpadea a una frecuencia específica. Como el ITR de este estímulo es de 3.72 bits/trial de acuerdo (Lin, 2016) usando una cantidad de 40 estímulos simultáneos, en este proyecto se usará como base 4 estímulos que se tomaran en el rango de frecuencias efectivas de acuerdo al capítulo 2.

Tabla 17
Características Emotive EPOC

Parámetro	Valor
Canales	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, T8, FC6, F4, F8, AF4
Frecuencia de Muestreo	128 Hz
Resolución	16 bits = 1.95 Uv
Conectividad	Wireless propietario, 2.4GHz
Batería	Li-poly
Vida Batería	12 hs

Las señales estímulo serán de 9, 10, 12 y 15 Hz que se encuentran dentro del rango efectivo mencionado en el capítulo 2. En base a la señal estímulo, cuya presencia es más fuerte en el lóbulo occipital, córtex visual, se tomará la señal de los electrodos P7, O1, O2, P8 como se muestra en la **Figura 33**.

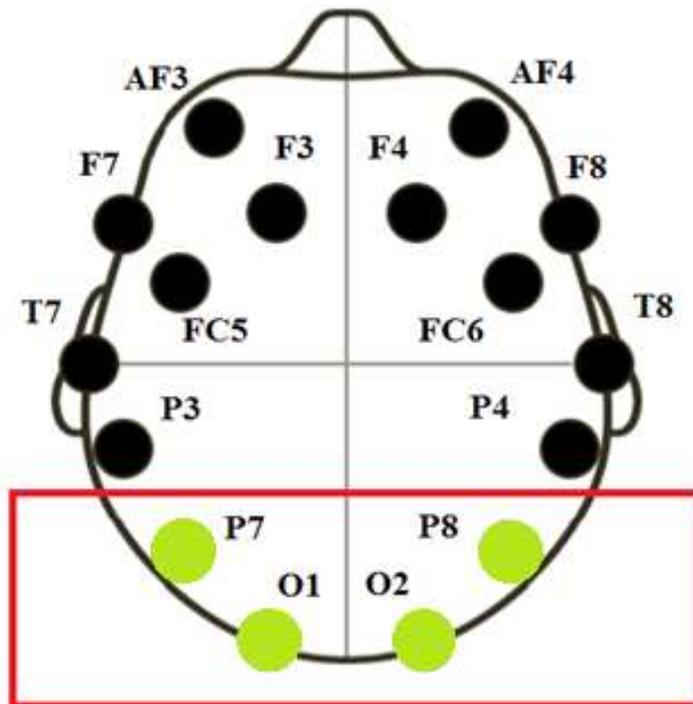


Figura 33 Selección de electrodos para análisis

4.1.2.2. Pre-procesamiento de la señal

De acuerdo a la (Liu, 2017), (Maggi, 2006) (Huang, 2017), sin importar el tipo de paradigma estudiado, se aplica un filtro para la reducción de ruido y obtención de la señal en la banda alfa y beta. En esta investigación se usará un filtro digital pasa banda butterworth con las características que se presentan en la **Tabla 18**.

Tabla 18

Características del filtro de pasa banda

Parámetro	Valor
Orden	6 to
Frecuencia de corte superior	50 Hz
Frecuencia de corte inferior	8 Hz
Frecuencia de muestreo	128 Hz

Para obtener una señal más continua en el tiempo se utilizó el método para eliminación de ruido denominado transformada discreta wavelet, aplicando una serie de filtros de corte de frecuencia alta y baja se puede descomponer la señal en sus detalles y aproximaciones, dependiendo el nivel de filtrado y el tipo de umbral usado se puede llegar a tener una señal muy continua. Existe gran variedad de modelos para usar en la descomposición como se puede ver en (pywavelet, 2019), a continuación, se detalla en la **Tabla 19** y la los parámetros que se usó cada filtro, que se probó en el sistema.

Tabla 19
Parámetros para filtro 1

Parámetro	Valor
Nivel de descomposición	2-4
Tipo de Wavelet	Discrete Meyer Wavelet
Tipo de umbral	Visu Shrink method (Donoho universal threshold)

Tabla 20
Parámetros para filtro 2

Parámetro	Valor
Nivel de descomposición	2-4
Tipo de Wavelet	Debauchies Wavelet (3,4)
Tipo de umbral	Visu Shrink method (Donoho universal threshold)

4.1.2.3. Extracción de Características

Después de realizar el filtrado se procede a extraer o resaltar las características que se busca encontrar en los datos obtenidos, en este caso se busca resaltar la frecuencia que tiene el patrón presentado, se comparó dos métodos.

El primero, es una transformada rápida de Fourier que nos permite observar cual es el espectro de frecuencias dentro de la señal y de esta manera extraer la frecuencia predominante dentro de la ventana de muestreo, como se puede observar en la **Figura 34**.

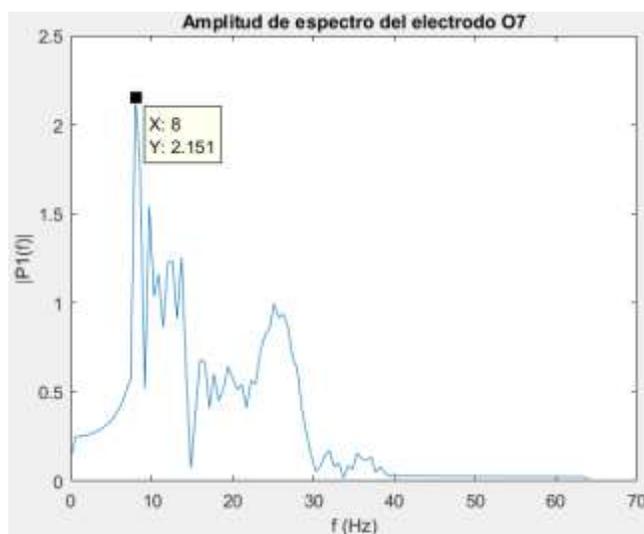


Figura 34 Amplitud de Espectro del electrodo O7

El segundo método consiste en realizar un análisis de correlación canónica (CCA) de la señal obtenida con las frecuencias que se está analizando con este método como se puede observar en la **Figura 35** y la **Figura 36** Correlación con el coseno, la señal obtenida tiene mayor correlación con la señal senoidal y conoidal del 9 Hz como lo muestra la **Tabla 21** de ponderaciones calculada.

El CCA consiste en realizar una relación entre dos señales X y Y, mientras mayor sea el parecido de estas señales el porcentaje de la correlación aumenta, de esta manera comparamos nuestra señal con las funciones seno y coseno en las frecuencias de estímulo, la razón de este procedimiento es que las señales de actividad cerebral presentan gran parentesco a las funciones seno y coseno dependiendo de la fundamental que estas ondas tengan.

En la **Figura 35** se compara la señal del electrodo O7 con la función seno de 9, 10, 12 y 15 Hz. Como se puede observar la señal del electrodo en azul tiene mayor similitud respecto a su amplitud con la señal en rojo de 9 Hz pero tienen diferencia de fase. De igual manera en la **Figura 36** se observa la misma similitud en amplitud, pero con diferencia en fase. Realizar una comparación visual es bastante abstracta debido a la cantidad de señales con las que se compara, pero matemáticamente se puede obtener el porcentaje de relación haciendo uso de la covarianza de las señales, y el proceso de análisis canónico, como se muestra en la **Tabla 21** la señal del electrodo presenta mayor correlación con la señal senoidal y cosenoidal de 9 Hz.

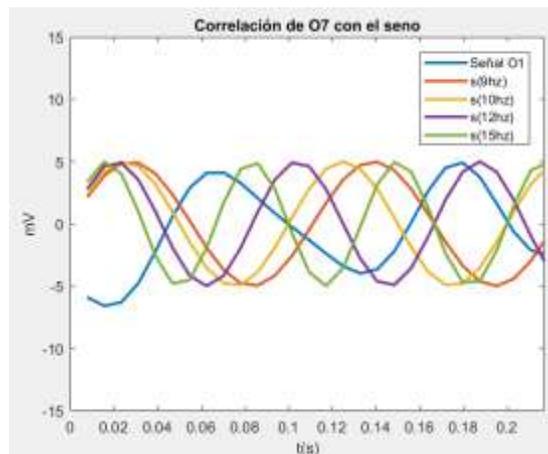


Figura 35 Correlación con el seno

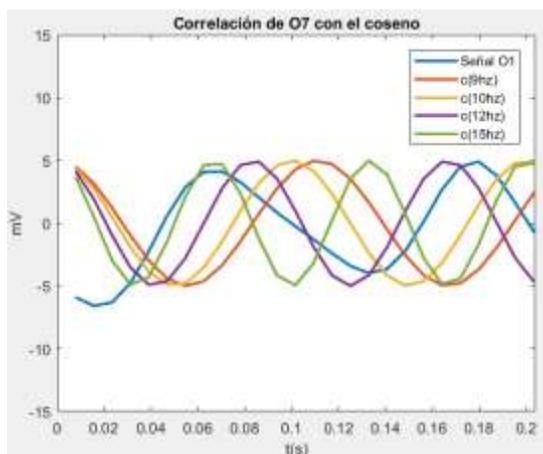


Figura 36 Correlación con el coseno

Tabla 21

Ponderaciones de correlación de la señal O1

Señal a correlacionar con O1	Valor (%)
Seno y Coseno de 9Hz	22.98
Seno y Coseno de 10Hz	8.51
Seno y Coseno de 12Hz	21.88
Seno y Coseno de 15Hz	3.44

4.1.2.4. Clasificación de Características

Finalmente, en la última etapa se clasificó las señales usando dos algoritmos, el primero es un Discriminante Lineal como se muestra en la **Figura 37** se separa a las clases mediante planos que agrupan la mayor cantidad de coincidencias. El segundo es un Discriminante Cuadrático que separa clases mediante el uso de planos más complejos como se ve en la **Figura 38**, clasificando de mejor manera los datos.

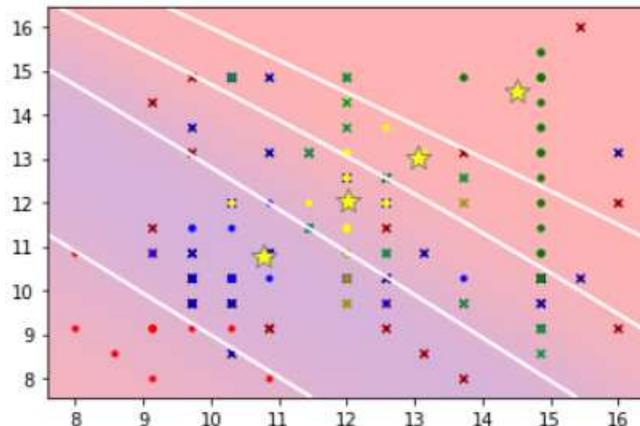


Figura 37 Clasificación mediante LDA

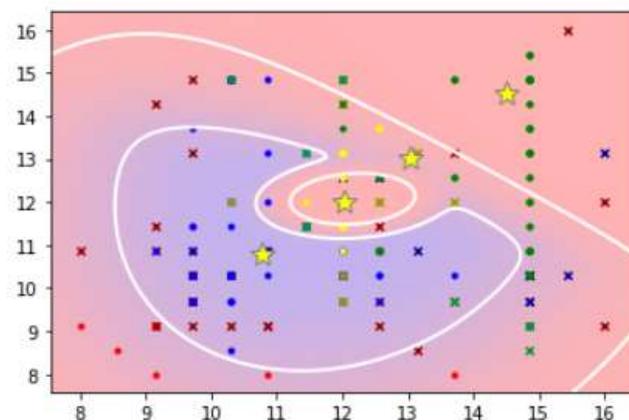


Figura 38 Clasificación mediante QDA

4.1.3. Subsistema TICs

En esta sección se detallará el desarrollo del subsistema TICs, en el cual se realiza la implementación de la Interfaz y el sistema de comunicación entre los distintos subsistemas.

4.1.3.1. Interfaz de comunicación

La etapa final del desarrollo de BCI involucra la implementación de una interfaz de comunicación. La forma de la interfaz está ligada fuertemente al estímulo que requiere la señal de control y el dispositivo que se controlara, de esta manera como se mostró en el capítulo 2, para el método de

control por SSVEP se requiere de varios patrones que se repitan a una frecuencia específica, como se mencionó en el capítulo anterior, las frecuencias que se usaran son 9, 10, 12 y 15 Hz.

Finalmente, se requiere de dos interfaces ya que para el entrenamiento del algoritmo es necesario grabar el estímulo y el efecto que tiene en la actividad cerebral en una ventana de tiempo establecida, así que se propone esquemas mostrados en la **Figura 39** y la **Figura 40** para la interfaz de entrenamiento.

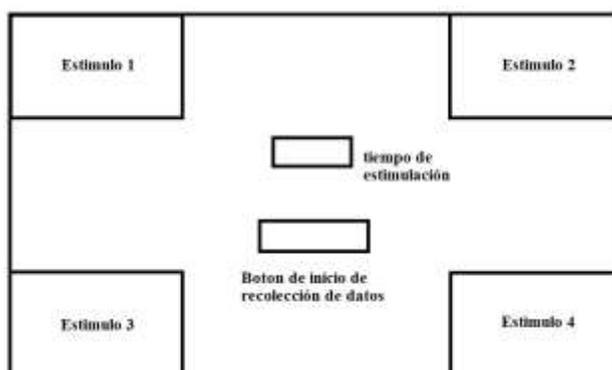


Figura 39 Esquema 1 de interfaz para entrenamiento

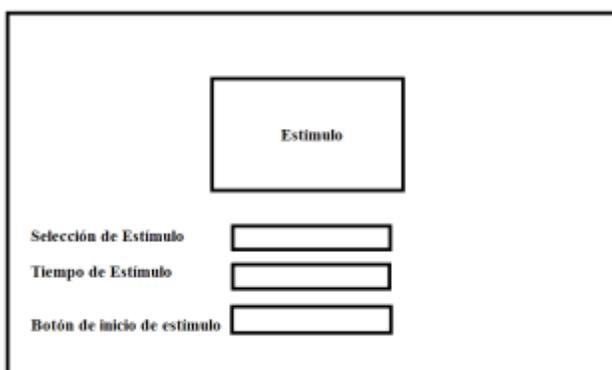


Figura 40 Esquema 2 de interfaz para entrenamiento

Para el interfaz de control se requiere entender que es lo que cada estímulo controla, para lo que se propone el esquema mostrado en la **Figura 41**.

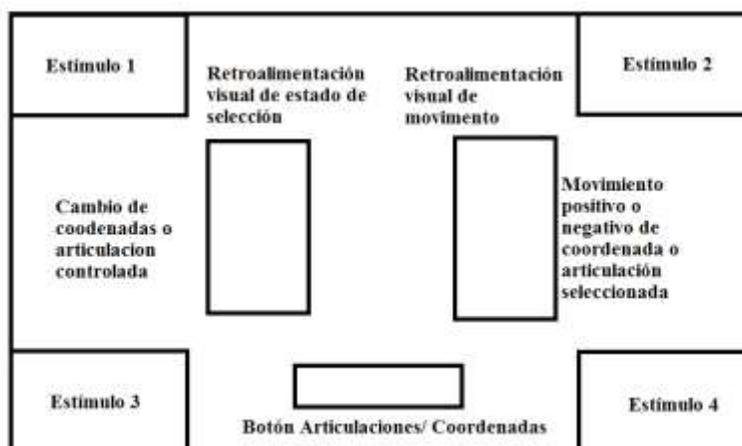


Figura 41 Esquema Interfaz de control

4.1.3.2. Protocolo de Comunicación

Para poder comunicar el sistema se requiere un protocolo que permita intercambiar información de manera rápida, del capítulo anterior tenemos que el protocolo a usarse es UDP ya que tiene una fuerte velocidad de transferencia, cabe recalcar que como todo el sistema se encuentra en la misma computadora se prevé no habrá pérdida de información. En la **Figura 42** se muestra el esquema de comunicación que se implementara y en la **Tabla 22** se muestra los parámetros que se usó para comunicación.



Figura 42 Esquema de comunicación

Tabla 22

Parámetros de comunicación

Parámetros	Valor
Dirección IP Algoritmo – Interfaz	127.0.0.1
Puerto de comunicación	5005
Dirección IP Interfaz – Nodo ROS	192.168.0.10
Puerto de comunicación	1234

4.2. Integración del Sistema.

4.2.1. Fase de entrenamiento

Para la fase de entrenamiento se dispuso de los subsistemas de Electrónica, control y TICs. Usando la el dispositivo de adquisición mencionado en el apartado anterior y la interfaz mostrada en la **Figura 43** para la adquisición de muestras durante la estimulación, mediante la conexión UDP y programación en hilos como se muestra en el pseudocódigo. La interfaz fue ayuda del ingeniero Wifredo Alfonso Morales, Profesor en la Universidad del Valle - Colombia.



Figura 43 Interfaz de estimulación
Fuente: (Universidad del Valle - Colombia, 2019)

Pseudocódigo de adquisición de datos para entrenamiento

```

Establecer conexión con dispositivo;
Establecer conexión con la interfaz;
Creación de hilo que recibe información de dispositivo;
Creación de hilo que recibe información de Interfaz;
Señal de inicio de estímulo en interfaz;
Creación de etiqueta para datos;

```

```

Mientras (Señal de estímulo == Activa) hacer {
  Extraer muestra de todos los canales del dispositivo;
  Almacenar muestra en matriz de datos;
}
Juntar etiqueta de datos y matriz de datos;
Guardar muestra en archivo CSV;

```

Se dispuso una adquisición de datos en base al Protocolo detallado en la **Figura 44**, que establece un periodo de estímulo de 8 segundos cada 2 segundos de descanso para asegurar la presencia del estímulo, se presenta los 4 estímulos a la vez debido a que en la interfaz de control de presentaran los 4 estímulos todo el tiempo, el sujeto debe concentrarse solamente en uno de los estímulos, previamente seleccionado, durante cada adquisición de datos, el sujeto se sienta a 70 cm de la pantalla en una posición cómoda y relajada.

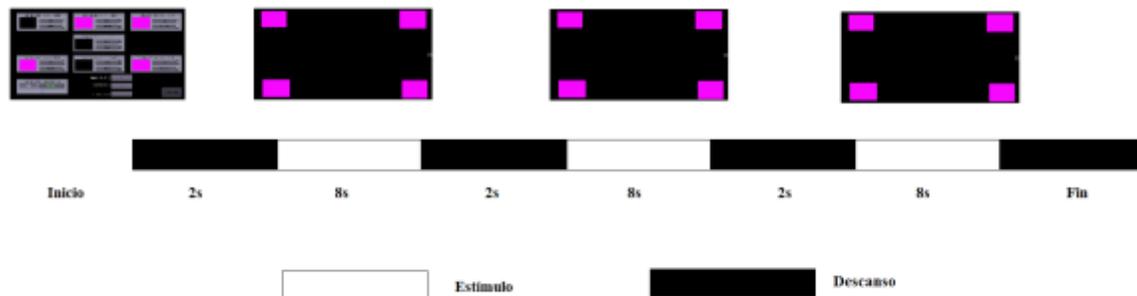


Figura 44 Protocolo para entrenamiento

Después de tomar un total de 50 muestras por estímulo, se procede a realizar el análisis de la señal tomando una ventana de 1.75 s dos veces debido al tamaño de la ventana de estímulo activo.

Pseudocódigo de procesamiento de señal

```

Cargar datos al área de trabajo;
Selección de canales importantes;
Clasificación de señales de acuerdo a estado estímulo;

```

```

En cada sección de estímulo activo {
  Segmentación de la ventana de estímulo;
  Para cada canal {
    Aplicación filtro pada bandas;
    Aplicación de filtro Wavelet para mejorar señal;
  }
}

```

A continuación, se aplican los métodos para extracción de características. Después de aplicar el primer método se obtiene un vector de frecuencias fundamentales por canal como se muestra en la **Tabla 23** para 10 muestras del conjunto tomado de 12 Hz.

Tabla 23

Valores de Frecuencias fundamentales para cada canal de 10 muestras

N°	P7	O1	O2	P8
1	12.57	13.14	12.57	12.57
2	12	12	12	13.71
3	12	12	12	12
4	24.57	12	13.14	13.14
5	12	12	12	12
6	12	12	13.14	13.14
7	12	12	12	12
8	12	12	12	12
9	12	12	12	13.14
10	12.57	12	11.42	11.42

De igual manera después de aplicar la correlación canónica con señales seno y coseno de las frecuencias de estímulo, 9, 10, 12 y 15 Hz y las 3ra y 5ta fundamental, se obtiene una vector con los valores porcentuales de relación entre el conjunto de señales de los electrodos P7, O1, O2 y P8 y la señal patrón antes declarada, los valores de 10 de un total de 365 muestras pueden ser observados en la **Tabla 24**.

Tabla 24

Matriz de Valores de Correlación para estímulo 12 Hz

N°	R 9 Hz (%)	R 10 Hz (%)	R 12 Hz (%)	R 15 Hz (%)
1	50.16	35.02	45.83	34.44
2	32.7	31.33	66.60	26.29
3	37.92	33.48	72.66	29.15
4	33.84	27.55	55.49	35.47
5	26.89	42.24	79.50	34.90
6	26.72	34.70	53.74	28.35
7	31.27	21.33	81.38	25.47
8	40.39	38.09	62.21	20.28
9	46.32	43.08	67.37	37.70
10	40.03	51.08	57.24	30.17

Finalmente, se realizó una comparación de los algoritmos de clasificación cuyo resultado se puede apreciar en la siguiente sección.

4.2.2. Fase de Control en línea

En la fase de control como se especificó en el apartado anterior el Interfaz de comunicación debe cambiar por lo que se desarrolló el sistema de ventanas que muestra el diagrama de la **Figura 45**.



Figura 45 Jerarquía e interfaces en modo en línea

Como se puede observar en la **Figura 46** se observa que el usuario tiene que elegir entre controlar al robot mediante coordenadas generales o mediante cada una de sus articulaciones.



Figura 46 Interfaz de inicio

En la **Figura 47** se muestra que el usuario puede cambiar de coordenada con los estímulos presentados en las esquinas superior e inferior izquierda, y mover el robot en la coordenada deseada mediante los estímulos ubicados en las esquinas superior e inferior derecha, ya sea en sentido positivo o negativo por razones de seguridad el robot está limitado a moverse 10 mm en cada comando.



Figura 47 Interfaz de control Coordenadas generales

En la **Figura 48** se muestra que el usuario puede operar el robot seleccionando una de sus articulaciones con los estímulos en las esquinas superior e inferior izquierda. De igual manera puede mover la articulación deseada mediante los estímulos en la esquina superior e inferior

derecha, ya sea en sentido positivo o negativo. Por razones de seguridad el robot está limitado a un movimiento de 5 grados con cada comando de movimiento.



Figura 48 Interfaz de control de articulaciones

Esta interfaz de usuario está encargada de transmitir la señal de control del algoritmo principal al nodo de comunicación ROS. Para lo cual se ha usado el siguiente pseudocódigo.

Pseudocódigo de Comunicación de señal de control

```

Creación de cliente para envío de datos nodo de ros;
Creación de servidor para recepción de datos del algoritmo principal;
Envío de tipo de control a realizar al nodo ros;
Con cada paquete recibido del algoritmo principal {
  Identificación de comando;
  Acción respectiva en Interfaz;
  Envío de comando a Nodo de ROS
  Si se regresa a pantalla anterior {
    Se pausa comunicación con el cliente y servidor
  }
}

```

El Algoritmo principal manda la señal de control en base a la clasificación realizada de acuerdo al estímulo percibido, para lo cual usa el siguiente Pseudocódigo.

Pseudocódigo de Comunicación de señal de control

```

Creación de cliente para envío de datos a interfaz;
Establecer conexión con dispositivo de adquisición de muestras;
Creación de filtro, extractor de características y clasificador;
Creación de proceso paralelo adquisición de señales; {
  Extraer señal
  Almacenar señal
  Pasar matriz al predictor
}

```

```

}
Creación de proceso paralelo {
  Tomar matriz de señales
  Aplicar filtro
  Aplicar extracción de características
  Aplicar clasificador
  Enviar valor clasificado al programa principal
}
Tomar valor clasificado;
Codificar valor clasificado;
Enviar valor codificado a interfaz;
}

```

Finalmente, el nodo ROS recibe las señales de control de la Interfaz de Control y efectúa el movimiento en base al siguiente pseudocódigo.

Pseudocódigo de Movimiento en Nodo ROS

```

Creación de servido para recepción de datos de la interfaz;
Recepción de tipo control;
Configuración de valores para las articulaciones en base al tipo de control;
Envío de valores articulares al canal de control de servos;

```

4.3. Pruebas y Resultados

4.3.1. Entrenamiento

Para la fase de entrenamiento, se realizó una base de datos usando el protocolo explicado en el apartado anterior, se tomó un total de 205 muestras para entrenamiento y 100 muestras para testeo. Después de realizar el proceso de discriminación de datos útiles y segmentación de muestras para el entrenamiento se obtuvo un total de 355 muestras para entrenamiento. Después de entrenar el algoritmo se obtuvo los valores de precisión que se observa en la **Tabla 25**.

Tabla 25

Precisión de algoritmo

Conjunto de muestras\Algoritmo	Precisión LDA (%)	Precisión QDA (%)
--------------------------------	-------------------	-------------------

Muestras de entrenamiento	78.02	82.53
Muestras de testeo	60.5	67

En la **Tabla 26** se puede apreciar la matriz de confusión para el LDA que obtuvo 78% de precisión usando las muestras de entrenamiento. Para el análisis se tiene en cuenta que hay 40 muestras útiles en 9 Hz, 82 muestras útiles en 10 Hz, 115 muestras útiles en 12 Hz, 118 muestras útiles en 15 Hz sienten un total de 355 muestras. Debido a la dispersión de los datos se observa que no hay un acierto total en ninguna de las categorías, de las 40 muestras útiles para 9 Hz, se observa que solo el 35% de las señales fue reconocida mientras el 42.5% de las muestras se confundió con la frecuencia de 10 Hz, en esta categoría. Por otro, lado la frecuencia con mayor número de aciertos es 12 Hz teniendo un total de 96.5 % de aciertos. Las frecuencias de 10 Hz y 15 Hz tienen una precisión de 58 % y 88 % respectivamente.

Tabla 26

Matriz de confusión para los X de entrenamiento 355 datos con LDA

Y real\Y pred	9 Hz	10 Hz	12 Hz	15 Hz
9 Hz	14	17	5	4
10 Hz	5	48	23	6
12Hz	0	3	111	1
15 Hz	0	1	13	104

En **Tabla 27** se presenta la matriz de confusión para el clasificador QDA que obtuvo un total de 82 % de precisión usando las muestras de entrenamiento. Sin embargo, aunque aquí la precisión para discriminar frecuencias de 9 Hz y 12 Hz disminuyo, la precisión para discriminar frecuencias de 10 y 15 Hz aumento a un valor de 85 % y 93%

Tabla 27

Matriz de confusión para los X de entrenamiento 355 datos con QDA

Y real\Y pred	9 Hz	10 Hz	12 Hz	15 Hz
9 Hz	11	24	0	5
10 Hz	1	70	3	8
12Hz	0	10	102	3
15 Hz	0	8	0	110

En la **Tabla 28** y la **Tabla 29** se muestran las matrices de confusión obtenidas al usar el algoritmo entrenado para predecir las categorías de las muestra de testeo que se mandaron directamente después de ser filtradas y haber extraído las características deseadas usando 50 muestras para cada categoría. Se observa que el porcentaje de acertadas de 9 Hz en 0 % para el LDA y 4% para el QDA sin embargo en la puntuación total el QDA sigue siendo superior en la clasificación.

Tabla 28

Matriz de confusión para los X de prueba 200 con LDA

Y real\Y pred	9 Hz	10 Hz	12 Hz	15 Hz
9 Hz	0	12	24	14
10 Hz	7	26	11	6
12Hz	0	3	48	1
15 Hz	0	1	2	47

Tabla 29

Matriz de confusión para los X de prueba 200 con QDA

Y real\Y pred	9 Hz	10 Hz	12 Hz	15 Hz
9 Hz	2	21	9	18
10 Hz	1	39	1	9
12Hz	0	4	45	1

15 Hz	0	2	0	48
--------------	---	---	---	----

4.3.2. Control en línea

Finalmente, al poner en marcha todo el sistema en tiempo real se realizó un conteo de intentos y resultados del funcionamiento del sistema. En esta prueba 20 intentos fueron ejecutados por estímulo, los resultados se resumen en la **Tabla 30** donde se puede observar que el algoritmo acertó el 5 % de la veces clasificando frecuencias de 9 Hz y un porcentaje del 70 % de aciertos en la clase de 12 Hz. El puntaje global del sistema es de 41% de precisión en tiempo real y un ITR de 0.192 bits/trial.

Tabla 30

Matriz de confusión del algoritmo en línea

Y real\Y pred	9 Hz	10 Hz	12 Hz	15 Hz
9 Hz	1	10	9	0
10 Hz	2	8	4	6
12Hz	0	4	14	2
15 Hz	0	6	4	10

Como se puede observar se obtuvo una precisión del 41,25 %, por lo tanto, un ITR de 0.192 bits por intento.

4.4. Resumen

El capítulo comienza describiendo como se desarrolló cada uno de los subsistemas, la conexión realizada para unificar el sistema, y las etapas que tomó desarrollar el mismo. Para la integración y validación se dividió el sistema en dos partes, la fase de entrenamiento, y la fase de puesta en línea. La fase de entrenamiento consistió en generar una base de datos de los estímulos a reconocerse en base al protocolo para estímulos diseñado, mediante el uso de una interfaz gráfica

dedicada a general únicamente el estímulo, así como afinar los filtros a ser usados, analizar que algoritmo para extracción de características muestra resultados más discriminantes y entrenar el algoritmo de clasificación para comparar cual será el más adecuado para usarlo en la aplicación en línea.

Para la fase en línea de dispuso como fue la creación del interfaz dedicado al control, los algoritmos para conexión entre los distintos subsistemas, es decir, como se conectó el algoritmo principal con la interfaz gráfica y el robot. Finalmente, se puso a prueba el funcionamiento del sistema en línea y analizó el porcentaje de aciertos que brinda el sistema en tiempo real.

CAPÍTULO 5

5. CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

Se desarrolló una BCI para la manipulación de un robot de 6 grados de libertad mediante un casco de EEG. Partiendo de la investigación del funcionamiento del cerebro y los estímulos visuales se implementó una BCI activada por Potenciales Evocados Visualmente (VEP) usando 4 estímulos a distinta frecuencia para manipular el tipo de coordenada o articulación que se moverá positiva o negativamente.

Las señales se adquirieron mediante el uso de un casco EEG emotive Epoc de 14 canales y frecuencia de muestreo de 128 Hz, estas señales se trataron mediante filtro pasa banda de frecuencia de corte baja en 8 Hz y frecuencia de corte alto 30 Hz, posteriormente reducción de ruido mediante el uso de Wavelets con el modelo discreto de Meyer.

Se desarrolló un interfaz que permite controlar un robot mediante la presentación de 4 estímulos que permiten manipular el robot, las señales de control son adquiridas, por un casco de EEG.

Se implementó el algoritmo compuesto por filtrado de señal, extracción de características y clasificación de señales, para controlar de manera asistida un brazo robótico de 6 grados de libertad mediante la interfaz descrita en el capítulo 4 que permite controlar coordenadas cartesianas o articulaciones en pasos de 10 mm y 5 grados respectivamente.

5.2. Recomendaciones

El interfaz de control usa 4 señales de estímulo que se encuentran en los 9, 10, 12 y 15 Hz. Se recomienda explorar la posibilidad de usar mayor cantidad de estímulos distribuyendo de mejor manera el espacio de presentación de los mismo, y trabajando en mejorar el clasificador.

El clasificador usado es un discriminante cuadrático (QDA) que permiten discriminar 40 % de las señales recibidas. Debido a la naturaleza de los datos se recomienda utilizar un clasificador que trabaje con datos dispersos y patrones similares como son las redes neuronales.

El método de estímulo usado para controlar el robot SSVEP requiere que se presente el patrón parpadeante constantemente para que pueda generar la señal de control lo que exige una enorme cantidad de recursos del computador. Se recomienda explorar la posibilidad de usar imaginación de movimiento que permite generar la señal de control cuando el usuario lo requiera, sin embargo requiere un procesamiento de señal más complejo.

BIBLIOGRAFÍA

- Abdulkader, S. N., Atia, A., & Mostafa, M. (2015). Brain computer interfacing: Applications and challenges. *Egyptian Informatics Journal*, 213-230.
- Angrisani, L., Arpaia, P., Moccaldi, N., & Esposito, A. (2018). Wearable Augmented Reality and Brain Computer Interface to Improve Human-Robot Interactions in Smart Industry: A Feasibility Study for SSVEP Signals. *IEEE 4th International Forum on Research and Technology for Society and Industry*, 1-5.
- Asanza, V., Pelaez, E., & Loayza, F. (2017). EEG signal clustering for motor and imaginary motor tasks on hands and feet. *IEEE Second Ecuador Technical Chapters Meeting*, 1-5.
- Barbas, H. (2013). Frontal Cortex. *Neuroscience in the 21st Century*, 1289-1334.
- Bin, G., Gao, X., Wang, Y., Hong, B., & Gao, S. (2009). VEP-based brain-computer interfaces: time, frequency, and code modulations. *IEEE Comput Intell Mag*, 22-26.
- Cao, B., Han, X., Tang, J., Zhou, Z., & Liu, Y. (2018). An Optimizational Tactile P300 Brain-Computer Interface Paradigm. *Proceedings of the 37th Chinese Control Conference*, 25-27.
- Chakladar, D. D., & Chakraborty, S. (2018). Feature Extraction and Classification in Brain-Computer Interfacing: Future Research Issues and Challenges. *Natural Computing for Unsupervised Learning*, 101-131.
- Cho, H., Ahn, M., Ahn, S., Kwon, M., & Jun, S. C. (2017). EEG datasets for motor imagery brain computer interface. *GigaScience*, vol6,issue7.

- Christensen, S. M., Holm, N. S., & Puthusserypady, S. (2019). An Improved Five Class MI Based BCI Scheme for Drone Control Using Filter Bank CSP. *7th International Winter Conference on Brain-Computer Interface*, 1-6.
- Cipriani, C., Antfolk, C., Controzzi, M., Lundborg, G., Rosen, B., Carrozza, M. C., & Sebelius, F. (2011). Online Myoelectric Control of a Dexterous Hand Prosthesis by Transradial Amputees. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 260-270.
- Debener, S., Ullsperger, M., Siegel, M., & Engel, A. K. (2006). Single-trial EEG–fMRI reveals the dynamics of cognitive function. *Trends in Cognitive Sciences*, 558-563.
- Ferres, J. A., Faber, J., & Domingues, D. (2019). Enhanced use practices in SSVEP-based BCIs using an analytical approach of canonical correlation analysis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 1-13.
- Galarza, J. (24 de Diciembre de 2019). *Diseñar e implementar un robot antropomórfico de seis grados de libertad Open Source (OSHOSS) para el Laboratorio de Mecatrónica y Sistemas Dinámicos de la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE*. Obtenido de Repositorio ESPE: <https://repositorio.espe.edu.ec/>
- Gamez, C., Cabrera, V., Sopena, M., & García, V. (2002). La tomografía por emisión de positrones (PET) en oncología (Parte I). *Centro Andaluz de Diagnóstico PET*, 41-60.
- González, R. (2015). *Python para todos*. España.
- He, B., Gao, S., Yuan, H., & Wolpaw, J. R. (2013). Brain- Computer Interfaces. *Neural Engineering*, 87-151.

- Huang, M., Jin, J., Zhang, Y., Hu, D., & Wang, X. (2018). Usage of drip drops as stimuli in an auditory P300 BCI paradigm. *Cognitive Neurodynamics*, 85--9.
- Iaizzo, P. (2013). Introduction to Neurophysiology. *Neural Engineering*, 1-86.
- Jeong, S. H., Lee, H. J., Kim, K.-R., & Kim, K.-S. (2018). Design of a miniature force sensor based on photointerrupter for robotic hand. *Sensors and Actuators A: Physical*, 444-453.
- Jinbiao, L., Yixuan, S., & Honghai, L. (2019). Corticomuscular Coherence and Its Applications: A Review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 1-16.
- LaFleur, K., Cassady, K., Doud, A., Shades, K., Rogin, E., & He, B. (2013). Quadcopter control in three-dimensional space using a noninvasive motor imagery-based brain-computer interface. *Journal of Neural Engineering*, -.
- Leeb, R., Friedman, D., Müller-Putz, G. R., Scherer, R., Slater, M., & Pfurtscheller, G. (2007). Self-Paced (Asynchronous) BCI Control of a Wheelchair in Virtual Environments: A Case Study with a Tetraplegic. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 1-8.
- Lin, K., Wang, Y., & Gao, X. (2016). Time-Frequency Joint Coding Method for Boosting Information Transfer Rate in an SSVEP based BCI system. *IEEE*, 5873-5876.
- Liu, R., Zhang, Z., Duan, F., Zhou, X., & Meng, Z. (2017). Identification of Anisomeric Motor Imagery EEG Signals Based on Complex Algorithms. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 1-12.
- Lotte, F., Congedo, M., Lécuyer, A., Lamarche, F., & Arnaldi, B. (2007). A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces. *Journal of Neural Engineering*, R1-R13.

- Maggi, L., Parini, S., Piccini, L., Panfili, G., & Andreoni, G. (2006). A four command BCI system based on the SSVEP protocol. *EMBS Annual International Conference*, 1264-1267.
- Mayr, A., Kofler, M., Quirbach, E., Matzak, H., Fröhlich, K., & Saltuari, L. (2007). Prospective, Blinded, Randomized Crossover Study of Gait Rehabilitation in Stroke Patients Using the Lokomat Gait Orthosis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 307-314.
- Meng, J., Zhang, S., Bekyo, A., Olsoe, J., Baxter, B., & He, B. (2016). Noninvasive Electroencephalogram Based Control of a Robotic Arm for Reach and Grasp Tasks. *Scientific Reports*, 1-15.
- Miall, C. (2016). Cortical Motor Control. *Neuroscience in the 21st Century*, 1316-1336.
- Morris, R. (2016). Learning and Memory. *Neuroscience in the 21st Century*, 2588-2627.
- National Institute of Mental Health. (24 de Diciembre de 2019). *National Institute of Mental Health*. Obtenido de Image library: https://images.nimh.nih.gov/public_il/image_details.cfm?id=80
- Neuper, C., & Pfurtscheller, G. (2010). Neurofeedback Training for BCI Control. *Brain-Computer Interfaces*, 65-78.
- Nuyujukian, P., Albites Sanabria, J., Saab, J., Pandarinath, C., Jarosiewicz, B., Blabe, C. H., & Henderson, J. M. (2018). Cortical control of a tablet computer by people with paralysis. *PLOS ONE*, 13.
- Ortiz, J. S., Andaluz, V. H., Rivas, D., Sánchez, J. S., & Espinosa, E. G. (2016). Human-Wheelchair System Controlled by Through Brain Signals. *Intelligent Robotics and Applications*, 211-222.
- Pebet, N. (2004). Resonancia Nuclear Magnética. *XIII Seminario de Ing. Biomédica*, 1-5.

- Pfurtscheller, G., & Neuper, C. (2001). Motor Imagery and Direct Brain-Computer Communication. *Proceedings of the IEEE*, 1123-1134.
- Rebakah, J., Ashish, J., & Rupesh, V. (2018). BCI in classroom, system for assessing dynamic state of cognitive performance using EEG signals. *International Journal of Research in Engineering and Innovation*, 195-200.
- Rosenfeld, J. P., Sitar, E., Wasserman, J., & Ward, A. (2018). Moderate financial incentive does not appear to influence the P300 Concealed Information Test (CIT) effect in the Complex Trial Protocol (CTP) version of the CIT in a forensic scenario, while affecting P300 peak latencies and behavior. *International Journal of Psychophysiology*, 42-49.
- Sebastián, A. A., Jadán, V., Andrés, J., Enderica, S., & Gustavo, F. (10 de Agosto de 2019). *Trabajo de titulación previo a la obtención del título de ingeniero en mecatrónica*. Obtenido de Repositorio Universidad de las fuerzs armadas ESPE: <https://repositorio.espe.edu.ec/>
- Snaguinetti, R. (2004). Tomografía Axial Computada . *XIII Seminario de Ingeniería biomédica*, 1-6.
- Songyun, X., Chang, L., Klaus, O., & Fangshi, Z. (2016). Stimulator Selection in SSVEP-Based Spatial Selective Attention Study. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 1-6.
- Tonin, L., Leeb, R., Tavella, M., & Perdikis, S. (2010). The role of shared-control in Bel-based telepresence. *2010 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 1462-1466.
- Ubilluz, C., Delgado, R., Marcillo, D., & Noboa, T. (2018). Brain Waves Processing, Analysis and Acquisition to Diagnose Stress Level in the Work Environment. *Trends and Advances in Information Systems and Technologies* , 859-866.

- Williams, C., & Usrey, M. (2016). Cortical Processing of Visual Signals. *Neuroscience in the 21st Century*, 774-792.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & M. Vaughan, T. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 767-791.
- Wolpaw, J., & Wolpaw, E. (2012). Brain-computer interfaces: something new under the sun. *Brain-computer Interfaces: principles and practice*, 3-12.
- Xu, F., Zhou, W., Zhen, Y., & Yuan, Q. (2014). Classification of Motor Imagery Tasks for Electrocorticogram Based Brain Computer Interface. *Biomed Eng Lett*, 149-157.
- Zhao, Q., Zhang, L., & Cichocki, A. (2009). EEG-based asynchronous BCI control of a car in 3D virtual reality environments. *Chinese Science Bulletin*, 78-87.

ANEXOS