

Implementación de una interfaz cerebro-computador (BCI) que permita controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un cuadricóptero (dron).

Andrés Felipe Castro Gutiérrez, ✉ fefecaster18@hotmail.com

Juan Felipe Ortega Hernández, ✉ juanfe056@gmail.com

Proyecto presentado Para optar al título de Ingeniero Electrónico

Asesor: Ing. José Fernando Valencia Murillo, PhD.



UNIVERSIDAD DE
SAN BUENAVENTURA
COLOMBIA

Universidad de San Buenaventura Colombia

Facultad de Ingeniería

Ingeniería Electrónica

Santiago de Cali, Colombia

2017

Citar/How to cite	[1]
Referencia/Reference	[1] A. Castro Gutiérrez, J. Ortega Hernández, “Implementación de una interfaz cerebro-computador (BCI) que permita controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un cuadricóptero (dron)”, Trabajo de grado Ingeniería Electrónica, Universidad de San Buenaventura Cali, Facultad de Ingeniería, 2017.
Estilo/Style:	
IEEE (2014)	



Bibliotecas Universidad de San Buenaventura



Biblioteca Digital (Repositorio)
<http://bibliotecadigital.usb.edu.co>

- Biblioteca Fray Alberto Montealegre OFM - Bogotá.
- Biblioteca Fray Arturo Calle Restrepo OFM - Medellín, Bello, Armenia, Ibagué.
- Departamento de Biblioteca - Cali.
- Biblioteca Central Fray Antonio de Marchena – Cartagena.

Universidad de San Buenaventura Colombia

Universidad de San Buenaventura Colombia - <http://www.usb.edu.co/>

Bogotá - <http://www.usbbog.edu.co>

Medellín - <http://www.usbmed.edu.co>

Cali - <http://www.usbcali.edu.co>

Cartagena - <http://www.usbctg.edu.co>

Editorial Bonaventuriana - <http://www.editorialbonaventuriana.usb.edu.co/>

Revistas - <http://revistas.usb.edu.co/>

Tabla de contenido

I. INTRODUCCIÓN	9
A. Planteamiento del problema	9
B. Justificación.	10
C. Objetivos.	11
1) General.	11
2) Específicos:	11
D. Marco teórico.	12
1) Encéfalo.	12
2) Electroencefalografía.	13
3) Registro de EEG.	15
4) Potenciales visuales evocados en estado estacionarios (SSVEP).	16
5) Sistema internacional 10-20.	17
6) Electrodo.	19
7) Pasta de EEG	20
8) Señal EEG.	21
9) Brain Computer Interface (BCI)	22
E. Estado del Arte.	24
II. DISEÑO	26
A. Diseño General.	29
B. Diseño de método para obtener las señales cerebrales.	30
C. Diseño para el mando visual.	30
1) Diseño del generador de frecuencias.	31
2) Diseño del tablero de luces.	32
D. Diseño del sistema de adquisición de las señales del electroencefalograma.	32
1) Diseño de casco y electrodos para el electroencefalograma.	33
2) Tarjeta de adquisición de las señales del electroencefalograma.	33
E. Diseño del sistema de clasificación de las señales cerebrales para controlar el dron. ... 34	
III. IMPLEMENTACIÓN	35
A. Mando visual para controlar el dron.	35
B. Registro del electroencefalograma.	37
C. Programación en Matlab	39
D. Implementación del entrenamiento de la BCI.	41

E. Manejo del dron.	41
IV. PRUEBAS Y RESULTADOS	42
A. Pruebas y Resultados con la tarjeta de adquisición de señales.	42
B. Prueba de barrido de frecuencias.	46
C. Pruebas del tablero de luces.	48
D. Prueba de patrones.....	52
E. Costo aproximado del proyecto.....	54
V. IMPACTO Y CONCLUSIONES DEL PROYECTO	55
A. Impacto del proyecto.....	55
B. Conclusiones.	55
C. Recomendaciones.	57
VI. REFERENCIAS	58
VII. ANEXOS	62
A. Anexo 1: script de control de la BCI sobre el simulador.	62
B. Anexo 2: programa generador de frecuencias del tablero de luces.	66
C. Anexo 3: script calculador de CRC16.	68
D. Anexo 4: Artículo: Interfaz cerebro-computador que permite controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un dron.	68

Lista de Tablas.

Tabla 1: Tabla de referencias bibliográficas. _____	24
Tabla 2: Tabla de clasificación de necesidades. _____	26
Tabla 3: Tabla de prioridades. _____	26
Tabla 4: Tabla de necesidades. _____	28
Tabla 5: Energía normalizada para un barrido de frecuencias. Selección de las cinco mejores frecuencia. _____	45
Tabla 6: Porcentaje de acierto de las frecuencias. _____	28

Lista de Figuras.

Fig. 1. Actividades de los hemisferios del cerebro. Fuente: https://prezi.com/ts8gk-8s3-b8/especializacion-de-los-hemisferios-cerebrales/	13
Fig. 2. Posición de los electrodos en un estudio de electroencefalografía. Fuente: https://www.researchgate.net/figure/280723180_fig2_Figure-2-The-international-10-20-system-The-left-image-shows-the-left-side-of-the-head	14
Fig. 3. Estudio del EEG. Fuente http://www.gizmoforyou.com/index.php/blog/entry/eeg-or-pceeg-description	15
Fig. 4. Registro de señales EEG. Fuente: https://realidadtrascendental.wordpress.com/tag/sinergia/	16
Fig. 5. : Localización de los electrodos del sistema internacional 10-20. Fuente: https://www.researchgate.net/publication/255822066_An_Artificial_Immune_System_for_Identifying_People_using_EEG	17
Fig. 6. Pasta conductora para EEG Ten20. Fuente: https://www.ternimed.de/Ten20-EEG-Conductive-Paste-230-g-large-jar	20
Fig. 7. Tipos de ondas electroencefalográficas. Fuente: https://the-eye.eu/DataHoarder/Medical/texts/EEG%20Signal%20Processing%20-%20S.%20Sanei%2C%20J.%20Chambers%20%28Wiley%2C%202007%29%20WW.pdf	21
Fig. 8. Diagrama de bloques de una BCI. Fuente: https://www.researchgate.net/publication/260872345_Adquisicion_procesamiento_y_clasificacion_de_senales_EEG_para_diseno_de_sistemas_BCI_basados_en_imaginacion_de_movimiento	23
Fig. 9. Diagrama de Pareto de necesidades.....	27
Fig. 10. Diagrama de bloques del proceso para manejar el dron.....	29
Fig. 11. Diferentes estímulos para realizar el SSVEP. Fuente: https://www.researchgate.net/figure/264999108_fig1_Fig-1-Functional-model-of-an-SSVEP-based-BCI	30
Fig. 12. Movimientos básicos de un dron. Fuente: https://xplorenlearn.wordpress.com/2014/11/01/my-first-quadcopter-assembling-part-2/ ..	31
Fig. 13. Estímulo visual y áreas del cerebro que se activan al ver el estímulo visual, en un estudio realizado para la "OBTENCIÓN DE MAPAS CORTICALES DE ÁREAS MOTORA Y VISUAL, CON RESONANCIA MAGNÉTICA CEREBRAL FUNCIONAL" Fuente : http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-93082006000400006	33
Fig. 14. Diagrama esquemático del tablero de luces.....	35
Fig. 15. Montaje del led de potencia.....	36
Fig. 16. Tablero de luces.....	37
Fig. 17. Esquema visual del funcionamiento de la implementación BCI para el control de elevación de un dron por medio de SSVEP.....	38
Fig. 18. Posición de los electrodos a utilizar.....	39
Fig. 19. Diagrama de bloques del programa en Matlab.....	40

Fig. 20. Interface gráfica del programa qCON.....	43
Fig. 21. Fuente de prueba de la tarjeta de adquisición Quantum Medical.	44
Fig. 22. Prueba de las señales generadas por la fuente de Quantum Medical.	44
Fig. 23. Casco para BCI con 3 electrodos.	45
Fig. 24. Primera prueba con un led parpadeando a 27 Hz.....	45
Fig. 25. Diagrama de bloques para la prueba de barrido de frecuencias.....	46
Fig. 26. Promedio de barrido de frecuencias.....	47
Fig. 27. Microprocesador Atmega328P en su tarjeta Arduino.....	49
Fig. 28. Revisión de la frecuencia 22 Hz en el pin de salida del Arduino.....	49
Fig. 29. Revisión de la frecuencia 25 Hz en el pin de salida del Arduino.....	50
Fig. 30. Revisión de la frecuencia 26 Hz en el pin de salida del Arduino.....	50
Fig. 31. Revisión de la frecuencia 27 Hz en el pin de salida del Arduino.....	51
Fig. 32. Revisión de la frecuencia 34 Hz en el pin de salida del Arduino.....	51
Fig. 33. Voluntario haciendo prueba del patrón (arriba-izquierda, arriba-derecha y abajo-derecha).	52
Fig. 34. Control de vuelo del Dron virtual, utilizando señales cerebrales “Foto tomada desde el simulador”.	53

Resumen

En este proyecto se implementa una interfaz cerebro-computador (BCI) que permite el control de vuelo de un dron simulado mediante el uso de potenciales visuales evocados de estado estable (SSVEP) generados por medio de un tablero de luces que parpadeaban a diferentes frecuencias. A través de un barrido de frecuencias realizado entre 20 y 40 Hz, se logran identificar cinco frecuencias diferentes: 22, 25, 26, 27 y 34 Hz, que fueron asignadas al mismo número de movimientos: ascenso, descenso, avanzar, retroceder y rotar en sentido horario, respectivamente. Un script en Matlab se encarga de la recepción y procesamiento de los datos EEG, identificando el estímulo seleccionado por el usuario calculando cuál de las cinco frecuencias tiene mayor energía durante un periodo de control de dos segundos. La interfaz fue validada aplicando cinco pruebas de patrones a seis usuarios, cada una de un minuto de duración, la eficiencia encontrada estaba entre 72,18% y 95,33%.

Palabras clave: BCI, SSVEP, potenciales, evocados, EEG, interfaz, cerebro.

Abstract

In this project, a brain-computer interface (BCI) is implemented allowing flight control of a simulated drone through the use of steady state visual evoked potentials (SSVEP) that were generated by a light dashboard that could be adjusted to blink at different frequencies. Through a sweep of frequencies made between 20 and 40 Hz, five different frequencies can be identified: 22, 25, 26, 27 and 34 Hz, which were assigned to the same number of movements: ascent, descent, advance, rewind and rotate clockwise, respectively. The project makes use of a Matlab script that is responsible for the reception and processing of the EEG data, identifying the stimulus selected by the user, calculating which of the five frequencies has the highest energy during a control period of two seconds. The interface was validated by applying five pattern tests to six users, each test had the duration of one minute, the efficiency found was between 72.18% and 95.33%.

Keywords: BCI, SSVEP, evoked, potentials, EEG, interface, brain.

I. INTRODUCCIÓN

A. Planteamiento del problema

“El BCI o interfaz cerebro-computador, se define como un sistema de comunicación que monitoriza la actividad cerebral y traduce determinadas características, correspondientes a las intenciones del usuario, en comandos de control de un dispositivo”. Para implementar una aplicación BCI se necesita de un electroencefalógrafo que capte las señales cerebrales, un equipo de procesamiento que sea capaz de identificar y clasificar la señal cerebral sobre lo que el usuario necesita hacer y finalmente la aplicación. [1]

Vale aclarar que identificar acciones como el deseo de mover algo, no aparece tan clara en las ondas captadas, debido a lo débil de las señales cerebrales captadas por un electroencefalograma (EEG), ya que estas pueden ser fácilmente contaminadas por otras fuentes. Se debe realizar un proceso bastante complejo para lograr identificar certeramente las acciones de usuario a partir de las ondas cerebrales [2].

Se pueden generar nuevas estructuras mentales en edades adultas a partir de distintos estímulos o experiencias que condicionan al sistema neurológico a nuevas necesidades que surgen en el momento de emprender una práctica, ya sea mediante formas de entrenamiento cognitivo (sudokus, sopa de letras, etc.), la manipulación de distintos electrodomésticos, el uso de videojuegos etc. Una interfaz cerebro-computador podría permitir que una persona con dificultades de comunicación o movilidad logre controlar dispositivos mediante la lectura de sus señales cerebrales, permitiéndoles mejorar su calidad de vida como por ejemplo dándole la capacidad de mover una silla de ruedas o apagar y encender luces [3].

En los últimos años, el grupo de investigación del programa de ingeniería Electrónica (grupo LEA – Laboratorio de Electrónica Aplicada) ha venido desarrollando proyectos relacionados con aplicaciones médicas y proyectos relacionados con la adquisición y procesamiento de señales del electroencefalograma; sin embargo, hasta el momento en el grupo no se han planteado proyectos con sistemas BCI. Con el presente trabajo se espera dar un primer paso en la temática de aplicaciones BCI dentro de las investigaciones del

grupo LEA, diseñando un sistema BCI que inicialmente permita elevar y desplazar un cuadricóptero.

Por lo tanto, como pregunta de investigación se plantea ¿cómo implementar una interfaz cerebro-computador (BCI) que permita controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un cuadricóptero (dron)?

B. Justificación.

La tecnología BCI puede ser de gran importancia y utilidad al proporcionar capacidad de manipular aparatos electrónicos como dispositivos de entretenimiento cognitivo o electrodomésticos usando las ondas cerebrales del usuario, por lo cual resulta innovador, además es una oportunidad para las personas que han perdido ciertas capacidades físicas. Gracias a su funcionamiento de captación de señales encefálicas, las BCI podrían ayudar a las personas con discapacidad, logrando hacer ciertas tareas sin la ayuda de otras personas. Algunas aplicaciones ya realizadas y analizadas a fondo, es la domótica, en donde la persona discapacitada puede controlar el encendido y apagado de las luces u otros objetos electrónicos. [4]

Una de las instituciones que han desarrollado investigaciones en este campo es la Fundación General CSIC de Madrid, España, que propone el desarrollo de una aplicación de entrenamiento cognitivo para adultos mayores empleando un sistema BCI que implemente diferentes ejercicios como operaciones aritméticas con el propósito de entrenar la mente de los usuarios y evitar o ralentizar la pérdida de capacidades cognitivas. [1]

También se han desarrollado aplicaciones de BCI en videojuegos hecho por la desarrolladora Latware con el videojuego “Throw Trucks with your Mind” o Neuromage de First Class Game Studios que, aunque tienen una limitada capacidad de acciones realizables dan muestra de que es posible vincular la BCI y el entretenimiento. [3]

Otra aplicación ya más cercana a lo que se desea implementar es la investigación “Quadcopter control in three-dimensional space using a noninvasive motor imagery-based

brain-computer interface” donde se intenta controlar un cuadricóptero virtual usando un sensor EEG que identificará el movimiento de las manos para controlar el movimiento del mismo, en la cual la base es distinguir señales del EEG para ejecutar alguna acción como controlar su movimiento. Podría ser de especial utilidad para acciones como las de mover por ejemplo una silla de ruedas, de ahí la utilidad en aplicaciones reales. [5]

Es por esto que se pretende hacer un acercamiento sobre este tema, de esta forma seguir llevando a cabo la investigación en los campos propuestos para la universidad, y lograr seguir avanzando sobre esta línea de investigación.

C. Objetivos.

1) General.

Implementar una interfaz cerebro-computador (BCI) que permita controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un cuadricóptero (dron).

2) Específicos:

- Realizar una revisión bibliográfica para definir el método de detección de eventos por medio de señales cerebrales que mejor se ajuste a la aplicación del proyecto.
- Definir el procedimiento que se utilizará para adquirir y clasificar las señales cerebrales, incluyendo la implementación del sistema de adquisición.
- Implementar el entrenamiento de la BCI para mejorar la detección de los eventos captados por el EEG, para que así la BCI reconozca los patrones del usuario.
- Intervenir un cuadricóptero (dron) para controlar la elevación y avance con los datos adquiridos de la BCI.
- Validar el sistema completo con distintas pruebas de funcionamiento donde permitan elevar y hacer avanzar un cuadricóptero por medio de la BCI.

- Divulgar los resultados del proyecto por medio de un artículo o la participación en eventos de divulgación.

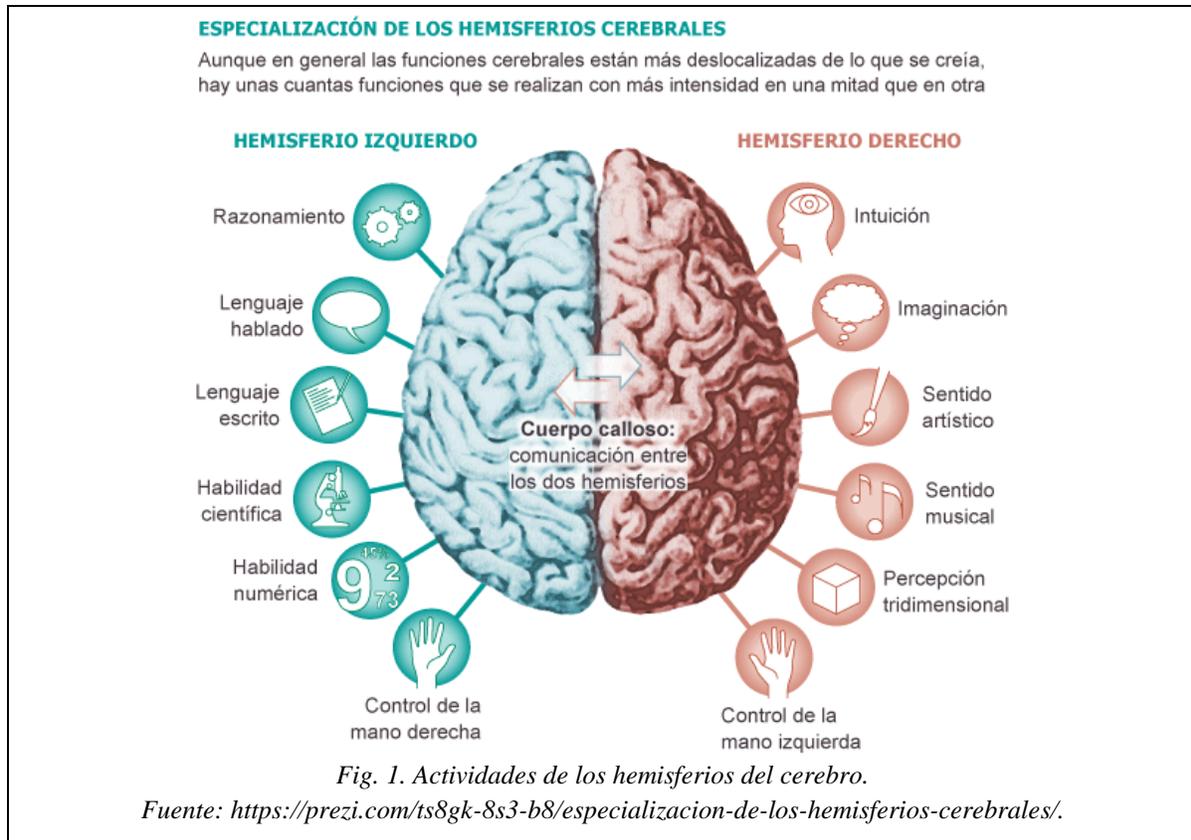
D. Marco teórico.

1) Encéfalo.

El encéfalo está contenido en el cráneo y es la parte más voluminosa del sistema nervioso central (SNC) que continúa a la médula espinal (contenida en la columna vertebral), la cual transporta los nervios sensitivos y motores que llevan información sensorial al encéfalo y señales para controlar la musculatura del esqueleto.

- El tronco encefálico (tallo cerebral) es la parte evolutivamente más antigua del encéfalo. Conecta entre sí el córtex cerebral, la médula espinal y el cerebelo. Controla los ritmos cardiacos y respiratorios, además, es el centro de diversos reflejos motores.
- El cerebelo es el coordinador de los movimientos voluntarios y de mantener el equilibrio. Además, realiza una función de “filtro pasa bajo”, para alisar lo que de otro modo serían movimientos musculares “espasmódicos”.
- El cerebro es la parte más evolucionada del encéfalo y en él están localizadas las funciones conscientes del sistema nervioso. Posee dos partes llamadas hemisferios, que se relacionan con las partes opuestas del cuerpo. La superficie externa del hemisferio se conoce por córtex y en ella se recibe la información sensorial. Las capas más profundas están formadas por axones y núcleos de células.

El cerebro es aquel que tiene el control sobre los sentidos (visión, olfato, gusto, oído y tacto), además de las acciones que realiza el sistema músculo-esquelético. El cerebro se divide en hemisferio derecho y hemisferio izquierdo, cada uno tiene actividades diferentes, como se muestra en la Fig.1.



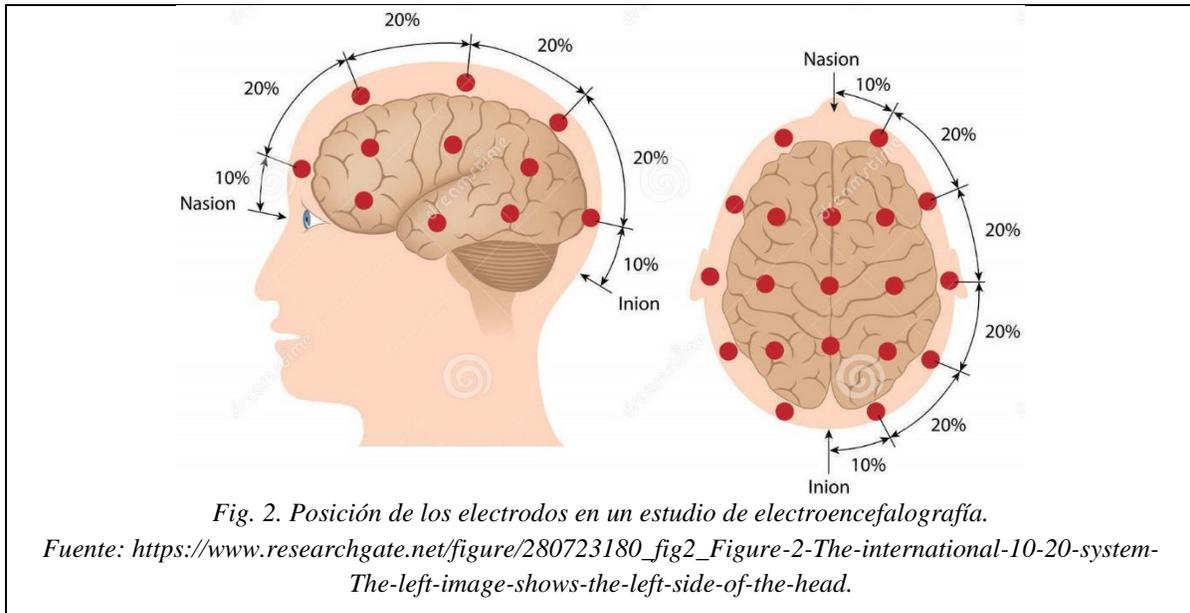
Estas actividades se controlan mediante potenciales u ondas cerebrales, transformadas en pulsos eléctricos con características independientes, según, sea la actividad que se quiere realizar.

Los potenciales se producen por que las membranas de las neuronas contienen diferentes tipos de canales iónicos, que se abren o cierran en respuesta a estímulos específicos, estos estímulos son registrados por estudios de electroencefalografía. Estos estímulos están controlados por diferentes tipos de sensaciones y programados para el reconocimiento de una orden distinta, por esa razón, el estímulo se asigna a una orden. [1]

2) Electroencefalografía.

Es un estudio mediante el cual se mide la actividad eléctrica del cerebro, es decir, los potenciales eléctricos generados por el cerebro. El EEG mide estas ondas a través de

electrodos, los cuales se colocan sobre el cuero cabelludo del paciente, como se observa en la Fig 2.



La electroencefalografía registra la actividad de las neuronas del encéfalo. Esta actividad posee formas complejas, que varían dependiendo de la posición del electrodo y del individuo que se está registrando. Esto se debe, en principio, por el gran número de interconexiones que se presentan en las neuronas y por la estructura no uniforme del encéfalo.

La actividad eléctrica se registra mediante una interfaz, posteriormente, las ondas son transmitidas a una computadora en donde se muestran los registros del estudio de EEG, como se observa en la Fig.3. [1]

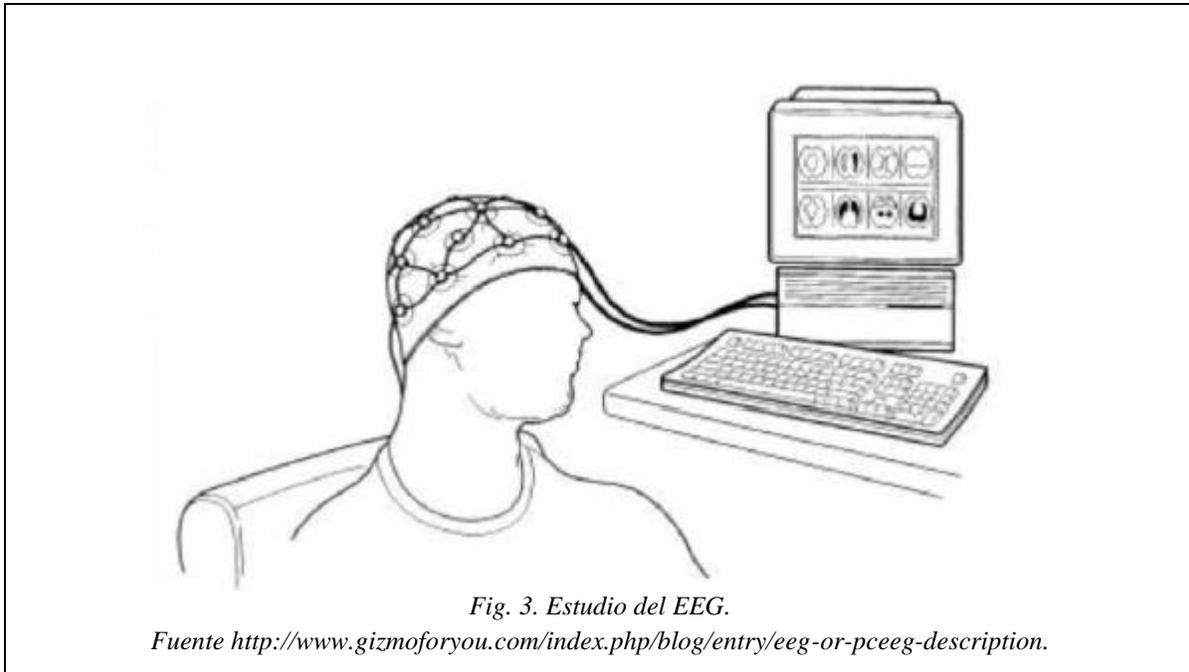


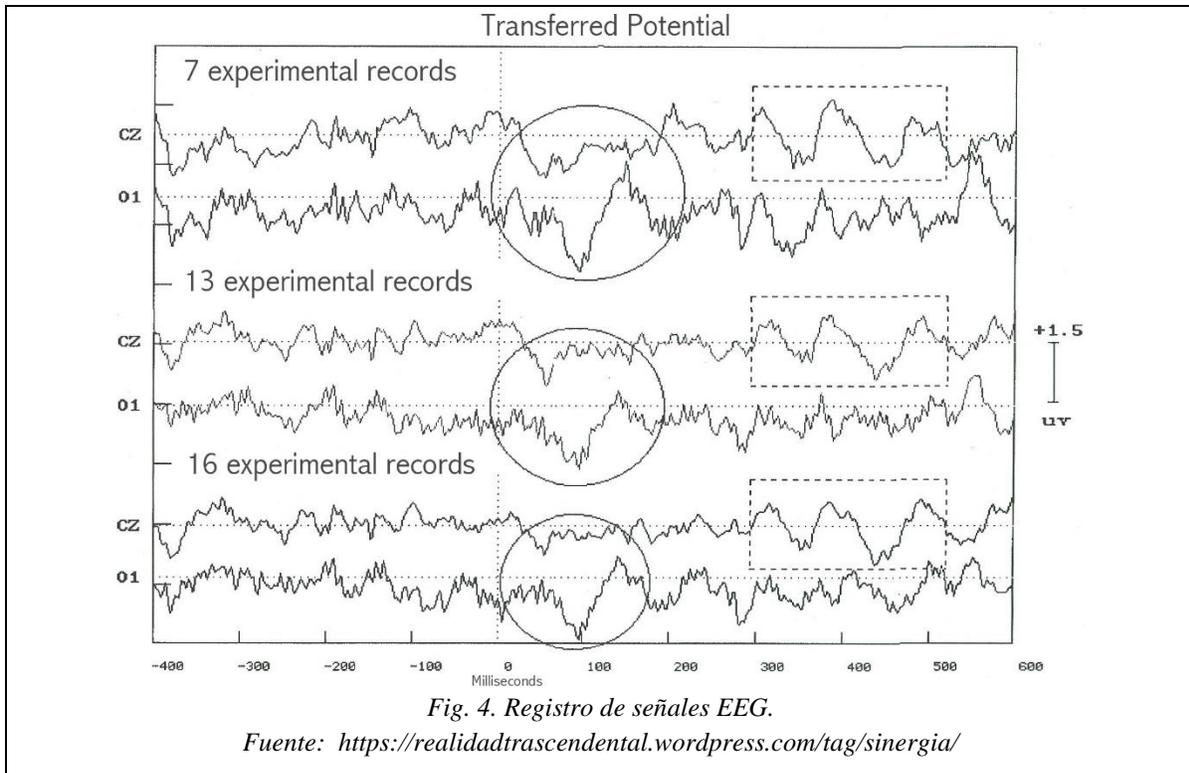
Fig. 3. Estudio del EEG.

Fuente <http://www.gizmoformyou.com/index.php/blog/entry/eeg-or-pceeg-description>.

3) Registro de EEG.

Para registrar las señales EEG se utiliza una serie de electrodos, situados sobre la superficie del cuero cabelludo, cada electrodo es un punto de registro y cada registro tiene formas como se observan en la Fig.4.

Los registros de las señales EEG dependen de varios factores como: los individuos y la localización de los electrodos. Para la colocación de los electrodos, existen varios sistemas estandarizados, en este trabajo se utiliza el sistema internacional 10-20 [6].



4) Potenciales visuales evocados en estado estacionarios (SSVEP).

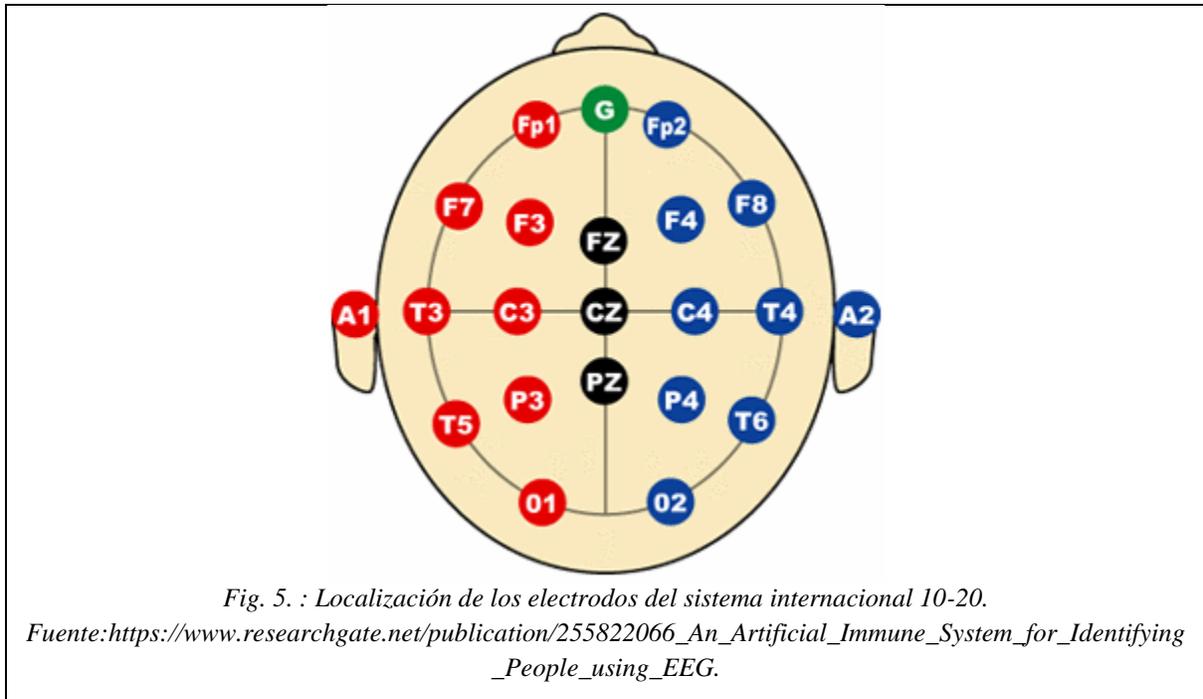
Para la BCI propuesta se utiliza un fenómeno neurológico denominado potencial evocado visual de estado estacionario (SSVEP). Un potencial evocado visual (VEP) es una diferencia de potencial eléctrica, que puede derivarse del cuero cabelludo después de un estímulo visual, por ejemplo, un destello de luz.

Los VEPs después de estímulos con una frecuencia $\leq 3,5$ Hz se llaman "transitorios" VEPs. Si la frecuencia de estimulación es $> 3,5$ Hz, se les denomina VEP "de estado estacionario" porque las respuestas individuales se superponen y dan como resultado una oscilación casi sinusoidal con la misma frecuencia que el estímulo. [7, 8].

5) Sistema internacional 10-20.

Es el sistema de la Federación Internacional de EEG. Se utilizan 21 electrodos colocados en cuatro puntos de referencia del cráneo.

Este sistema utiliza ciertos puntos anatómicos para estandarizar la puesta y conexión de los electrodos para el registro EEG, como se muestra en la Fig.5.



- Fp: Frontal anterior
- F: Frontal
- T: Temporal
- C: Central
- P: Parietal
- O: Occipital
- A: Oreja o apófisis mastoides
- IMPAR: Hemisferio izquierdo
- PAR: Hemisferio derecho
- Z: Línea central
- G: Punto nasion o punto de partida para ubicar los otros puntos

Los números 10 y 20 hacen referencia a las distancias actuales entre cada electrodo y su adyacente, estas deben ser de un 10% o un 20% de la distancia total antero-posterior o bilateral del cráneo.

La numeración par (2, 4, 6 y 8) corresponde a las posiciones en el hemisferio derecho, mientras que en la numeración impar (1, 3, 5 y 7) corresponden al hemisferio izquierdo. Las letras F, T, C, P y O representa las áreas del cráneo: frontal, temporal, central, parietal y occipital, respectivamente. La letra A representa a los electrodos ubicados en las orejas y la letra Z se refiere a los electrodos de la línea media del cráneo, entre más bajo el número, más cerca esa a la línea media. Además, G y Fp representan las zonas nasofaríngeas y frontales, respectivamente. [6]

En cuanto a conexiones de los electrodos, son tres los principales tipos utilizados: bipolar, monopolar y promedio.

- **Bipolar:** Se utilizan parejas de electrodos y se registran las diferencias de tensión entre cada par de puntos.
- **Monopolar:** Se toma la señal de cada uno de los electrodos, independientemente de los demás, también, se utiliza un electrodo de referencia, usualmente se emplea el uso de electrodos en el lóbulo de la oreja, en el mentón o en el mastoides.
- **Promedio:** La conexión se hace entre un cable monopolar y el promedio de los demás puntos de conexión.

La ventaja del registro bipolar es la obtención de respuestas muy bien localizadas en el espacio, debido a que la actividad lejana común a ambos electrodos se cancela.

En este trabajo se centra en utilizar tres electrodos en los puntos: PZ, CZ y T4. T4 es el “bias”, PZ es el positivo, y por ultimo CZ es el negativo.

El “bias” es el electrodo que ayuda a mantener un nivel de DC entre los electrodos positivo y negativo, ya que la señal captada del cerebro oscila mucho, el “bias” manda señales para compensar y normalizar las señales captadas entre los otros dos electrodos evitando así obtener un ruido mucho mayor. [9]

6) Electrodo.

Para obtener los estímulos u ondas cerebrales se necesita un medio de transmisión de la señal. Este medio es el electrodo, porque, es capaz de captar las ondas cerebrales y transmitirlos en donde serán manipuladas, en este caso en Matlab, para así dar las órdenes al dron. Hay muchos tipos de electrodos que son utilizados para el registro de señales EEG, a continuación, mencionamos algunos de los más utilizados.

Electrodos invasivos: son los que penetran la piel, por lo general se requiere de una cirugía para poderlos implementar.

Electrodos no invasivos: son puestos en la superficie de la piel. Los electrodos no invasivos se derivan en varios tipos, el más utilizado en cuestiones clínicas, es el electrodo superficial. [6]

Los electrodos superficiales se dividen en:

- Adheribles: Son pequeños discos metálicos de 5 mm de diámetro. Se adhieren con pasta conductora y se fijan con colodión que es un aislante. Colocados correctamente dan resistencias de contacto muy bajas (1-2 kilo ohmios)
- De contacto: Consisten en pequeños tubos de plata clorada, unidos a un soporte de plástico, y contienen en el centro del electrodo una almohadilla donde se coloca la solución conductora. Además, se sujetan a la superficie de contacto con bandas elásticas o gorros especiales y se conectan con pinzas de tipo caimán. Son de fácil colocación, pero incómodos para el paciente, debido a esto, no se realizan registros de larga duración.
- El casco de malla: De introducción reciente. Los electrodos están incluidos en una especie de casco elástico. Existen cascos de diferentes tamaños, dependiendo de la talla del paciente, se sujetan con cintas. Las características más importantes son: La comodidad de colocación, la comodidad para el paciente en registros de larga duración, su protección a los artefactos eléctricos y la precisión de su colocación.

- De aguja: Su uso es muy limitado; solo se emplea en recién nacidos. Existen dos tipos: desechables o de uso múltiple. Su esterilización y manipulación deben ser muy cuidadosas.

7) Pasta de EEG

Es necesaria para la existencia de una interfaz entre el electrodo y la superficie del cuero cabelludo. El primer contacto externo de la onda provocada por el paso de la corriente iónica de la actividad cerebral en el córtex es con la pasta o el gel conductor para EEG. Esta pasta funciona como una resistencia en el circuito eléctrico que va desde la superficie del contacto al electrodo. Entonces, se conecta el circuito para que la señal fluya a través de la pasta hasta llegar al electrodo.

La pasta conductora utilizada se llama Ten20 conductive, se observa en la Fig. 6. Es conductora, adherible y está formulada principalmente para el uso de electrodos en EEG, además, es de fácil lavado y se adhiere en la parte donde se coloca. Esta pasta es utilizada para múltiples estudios como lo son exámenes EEG, procesamientos de potenciales evocados y prueba de latencia múltiple del sueño.



Fig. 6. Pasta conductora para EEG Ten20.

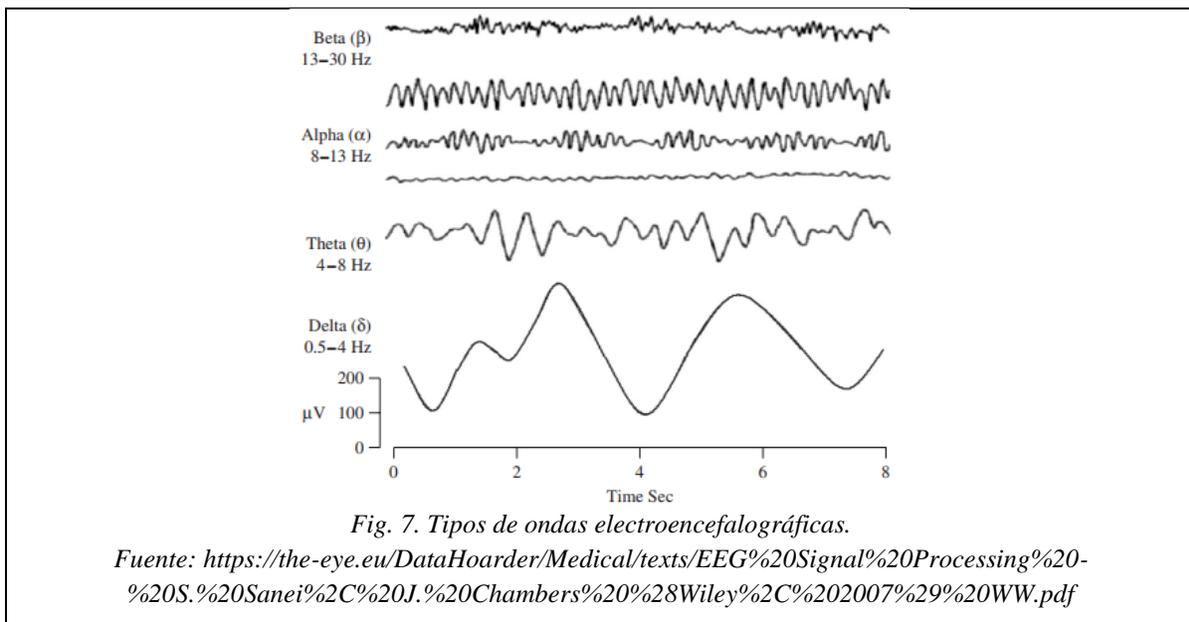
Fuente: <https://www.ternimed.de/Ten20-EEG-Conductive-Paste-230-g-large-jar>

Las recomendaciones del fabricante, respecto a la aplicación de la pasta son: primero comenzar con la limpieza del área sobre la cual se colocará el electrodo, en otras palabras,

que el área esté libre de cabello y desinfectada, esto se realiza frotando al cuero cabelludo con un algodón con alcohol y en repetidas ocasiones. Después es colocar al electrodo la cantidad de pasta necesaria para cumplir por completo su área, evitando que la pasta sobrepase al electrodo, luego, se coloca el electrodo sobre el área libre y luego se atornilla el electrodo en el casco para que ajuste bien en el cuero cabelludo. Si los electrodos son puestos correctamente, las señales registradas se visualizan mediante una tarjeta de adquisición de datos, osciloscopio u otro medio de adquisición de señales.

8) Señal EEG.

Las señales EEG poseen amplitudes que van desde los 5 μV , en registros sobre el córtex, a 300 μV en la superficie del cuero cabelludo. Las frecuencias de estas ondas están contenidas en un intervalo entre 0.5 Hz y 30 Hz, y dependen del grado de actividad del córtex cerebral. La mayoría de las veces estas ondas no poseen ninguna forma determinada, sin embargo, existen ritmos normales que suelen clasificarse en ritmos Alpha, Beta, Theta y delta, donde cada una cuenta con características distintas, como se observa en la Fig. 7. [1]



A continuación, se describen las características de los cuatro tipos de ondas.

Ondas Delta: La aparición de las ondas deltas es normal en los recién nacidos y los bebés, y durante las fases de sueño en los adultos. Las regiones más profundas del cerebro sugieren que estas ondas se originan exclusivamente dentro de la corteza, independiente de cualquier actividad en las regiones del cerebro más profundas.

Ondas Theta: Este tipo de ondas desempeñan un papel dominante en la infancia y la niñez. El EEG normal de un adulto en vigilia contiene solo una pequeña cantidad de frecuencias theta, sobre todo se ha observado en estados de somnolencia y sueño.

Ondas Alpha: Estas ondas rítmicas son claramente una manifestación de la mitad posterior de la cabeza, y por lo general, se encuentran sobre las regiones occipital y parietal. Estas ondas se observan mejor en condiciones de vigilia, durante la relajación física y mental de la inactividad relativa. El ritmo alpha, de la parte posterior, se bloquea temporalmente por las actividades mentales o estímulos aferentes.

Ondas Beta: La actividad Beta se observa en los adultos sanos y se encuentra principalmente en las regiones frontal y central de la corteza cerebral. El voltaje es bastante menor comparado con la actividad alpha.

9) Brain Computer Interface (BCI)

Una BCI es un sistema capaz de traducir intenciones en una interacción real con un entorno físico o virtual. Las aplicaciones varían dependiendo del área en donde se desea implementar, es decir desde la rehabilitación clínica hasta la industria del entretenimiento.

El funcionamiento básico de una BCI es: adquirir la actividad cerebral, procesarla para obtener las características de interés, y una vez interactuar con el entorno de la forma deseada por el usuario, generalmente apoyado por un ordenador. De manera que las etapas de una BCI son: adquisición, procesamiento, y aplicación. Estas etapas se ejemplifican en la Fig.8.

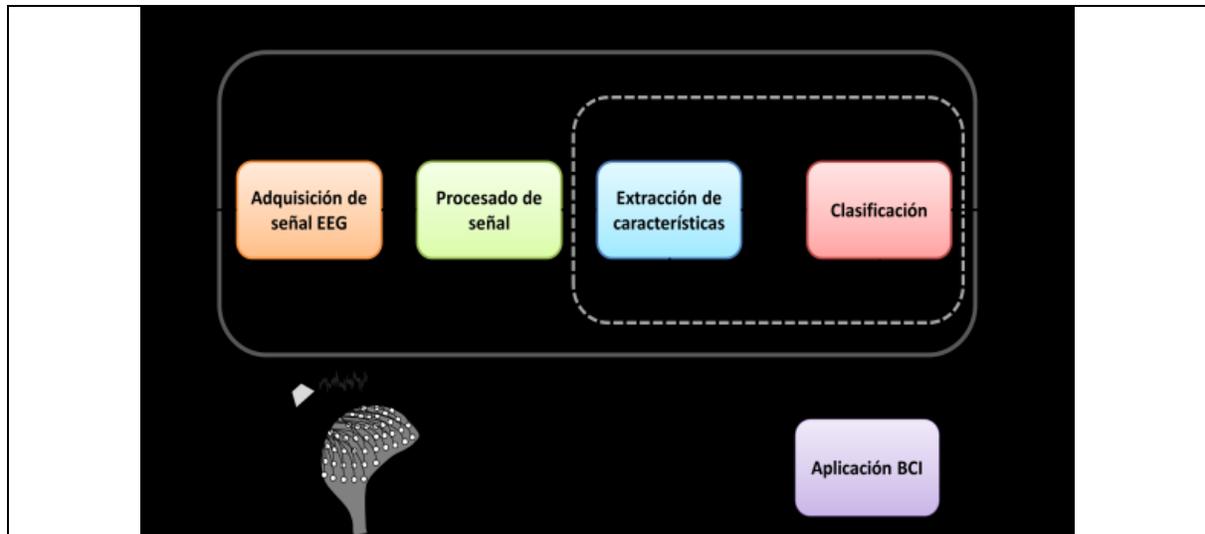


Fig. 8. Diagrama de bloques de una BCI.

Fuente: https://www.researchgate.net/publication/260872345_Adquisicion_procesamiento_y_clasificacion_de_senales_EEG_para_diseno_de_sistemas_BCI_basados_en_imaginacion_de_movimiento.

A continuación, se describen cada una de las etapas.

- **Adquisición:** En esta etapa se registra las señales eléctricas relacionadas a la actividad cerebral. Se diseñan filtros analógicos para la adquisición de ciertos tipos de onda, generalmente la de onda beta.
- **Procesamiento:** En esta etapa se aplican los filtros digitales, principalmente para mejorar las características de las señales, es decir, filtros promedio móvil y filtros de suavizado de señales. Además, se implementan los algoritmos de extracción de características y clasificación.
- **Aplicación:** Es el módulo de interacción con el entorno y da forma a la aplicación final de la BCI. El resultado es la activación de algún componente eléctrico, como, por ejemplo, un actuador, un motor, un led, etc.

Una BCI, desde un punto de vista de interacción hombre-máquina, es una interfaz que tiene dos características muy importantes: la primera es su potencial para construir un canal de comunicación natural con el usuario, y la segunda el acceso a la información cognitiva y emocional del usuario. Estas características son las que permiten convertir las intenciones de control del usuario en acciones. [10]

E. Estado del Arte.

En el siguiente cuadro se reseñan algunos de los artículos académicos que se incluyeron para hacer la revisión del estado del arte.

Se buscaron artículos relacionados a sistemas BCI para documentar qué métodos de detección de eventos se han estudiado hasta ahora, qué tipos de interfaz de usuario se han implementado, qué tan compleja puede llegar a ser una BCI, qué tanto control sobre un dispositivo final se puede llegar a tener y qué tipos de aplicaciones puede llegar a tener una BCI.

Tabla 1: Tabla de referencias bibliográficas.

Título del trabajo	Autores	Fecha de publicación	Descripción
Eliciting dual-frequency SSVEP using a hybrid SSVEP-P300 BCI	Min Hye Chang, Jeong Su Lee, Jeong Heo, Kwang Suk Park	2016	Digitador de letras utilizando un método híbrido que combina P300 y SSVEP. [11]
An independent-BCI based on SSVEP using Figure-Ground Perception (FGP)	Richard M.G. Tello, Sandra M.T. Müller, Muhammad A. Hasan, André Ferreira, Sridhar Krishnan, Teodiano F. Bastos.	2016	Dispositivo para el ejercicio psicológico de percepción de figura-fondo utilizando el método SSVEP. [12]
Use of high-frequency visual stimuli above the critical flicker frequency in a SSVEP-based BMI	Takeshi Sakurada, Toshihiro Kawase, Tomoaki Komatsu, Kenji Kansaku.	2015	Uso del método de SSVEP utilizando frecuencias cercanas al límite de percepción de parpadeo.
A new hybrid BCI paradigm based on P300 and SSVEP	Minjue Wang, Ian Daly, Brendan Z. Allison, Jing Jin, Yu Zhang, Lanlan Chen, Xingyu Wang.	2015	Detección de percepción de eventos utilizando un método híbrido SSVEP – P300. [13]
SSVEP recognition using common feature analysis in brain-computer interface	Yu Zhang, Guoxu Zhou, Jing Jin, Xingyu Wang, Andrzej Cichocki	2015	Detección de atención en cierto objeto utilizando SSVEP. [14]
A new dual-frequency stimulation method to increase the number of visual stimuli for multi-class SSVEP-based brain-computer interface (BCI)	Han-Jeong Hwang, Dong Hwan Kim, Chang-Hee Han, Chang-Hwan Im.	2013	Detección de atención en cierto objeto utilizando SSVEP, cada objeto parpadeando a dos frecuencias buscando una mayor amplitud en la suma de las frecuencias. [15]
A novel hybrid auditory BCI paradigm combining ASSR and P300	Netiwit Kangoen, Sungho Jo.	2017	Detección de eventos utilizando un método híbrido de estímulos sonoros que combina ASSR y P300. [16]
An efficient word typing P300-BCI system using a	Faraz Akram, Seung Moo Han, Tae-Seong Kim.	2015	Digitador predictivo de palabras utilizando P300.

modified T9 interface and random forest classifier			[17]
A hybrid ERD/SSVEP for continuous simultaneous two dimensional cursor control	Brendan Z. Allison, Clemens Brunner, Christof Altstätter, Isabella C. Wagner, Sebastian Grissmann, Christa Neuper.	2012	Control de movimiento de un cursor usando SSVEP. [18]
Development of an SSVEP-based BCI spelling system adopting a QWERTY-style LED keyboard	Han-Jeong Hwang, Jeong-Hwan Lim, Young-Jin Jung, Han Choi, Sang Woo Lee, Chang-Hwan Im.	2015	Teclado QWERTY usando SSVEP. [19]
An amplitude-modulated visual stimulation for reducing eye fatigue in SSVEP-based brain-computer interfaces	Min Hye Chang, Hyun Jae Baek, Seung Min Lee, Kwang Suk Park.	2014	Pruebas con un Sistema basado en SSVEP utilizando modulación AM buscando reducir la fatiga de los ojos. [20]
The distribution of classification accuracy over the whole head for a steady state visual evoked potential based brain-computer interface	Gaopeng Sun, Yuankui Yang, Yue Leng, Haixian Wang, Sheng Ge.	2017	Pruebas midiendo la eficacia de un sistema SSVEP variando el número de electrodos y su ubicación en la cabeza. [21]
A novel steady-state visually evoked potential-based brain-computer interface design: Character Plotter	Zafer İşcan, Zümray Dokur.	2014	Sistema SSVEP para dibujar líneas entre 16 objetos. [22]
Comparative analysis of strategies for feature extraction and classification in SSVEP BCIs	Sarah N. Carvalho, Thiago B.S. Costa, Luisa F.S. Uribe, Diogo C. Soriano, Glauco F.G. Yared, Luis C. Coradine, Romis Attux.	2015	Análisis comparativo de estrategias para extraer determinadas características de una señal EEG. [23]
An online semi-supervised P300 speller based on extreme learning machine	Junjie Wang, Zhenghui Gu, Zhuliang Yu, Yuanqing Li.	2017	Digitador de letras P300 aplicando la técnica ELM (extreme learning machine). [24]
Multivariate synchronization index for frequency recognition of SSVEP-based brain-computer interface	Yangsong Zhang, Peng Xu, Kaiwen Cheng, Dezhong Yao.	2014	Método de sincronización de varios canales para reconocimiento de frecuencias en un sistema SSVEP. [25]

Para concluir el estado del arte sobre la implementación de una BCI que permita controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un dron, la mayoría de artículos usaron métodos de eventos visuales evocados en estado estable y P300; y como técnicas para procesar las señales obtenidas fue la transformada de Fourier. Dando así los métodos a usar que nos facilitaba hacer la implementación para los requisitos del vuelo del dron.

II.DISEÑO

Para realizar el proyecto de implementación de una interfaz cerebro-computador (BCI) que permita controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un cuadricóptero (dron) se establecieron las siguientes necesidades: fácil uso, comodidad, precisión, económico, portabilidad y rapidez de procesamiento.

En las siguientes tablas se muestran la tabla de clasificación de prioridades y la tabla de prioridades que se realizó a las necesidades del proyecto, donde en la tabla se evalúa cada necesidad entre las otras y dándole un rango de prioridad entre una necesidad o la otra. Este rango de necesidad se puede observar en la Tabla 2:

Tabla 2: Tabla de clasificación de necesidades.

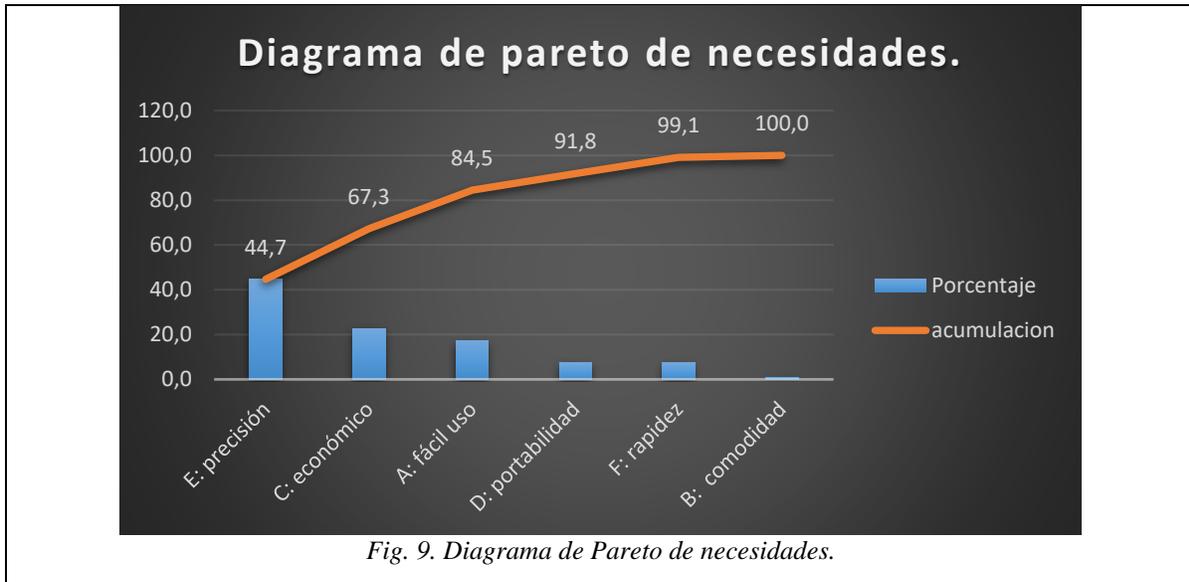
Clasificación.	Puntaje.
Son igual de necesarios.	1
Es mucho más necesario.	5
Es excesivamente más necesario.	10
Es mucho menos necesario.	1/5
Es excesivamente menos necesario.	1/10

Tabla 3: Tabla de prioridades.

Índice	Prioridad	A	B	C	D	E	F	Suma	Porcentaje
A: fácil uso	A		10	1/5	5	1/5	5	15,4	17,2
B: comodidad	B	1/10		1/5	1/5	1/10	1/5	0,8	0,9
C: económico	C	5	5		5	1/5	5	20,2	22,6
D: portabilidad	D	1/5	5	1/5		1/10	1	6,5	7,3
E: precisión	E	5	10	5	10		10	40	44,7
F: rapidez	F	1/5	5	1/5	1	1/10		6,5	7,3
Total								89,4	100

Por medio de la tabla de prioridades (Tabla 3) podemos realizar un diagrama de Pareto para revisar con porcentajes (Fig.9), el cumplimiento de las necesidades para la implementación de la BCI. Es decir, a medida que se logre llegar a cabo el cumplimiento de la necesidad,

este sumará un porcentaje total de lo que se necesita para el proyecto y así satisfacer las necesidades.



Gracias a la tabla de prioridades, las necesidades más importantes a tener en cuenta son la precisión, la economía y el fácil uso.

A continuación, en la siguiente tabla podemos observar la tabla de necesidades, la cual lleva las necesidades de la implementación de una BCI que permita controlar el vuelo de un dron, de donde se partirá para realizar el diseño de cómo se controlará el dron, cómo se recogerá las señales cerebrales, que métodos se usaran para la clasificación de las señales, la tarjeta de adquisición y el dron que se usará.

Tabla 4: Tabla de necesidades.

Necesidades.	Satisfactores.	Expectativas de resultados.		JTBD	Funcionalidad y atributos.
		Deseadas.	No deseadas.		
Precisión	El dispositivo debe contar con un método para obtener las señales con precisión.	Ofrecer horas de diversión sin cansar al usuario al usar el dispositivo.	Cuando se busque una tarjeta de adquisición que no sea tan costosa, no se podrá obtener una velocidad de respuesta tan rápida.	Principal: brindar una nueva experiencia al volar un dron mediante una BCI. Funcionales: mostrar nuevas formas de usar la tecnología de la BCI, mediante el vuelo de un dron como forma de ocio, juego y diversión.	El manejo del dron sea novedoso sin la interacción de las manos.
Economía	El dispositivo debe contar con tarjetas de adquisición y equipamiento económico, sin embargo que tenga buenas referencias.				
Fácil uso	Al momento de utilizar el equipo debe ser fácil de manipular y la interacción con el dispositivo sea intuitiva.	Ofrecer una manera distinta de manejar un dron haciendo que la experiencia sea única.	Para que el casco sea de fácil uso y sirva para una gran población sacrificamos la comodidad de los electrodos adhesivos por los de contacto.	Emocionales: emocionar al usuario con una nueva tecnología recreando la ciencia ficción de algunas películas.	El método seleccionado que de una buena precisión sea cómodo y fácil de usar.
Portabilidad	El dispositivo debe contar con un tamaño promedio, para que pueda ser llevado a cualquier parte sin ser incomodo de llevar.				
Rapidez	La tarjeta de adquisición debe tener unas especificaciones buenas para la velocidad de ejecución y una programación que no sea muy pesada cuando se procesen las señales cerebrales.	Presentar el dispositivo sin tener un costo muy elevado.			Apoyados con la universidad los costos de dispositivo se ven reducidos ya que contamos con algunas tarjetas de adquisición y el casco.

Comodidad	El casco y el mando para el dron deben ser lo más cómodos posibles para que no afecte las señales cerebrales con ruido por sentir o estar el usuario incómodo.	Fácil aprendizaje de control.			
-----------	--	-------------------------------	--	--	--

JTBD: Jobs-to-be-done significa el trabajo o tarea a realizar por parte de los usuarios de una innovación.

A. Diseño General.

En la Fig. 10 se muestra un diagrama de bloques que representa el esquema general para la implementación de una interfaz cerebro-computador que permita controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un dron.

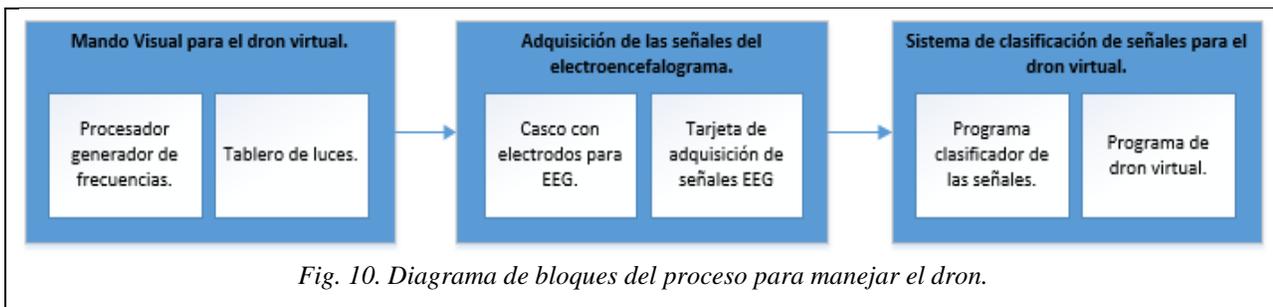


Fig. 10. Diagrama de bloques del proceso para manejar el dron.

El diseño general constará de:

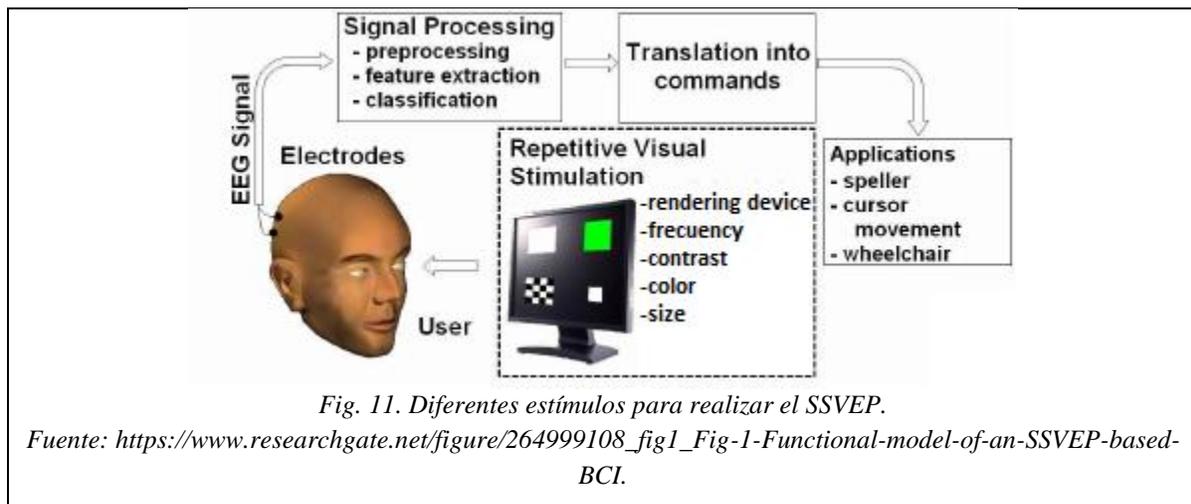
- a) Un mando visual, el cual será el control del movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un dron
- b) La adquisición de las señales del electroencefalograma, que se realiza por medio de un casco donde van conectados y posicionados los electrodos.
- c) Un sistema de decisión, que filtrará, clasificará y actuará sobre el dron, mediante una programación hecha en Matlab.

B. Diseño de método para obtener las señales cerebrales.

Existen varios métodos para generar señales evocadas en el cerebro, entre estas se encuentra P300, potenciales evocados en estado estable y movimientos corticales.

Para nuestras necesidades, donde se requiere la precisión, entre estos están los potenciales evocados de estado estable, que pueden ser visuales, auditivos y al tacto; los cuales permiten por medio de los sentidos mandar un impulso o una señal al cerebro evocando como tal estos impulsos, es decir, al ver un led parpadeando a una determinada frecuencia, escuchar por un oído un tono o sentir la presión de algo sobre una parte del cuerpo.

Se decidió escoger los potenciales visuales evocados en estado estable (SSVEP), de manera que nos permite tener un mayor rango de interacciones y autonomía, ya que se pueden poner luces a parpadear a diferentes frecuencias, y cada frecuencia distinta es un patrón para realizar, y es el mismo usuario el que elige que frecuencia desea observar.



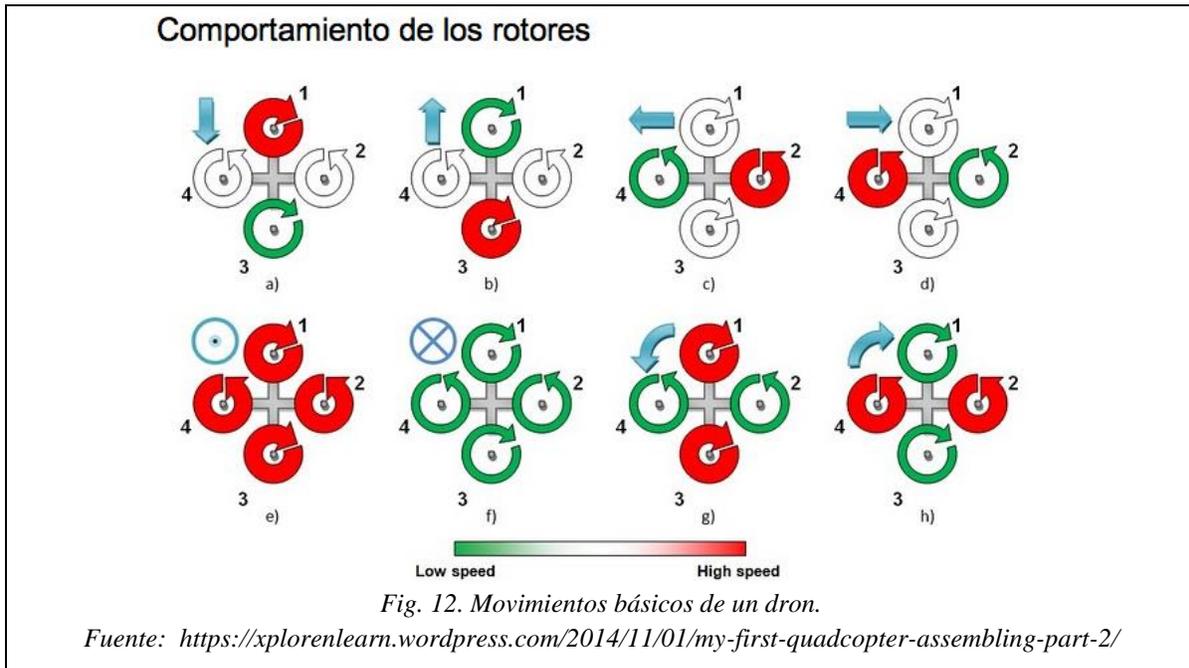
C. Diseño para el mando visual.

Una vez escogido el método de potenciales visuales evocados en estado estable (SSVEP), podemos hablar de realizar un mando visual el cual manejará el vuelo del dron.

Como se puede observar en la Fig. 11 los potenciales visuales evocados en estado estable se pueden realizar por dispositivos de renderizado, frecuencias, contrastes, color o tamaño.

Por las necesidades establecidas anteriormente podemos implementar con facilidad las frecuencias haciendo parpadear leds contribuyendo a que el dispositivo sea económico.

Para saber cuántas frecuencias y luces debían ser, se determinaron los movimientos de un dron, el cual se pueden observar en la Fig. 12.



Se pueden determinar ocho movimientos, los cuales se pueden reducir a cinco para mayor economía, portabilidad y precisión con el propósito de que las frecuencias de las luces no afecten a las demás. Estos movimientos son: elevación, descenso, adelante, atrás y rotación en sentido a las manecillas del reloj.

1) Diseño del generador de frecuencias.

Para realizar el diseño del generador de frecuencias, se planteó usar un micro controlador o microprocesador, por su portabilidad y eficiencia.

Se decidió utilizar una tarjeta Arduino que cuenta con un microprocesador Atmega328P para generar las frecuencias, gracias a que el lenguaje de programación es bastante fácil de

usar y programar, además de contar con varias tarjetas de estas en el laboratorio de electrónica.

Para generar las frecuencias se utilizó un timer el cual se dispara cada 250 milisegundos activando el servicio de rutina de interrupción (ISR Blink), donde cada vez que se active el ISR Blink, realiza la rutina de prender o apagar los leds.

2) Diseño del tablero de luces.

El tablero de luces debe contar con cinco luces que parpadeen a diferentes frecuencias, distribuidas lo más equitativamente posible y puestas en una tabla. La posición más uniforme en una tabla cuadrada serían las cuatro esquinas y por último el centro.

El color de la tabla debe ser un color oscuro, para hacer un contraste entre las luces y el fondo que vendría a ser la tabla. Principalmente las luces iban a ser una matriz de leds, pero al no tener tan buena iluminación se decidió usar leds de potencia, para que las luces tengan buena potencia lumínica para poder volar el dron en cualquier tipo de ambiente, ya sea oscuro o muy iluminado.

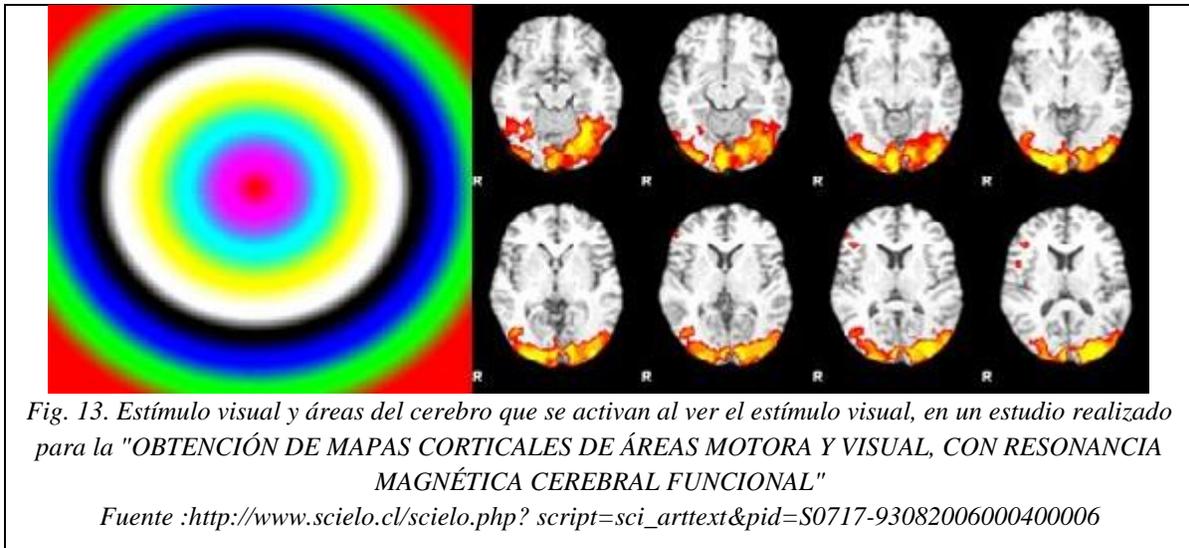
D. Diseño del sistema de adquisición de las señales del electroencefalograma.

Para el diseño del sistema de adquisición de las señales del electroencefalograma cuenta con dos partes, la primera es el casco el cual llevara los electrodos que se utilizaran para hacer contacto con la superficie de la cabeza y obtener las señales que registra el cerebro, y la segunda es la tarjeta de adquisición la cual recibe las señales, las amplifica, las filtra para reducir el ruido y las guarda para luego ser procesadas.

1) **Diseño de casco y electrodos para el electroencefalograma.**

Para economía del proyecto, se utilizará un casco hecho en impresora 3D, con unos electrodos de contacto, estos electrodos pueden ajustarse atornillándose al casco, dando como ventaja la versatilidad a la hora de usarlo cualquier persona sin ningún problema.

Las posiciones de los electrodos deben estar como mínimo uno en la parte occipital o parietal, ya que en esta área del cerebro se registra las señales cerebrales con estímulos visuales. La reacción de la parte occipital del cerebro reaccionando al estímulo visual de los colores se observa en la siguiente figura.



2) **Tarjeta de adquisición de las señales del electroencefalograma.**

Para adquirir las señales cerebrales se utilizó por razones de disponibilidad y de ajuste a las necesidades del proyecto la tarjeta de adquisición de Quantum Medical que muestrea la señal EEG 1024 veces por segundo con una resolución de 16 bits y transmite por medio de un puerto serial a 115200 bits/s vía Bluetooth a un PC.

E. Diseño del sistema de clasificación de las señales cerebrales para controlar el dron.

Para clasificar, filtrar y procesar las señales, se diseñará un programa en Matlab, gracias a que Matlab maneja una programación fácil para desarrollar filtros y realizar transformadas de Fourier, para analizar las señales y así poder aplicar los filtros correctamente.

Aprovechando el computador en que correrá Matlab, se utilizara un dron virtual, ya que facilitará la forma de intervenirlo, además de priorizar que el proyecto sea más económico y seguro, haciendo que no sea un peligro para el entorno mientras se desarrolla y finaliza la implementación de una interfaz cerebro-computador.

III.IMPLEMENTACIÓN

A. Mando visual para controlar el dron.

La Fig.14 muestra el diagrama esquemático que representa la conexión del tablero de luces.

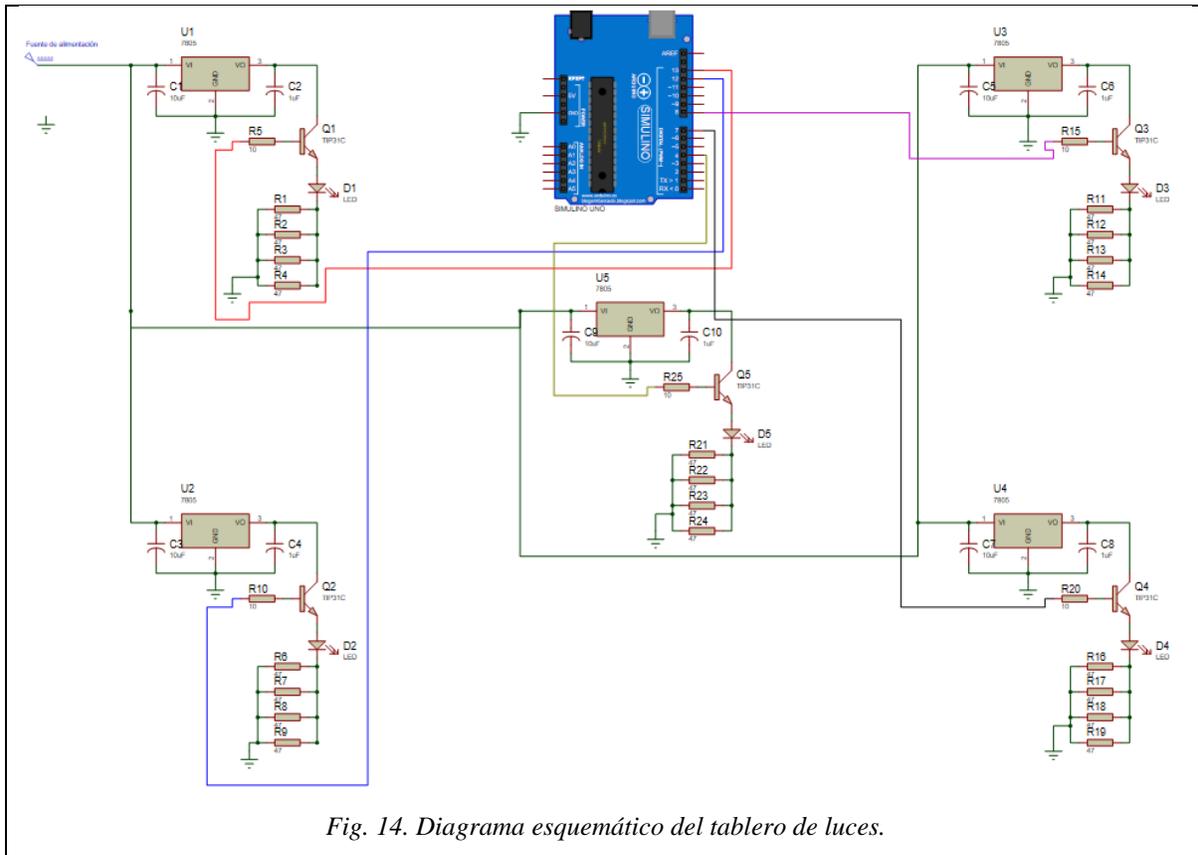


Fig. 14. Diagrama esquemático del tablero de luces.

El diseño electrónico del mando visual para controlar el dron se estableció con cinco leds de potencia máxima 3W. El circuito del mando visual se compone de cinco circuitos idénticos con alimentación eléctrica externa común de mínimo 7 V para garantizar que los reguladores de voltaje (LM 7805) puedan entregar 5 V al colector de cada transistor de potencia, el cual se pondrá en modo de corte o saturación encendiendo y apagando el led dependiendo de la señal de control enviada por el generador de frecuencias (Arduino).

Para los leds utilizamos leds de potencia conectados cada uno a una resistencia total de $11,75 \Omega$ produciendo una corriente para el led de $2 \text{ V} / 11,75 \Omega = 0,17 \text{ A}$, haciendo que este funcione a una potencia de $0,5 \text{ W}$ (3 V (voltaje nominal del led) * $0,17 \text{ A} = 0,5 \text{ W}$) y que la

intensidad de la luz no sea molesta. En la Fig. 15 se observa el led con su circuito de potencia.

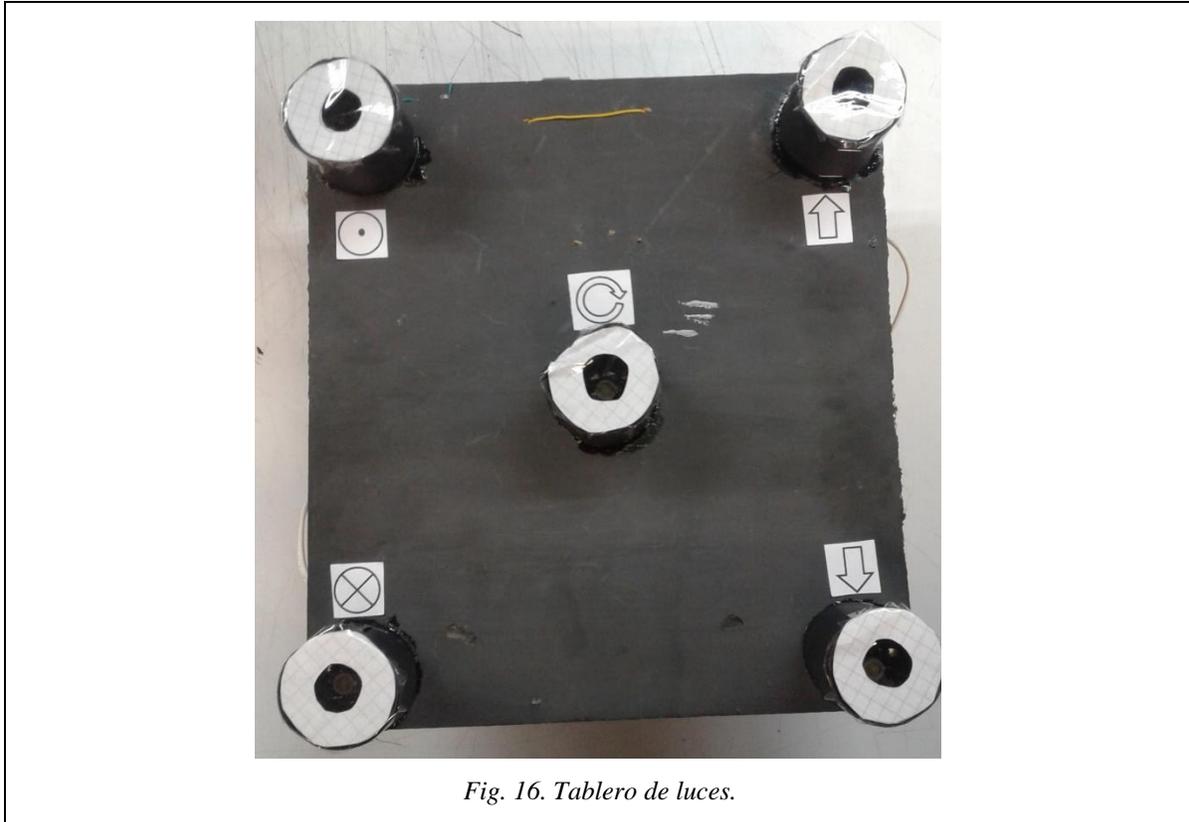
Estos leds parpadearán a diferente frecuencia cada uno, para generar los diferentes patrones visuales que realizaran el movimiento del dron dependiendo a cuál de los leds enfoque su atención el usuario.

El tablero se realizó en una tabla de madera cuadrada aproximadamente de 25cm por 25cm para poder ubicar los leds en cada esquina y en el centro del tablero, para que las luces emitidas por los leds no interfieran entre ellas. También se adicionó un tubo de 5cm de alto con un diámetro de 3cm en cada led para que la luz emitida por estos quede más enfocada, así como podemos observar el tablero ya armado en la Fig. 16.

Para generar las diferentes frecuencias se realizó una programación en Arduino, la cual corre en un Microprocesador de Arduino Atmega328p. Básicamente el programa genera las cinco señales que harán parpadear cada led.

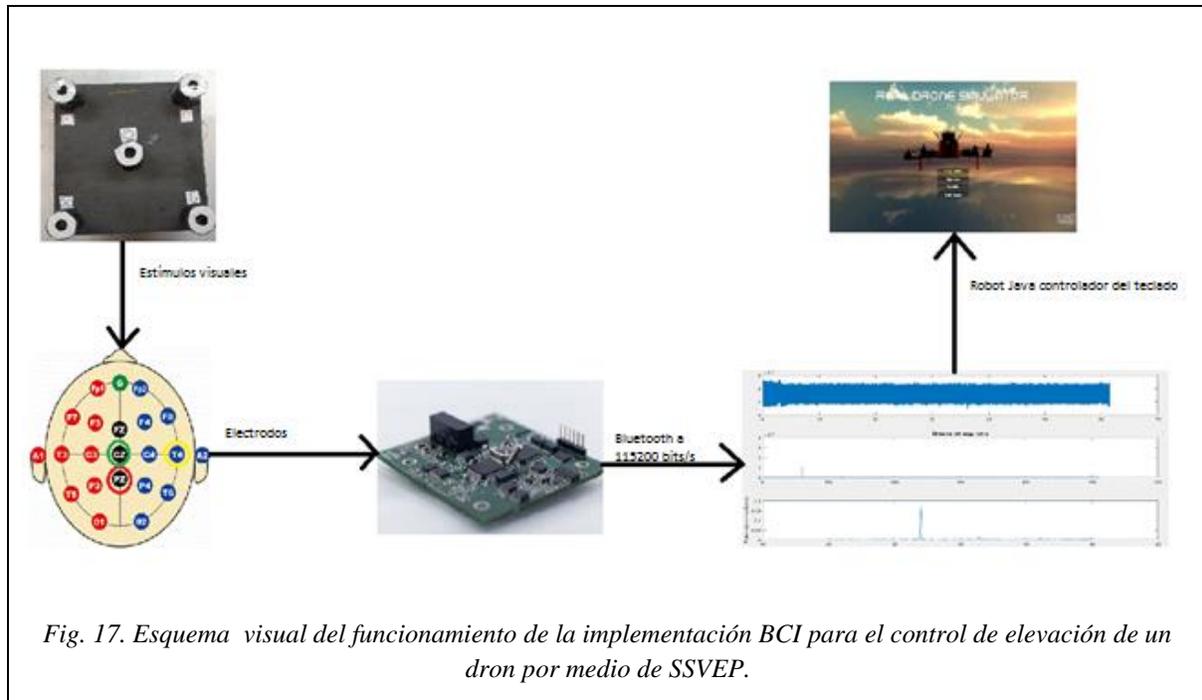


Fig. 15. Montaje del led de potencia.



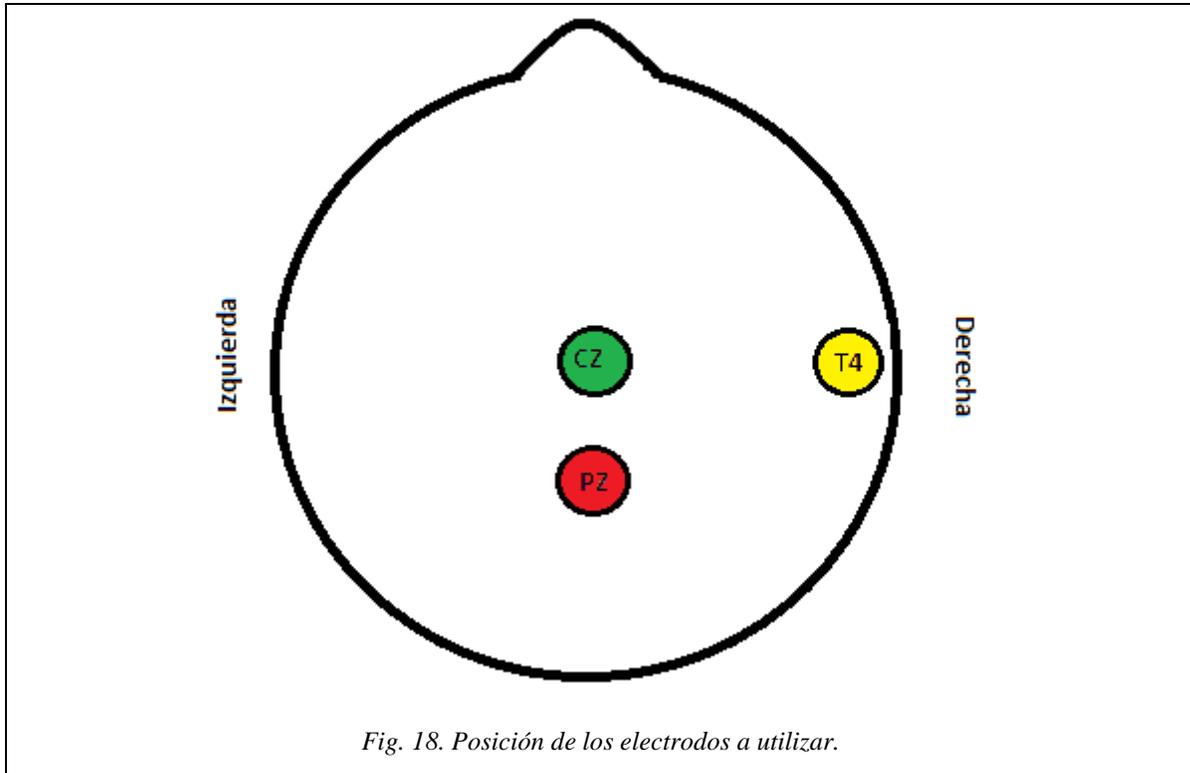
B. Registro del electroencefalograma.

Para el registro de las señales del electroencefalograma se utilizó una tarjeta de adquisición de la empresa QM, la cual permite capturar una señal diferencial del EEG (un solo canal) por medio de la conexión de tres electrodos: un electrodo para el terminal positivo, otro electrodo para el terminal negativo y el electrodo para controlar el BIAS. La señal del EEG registrada es transmitida vía Bluetooth a una aplicación en Matlab para su posterior procesamiento. La Fig.17 muestra un esquema de la tarjeta de adquisición QM como parte del sistema BCI propuesto.



En la tarjeta de adquisición va conectado un cable paciente de tres puntos los cuales estarán conectados a unos electrodos de contacto puestos en el casco del EEG en las posiciones Cz, T4 y Pz. En la posición Cz va el terminal negativo (electrodo verde), en Pz va el terminal positivo (electrodo rojo) y por último en la posición T4 va el BIAS (Fig. 18). La señal EEG será la medida diferencial entre Pz y Cz.

Una vez conectada y encendida, la tarjeta de adquisición de QM se encarga, entre otras cosas, de hacer la captura, amplificación, filtrado, digitalización y transmisión de la señal EEG. La señal EEG es transmitida vía Bluetooth y se puede visualizar por medio de una aplicación especialmente diseñada por la empresa QM. Inicialmente se utilizó esta aplicación de visualización para determinar si la señal EEG se estaba registrando de manera correcta, pero después se implementó una aplicación propia para utilizar la señal EEG como medio para llevar la información de la BCI. Para ello fue necesario conocer el protocolo de comunicación que utiliza la empresa QM en su tarjeta de adquisición, el cual es un protocolo que además de la señal EEG lleva otros datos y parámetros de análisis propios de la empresa QM.



C. Programación en Matlab

La programación que se realizó se puede observar en el Anexo1 y se explica en la Fig. 19.

Inicialmente, se establece la comunicación serial del PC vía Bluetooth con la tarjeta de adquisición, esta crea un puerto de comunicación serial el cual debemos configurar en el PC su velocidad a 115200 bits/s.

Una vez establecida la comunicación serial, se recibe el primer paquete de 8 bits se calcula el CRC16 de los primeros seis bytes y se compara con los bytes 7 y 8 del paquete. Si no coincide, se lee un byte más, se vuelve a calcular y comparar y así sucesivamente hasta que el CRC16 calculado y el recibido coincidan logrando que la recepción de datos se sincronice con la transmisión.

Se empiezan a guardar los 2048 datos de la señal EEG (equivale a dos segundos de registro de señal EEG), se calcula la energía en cada frecuencia de control mediante un análisis de Fourier y se normaliza la energía en cada una de ellas respecto al total de la energía contenida en las cinco frecuencias de control.

Se verifica si alguna de las cinco frecuencias tiene la mayor parte de la energía total y se selecciona como frecuencia elegida. De no ser así, durante el intervalo no se le aplica ninguna acción de control al simulador.

Teniendo ya identificada la frecuencia del estímulo seleccionado durante el intervalo, se aplica la acción de control correspondiente mediante un robot java.

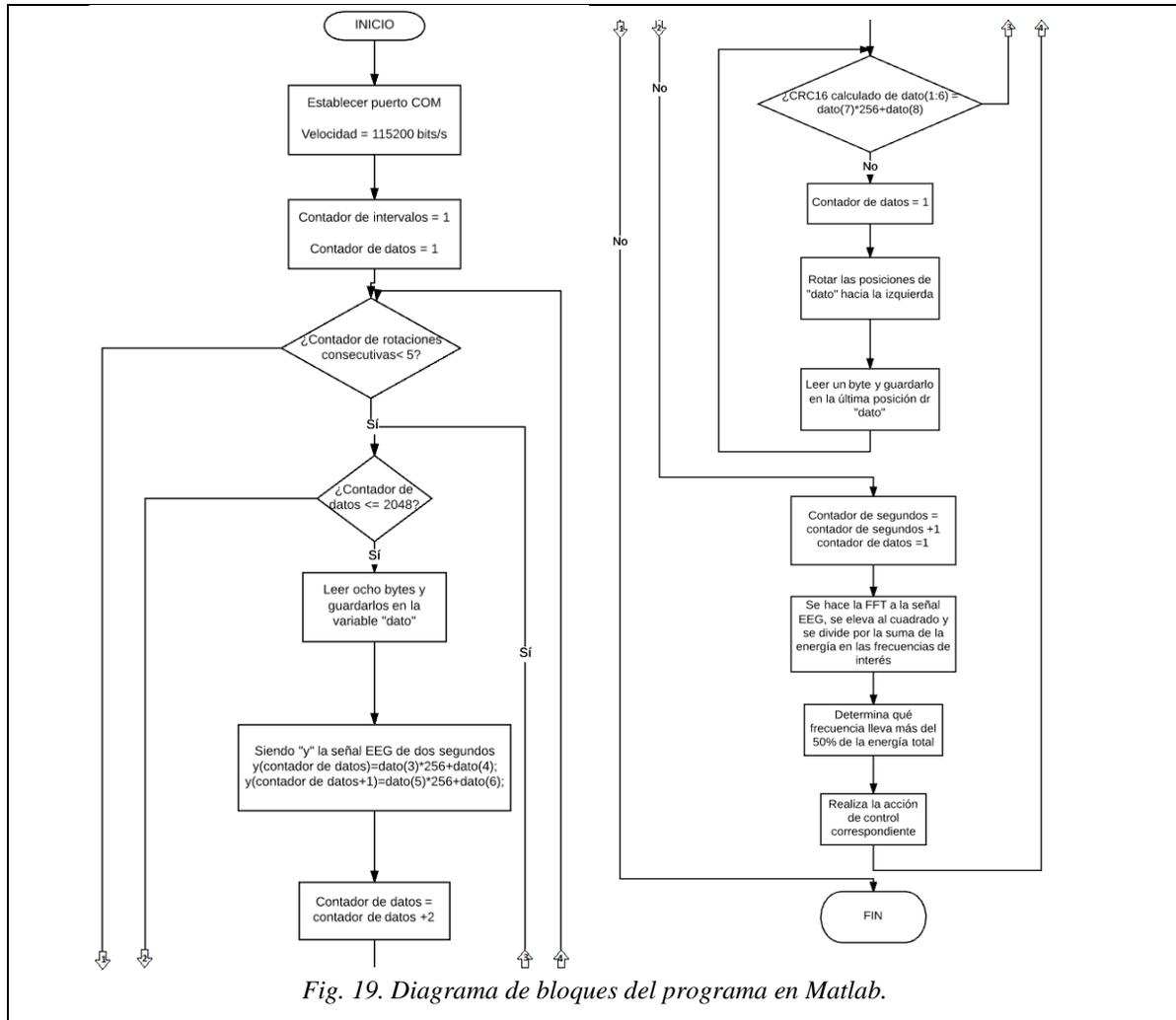


Fig. 19. Diagrama de bloques del programa en Matlab.

D. Implementación del entrenamiento de la BCI.

Para la implementación del entrenamiento de la BCI, se diseñó una serie de patrones, para ver cómo reacciona el dron al cambiar de una frecuencia a otra para realizar el movimiento específico, estos patrones son:

- Arriba - abajo – arriba
- Adelante - Atrás – adelante
- Adelante - rotar – adelante
- Arriba - adelante - rotar
- Arriba - atrás – abajo

La idea es pedir al usuario que siga estos patrones, dirigiendo la mirada a cada uno de los LEDs asignados a las acciones programadas (arriba, abajo, adelante, atrás y rotar), para después poder analizar la señal EEG y verificar si efectivamente se activó el potencial evocado a la frecuencia que corresponde a cada acción. Como previamente se conoce el patrón que debe seguir el usuario, luego será posible determinar la efectividad del sistema que detecta los potenciales evocados.

E. Manejo del dron.

El manejo del dron se realizará mediante un dron virtual el cual se encuentra en una página llamada Real Drone Simulator para así tener mayor seguridad de no causar daños tanto a una persona como a un dron en general.

Con ayuda de una aplicación en java llamado “KeyEvents”, el cual puede simular que el computador este presionando una tecla, puede controlar el simulador del dron ya que el programa de Matlab manda un comando de una letra y el programa de java presiona dicha tecla par así ejecutar la acción del dron virtual.

De este modo cuando la tarjeta de adquisición de señales reciba la señal de la frecuencia a la que parpadea el led, manda la señal a Matlab para ser procesada, aplicar la FFT y así distinguir que tecla debería ser oprimida para ejecutar la acción del dron.

El mando visual contiene cinco luces que representan los cinco movimientos posibles: elevación, descenso, avance, retroceso y rotación en sentido de las agujas del reloj.

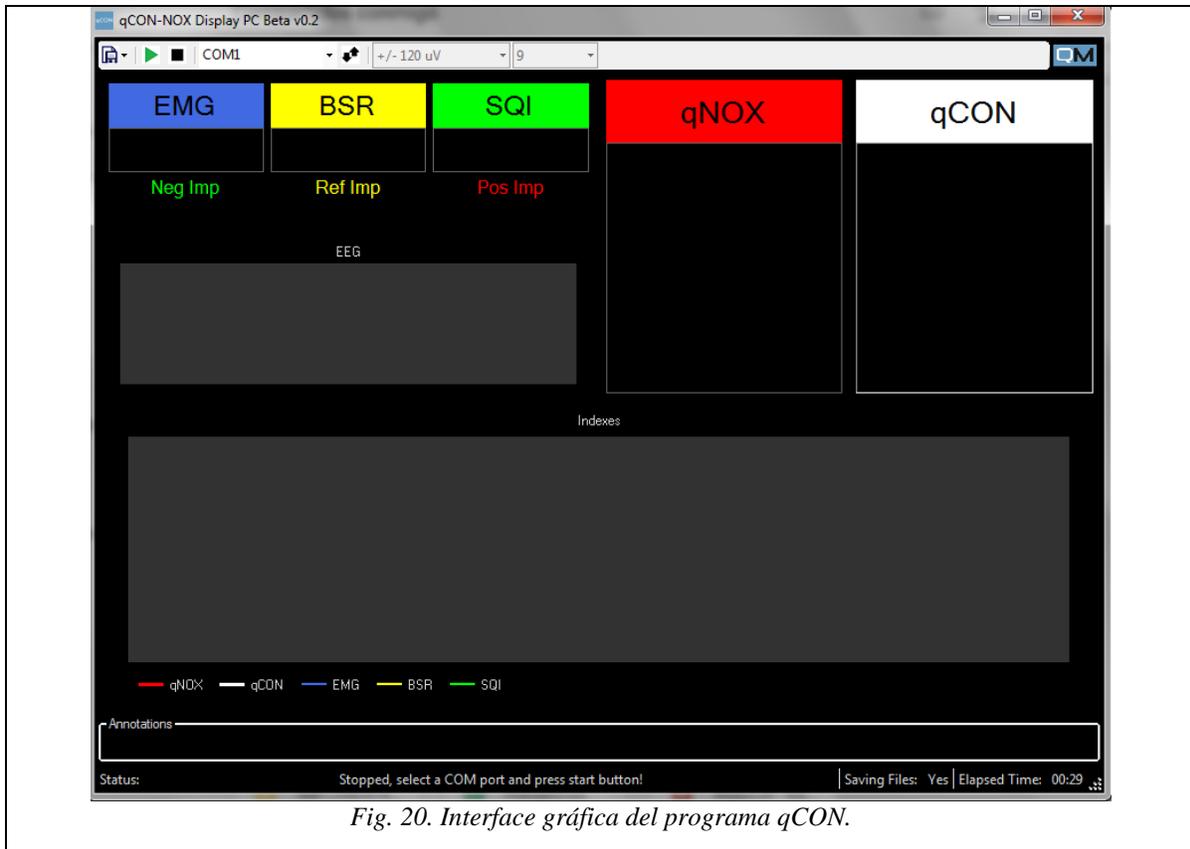
De las 5 frecuencias escogidas, cada frecuencia representará una acción de control distinta, siendo 22 Hz ascenso, 25 Hz descenso, 26 Hz avance, 27 Hz retroceso y 34 Hz rotación sentido de las agujas del reloj. La selección de estas frecuencias se obtuvo a partir de un barrido de distintas frecuencias y se demostrará en la sección de resultados.

Para que el dron realice la acción el sujeto debe mirar constantemente una luz mientras se realiza la acción y si el sujeto no se encuentre mirando ninguna luz el dron quedará en vuelo estático hasta que el programa vuelva a detectar una actividad cerebral correspondiente a las frecuencias.

IV.PRUEBAS Y RESULTADOS

A. Pruebas y Resultados con la tarjeta de adquisición de señales.

Para visualizar las señales de la tarjeta de adquisición se utilizó una aplicación que desarrolla la misma empresa QM. En la Fig.20 se puede observar la interfaz gráfica del programa, la cual está diseñada para mostrar la señal EEG, así como otros datos relacionados con la impedancia de los electrodos y con índices que dan información del nivel de sedación y analgesia en pacientes durante un procedimiento quirúrgico.



Por medio de una fuente especial de prueba de Quantum Medical (Fig. 21) que viene con la tarjeta de adquisición se pudo realizar pruebas para comprobar su funcionamiento. Los electrodos se conectaban en sus respectivos colores (verde, amarillo y rojo), y la fuente generaba sus propias señales y por medio del programa de QM se podía observar y determinar su correcto funcionamiento.



Fig. 21. Fuente de prueba de la tarjeta de adquisición Quantum Medical.

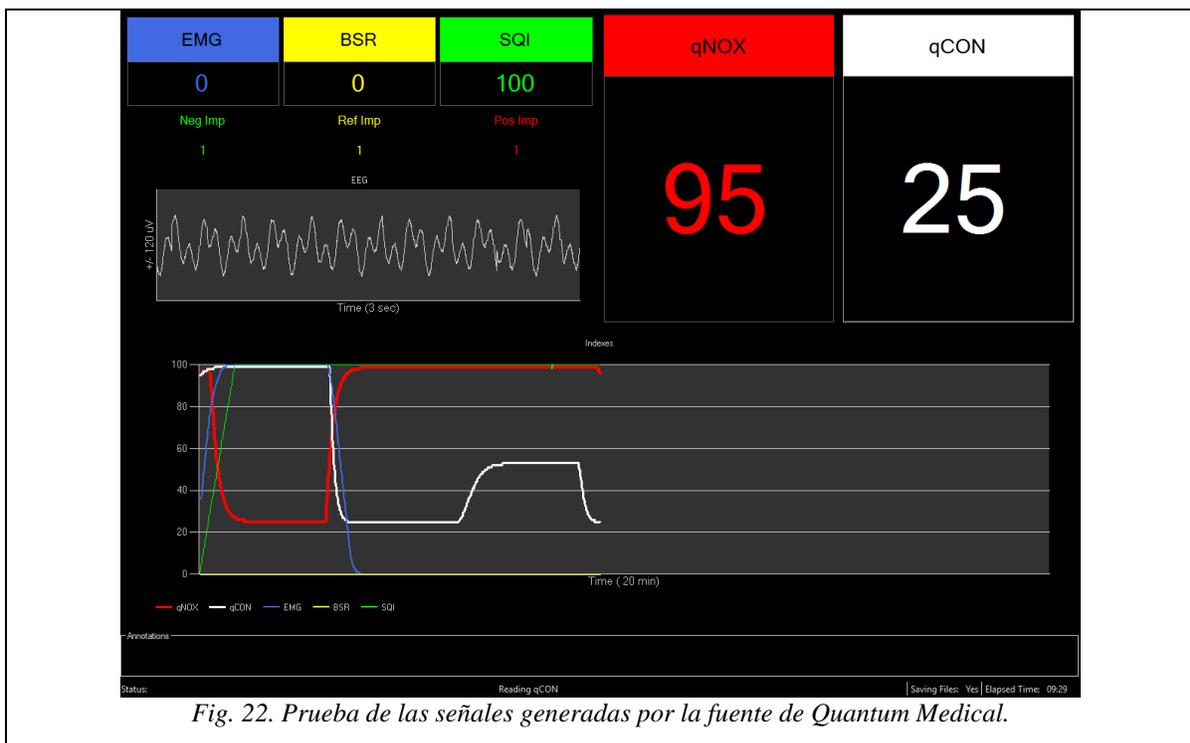


Fig. 22. Prueba de las señales generadas por la fuente de Quantum Medical.

Una vez verificado el funcionamiento de la tarjeta con la fuente, se realizaron pruebas con el casco EEG (Fig.23) con 3 electrodos para observar las señales cerebrales de una persona.

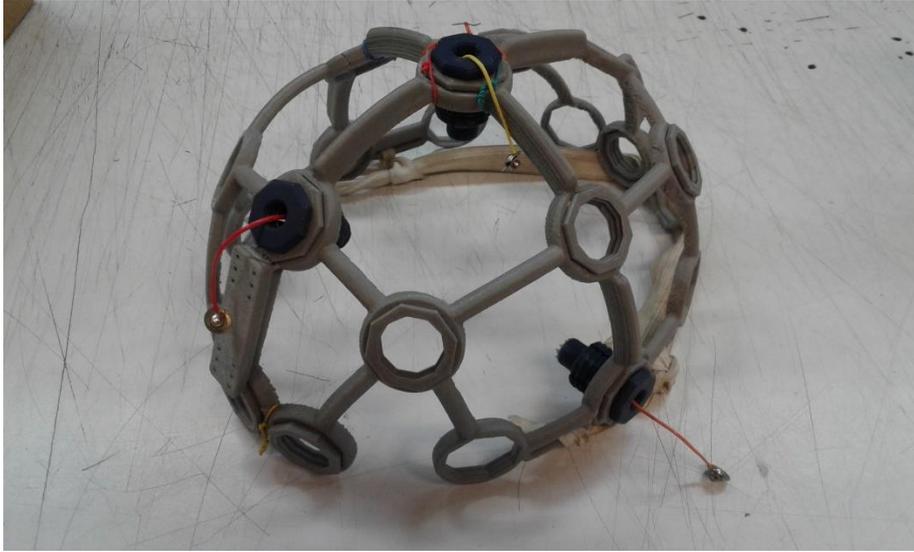


Fig. 23. Casco para BCI con 3 electrodos.

Las señales obtenidas se pasan por un programa de Matlab que aplica una FFT a la señal, normaliza la energía de cada frecuencia en la banda de los 20 a 40 Hz, la normaliza respecto a la energía total de la banda y permite observar el pico que se forma justo a la frecuencia que está parpadeando el led de prueba, en este caso a 27 Hz como se puede observar en la Fig. 24.

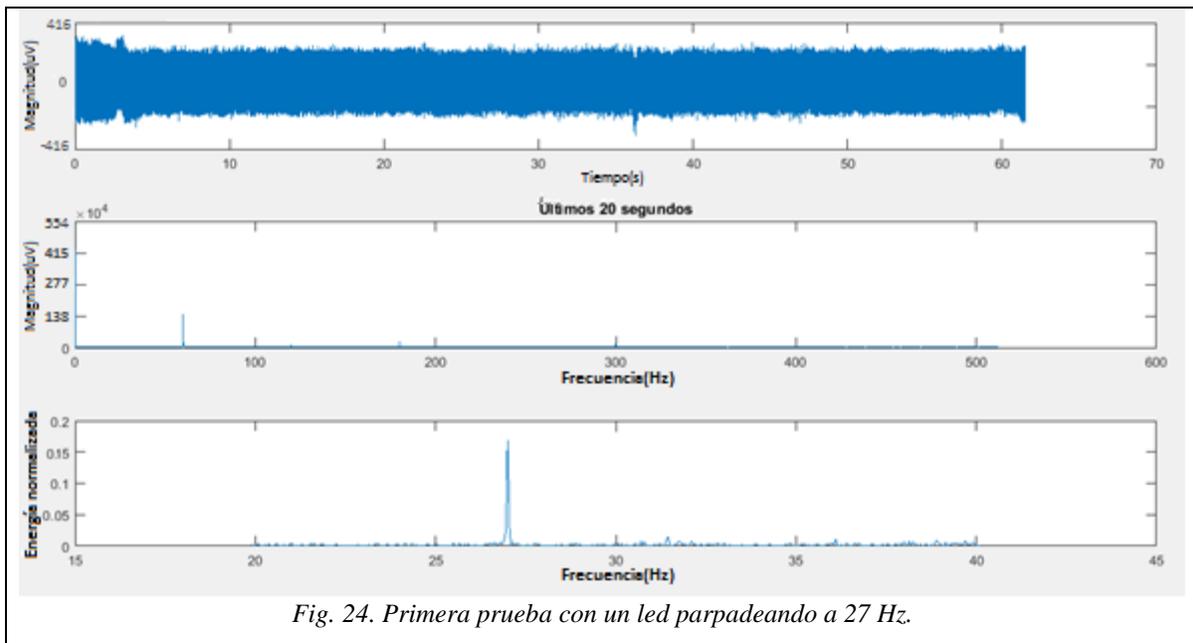


Fig. 24. Primera prueba con un led parpadeando a 27 Hz.

B. Prueba de barrido de frecuencias.

Para escoger las cinco frecuencias que usaremos para la interfaz, se hizo un barrido de frecuencias con intervalos de 1 Hz evitando las frecuencias menores a 20 Hz por concentrarse en esa banda la actividad cerebral normal que podría confundirse con un estímulo, 30 Hz por la posible presencia de subarmónicos de la frecuencia de la red eléctrica de 60 Hz y las frecuencias mayores a 40 Hz pues un parpadeo a alta frecuencia no es perceptible.

Se hicieron tres pruebas de 20 s por frecuencia, se normalizó la energía de la frecuencia del estímulo, con un espacio de 0.1 Hz a cada lado para prevenir pequeños errores en la frecuencia del estímulo, respecto a la energía de toda la banda y se promedió quedando 22, 25, 26, 27 y 34 Hz como las frecuencias que mostraron una mejor respuesta.

Para esta prueba se puede observar un diagrama de bloques en la Fig. 25, el cual describe las pruebas hechas en el barrido de frecuencias y escoger las cinco frecuencias que generan una mejor respuesta en la señal EEG. La Tabla 5 y la Fig. 26 muestran los resultados obtenidos.

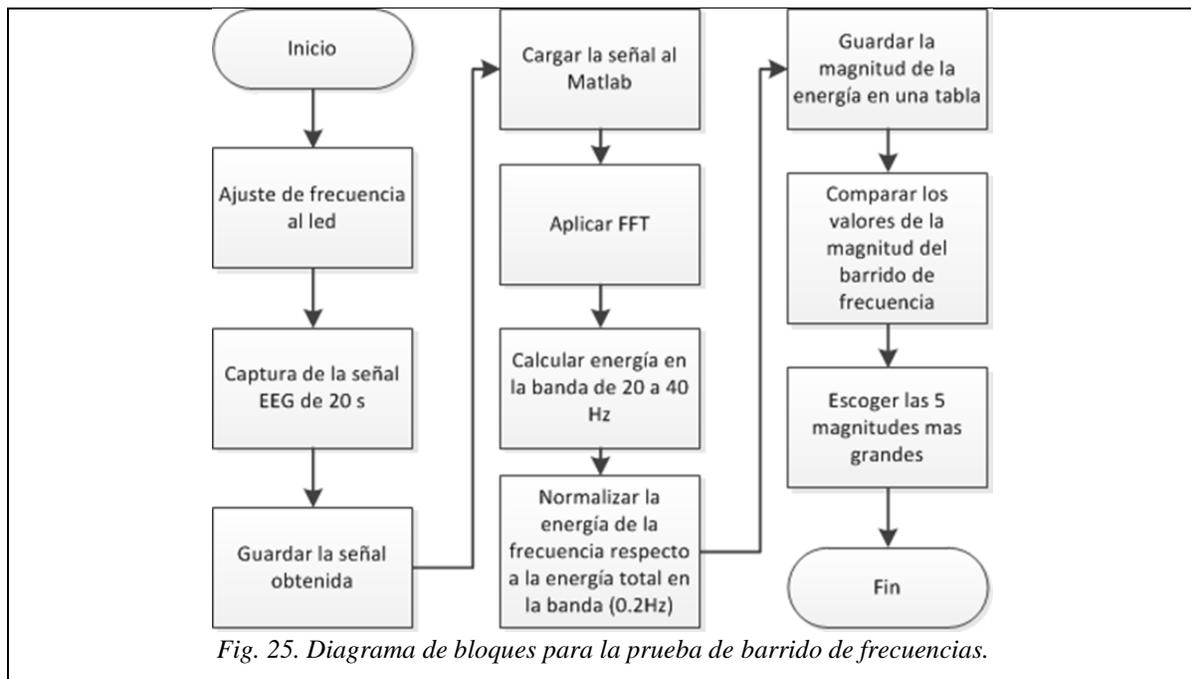


Tabla 5: Energía normalizada para un barrido de frecuencias. Selección de las cinco mejores frecuencias.

Frecuencia (Hz)	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Promedio(energía normalizada)
20	0,0842	0,0838	0,1449	0,1043
21	0,1034	0,0965	0,0514	0,0838
22	0,1741	0,1297	0,1149	0,1396
23	0,0634	0,0909	0,132	0,0954
24	0,0326	0,0623	0,0628	0,0526
25	0,0731	0,091	0,6248	0,2630
26	0,0809	0,5097	0,3855	0,3254
27	0,2283	0,1158	0,1473	0,1638
28	0,0615	0,0974	0,0823	0,0804
29	0,0483	0,0554	0,0492	0,0510
31	0,0425	0,0124	0,0273	0,0274
32	0,1387	0,1159	0,0216	0,0921
33	0,0241	0,0556	0,0369	0,0389
34	0,0609	0,2575	0,078	0,1321
35	0,0298	0,0416	0,2331	0,1015
36	0,0882	0,0441	0,0609	0,0644
37	0,0661	0,0612	0,0384	0,0552
38	0,0975	0,0703	0,0357	0,0678
39	0,0524	0,0229	0,0095	0,0283
40	0,0152	0,0193	0,0775	0,0373

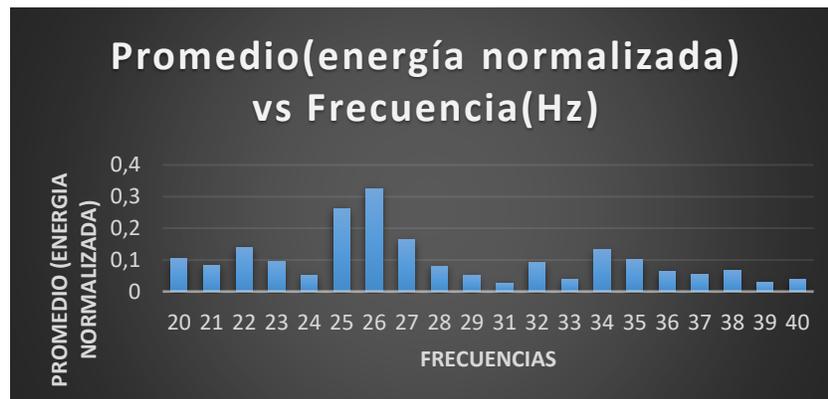


Fig. 26. Promedio de barrido de frecuencias.

Como se puede observar en la Tabla 5 y en la Fig. 26, las frecuencias que presentan un mejor promedio de energía normalizada son las frecuencias 22, 25, 26, 27 y 34 Hz.

Tabla 6: Porcentaje de acierto de las frecuencias.

Frecuencia (Hz)	Porcentaje de acierto.
22	93,33
25	96,55
26	96,30
27	90,74
34	91,30

En la Tabla 6 se observa los porcentajes de acierto que se obtuvo de cada frecuencia. Para calcular este porcentaje de acierto de la prueba, la cual dura 20 segundos, se calculó el porcentaje de cuántas veces en intervalos de 1 segundo que se detectaba erróneamente un estímulo diferente al estímulo de la frecuencia real que estaba recibiendo el usuario. Con esto podemos concluir y afirmar que para el mando visual se trabajara con estas cinco frecuencias.

C. Pruebas del tablero de luces.

El tablero de luces cuenta con cinco leds funcionando a 0,5 W, los cuales parpadean a diferentes frecuencias gracias a una tarjeta Arduino con un procesador Atmega328P (Fig.27), en donde puede realizar las cinco frecuencias escogidas anteriormente en el barrido de frecuencias, donde cada diferente frecuencia es generada a través de sus diferentes pines de salida.

Para verificar que por los puertos de salida estuvieran generando las frecuencias deseadas se utilizó un osciloscopio, el cual nos determinaba en cada punto la frecuencia a la que parpadeaba el LED. En las figuras 28 a 32 podemos ver en el osciloscopio la frecuencia exacta a la que quedaron los LEDs.

El programa para generar las frecuencias se encuentra en el anexo 2, donde se puede observar los timers que se usaron y los pines por los cuales se generan las señales determinadas.



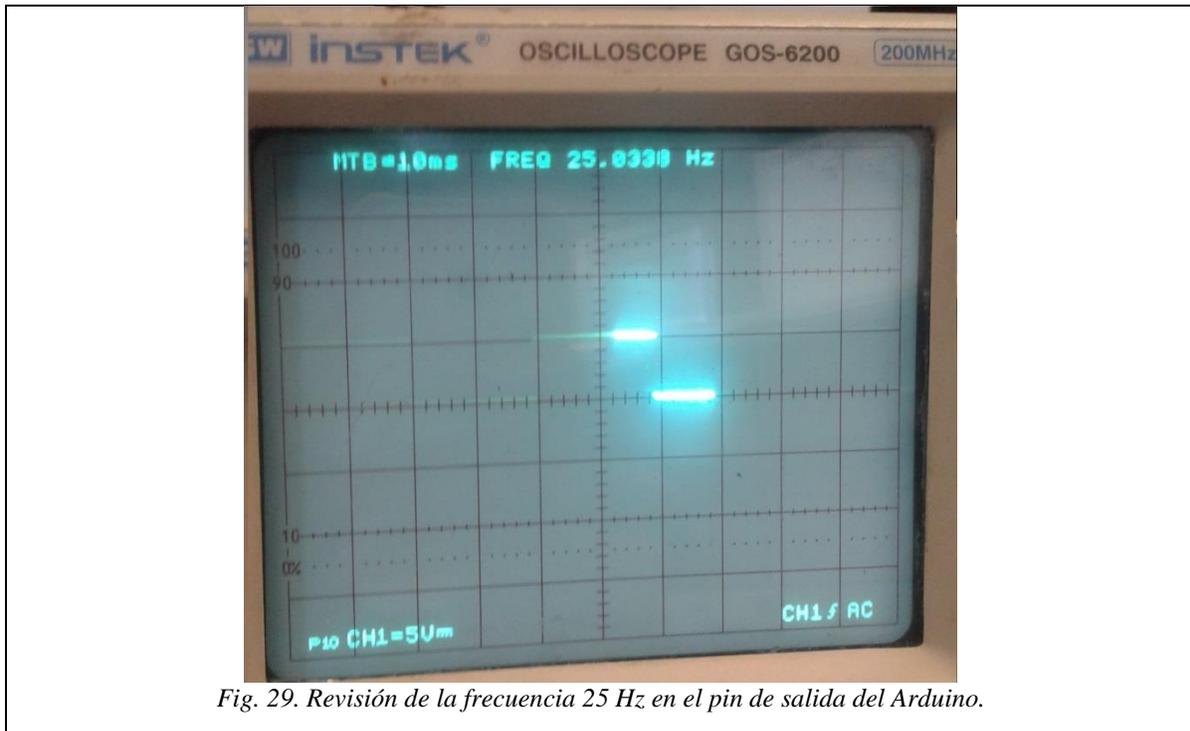


Fig. 29. Revisión de la frecuencia 25 Hz en el pin de salida del Arduino.

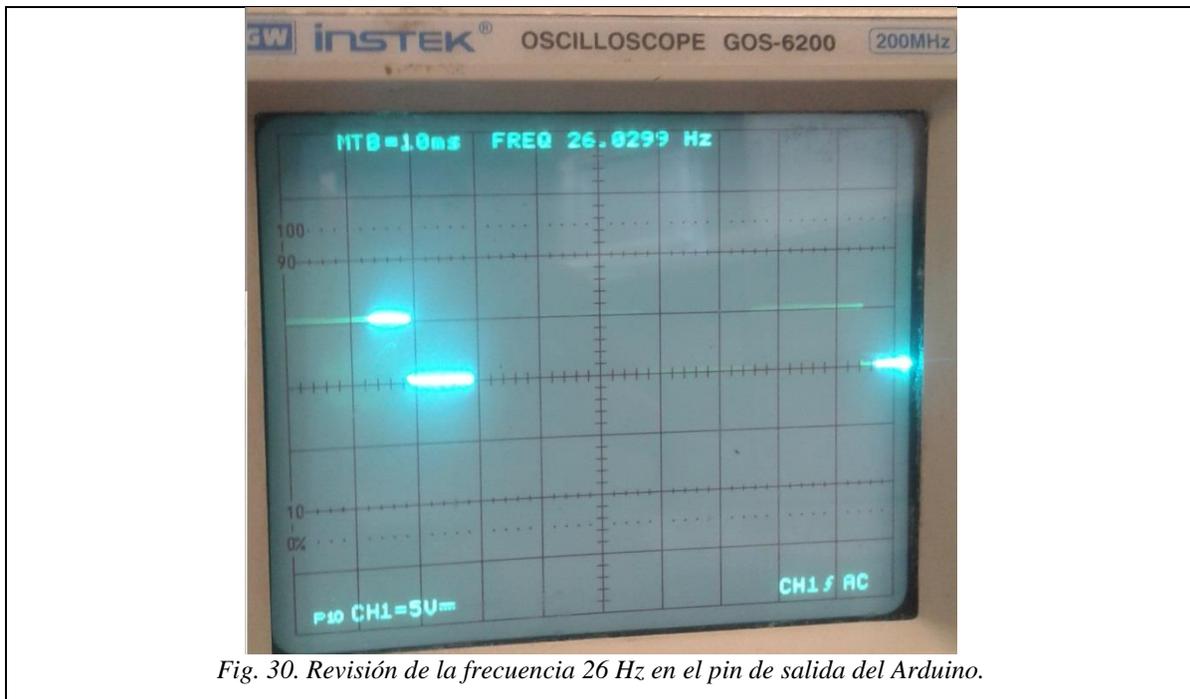


Fig. 30. Revisión de la frecuencia 26 Hz en el pin de salida del Arduino.

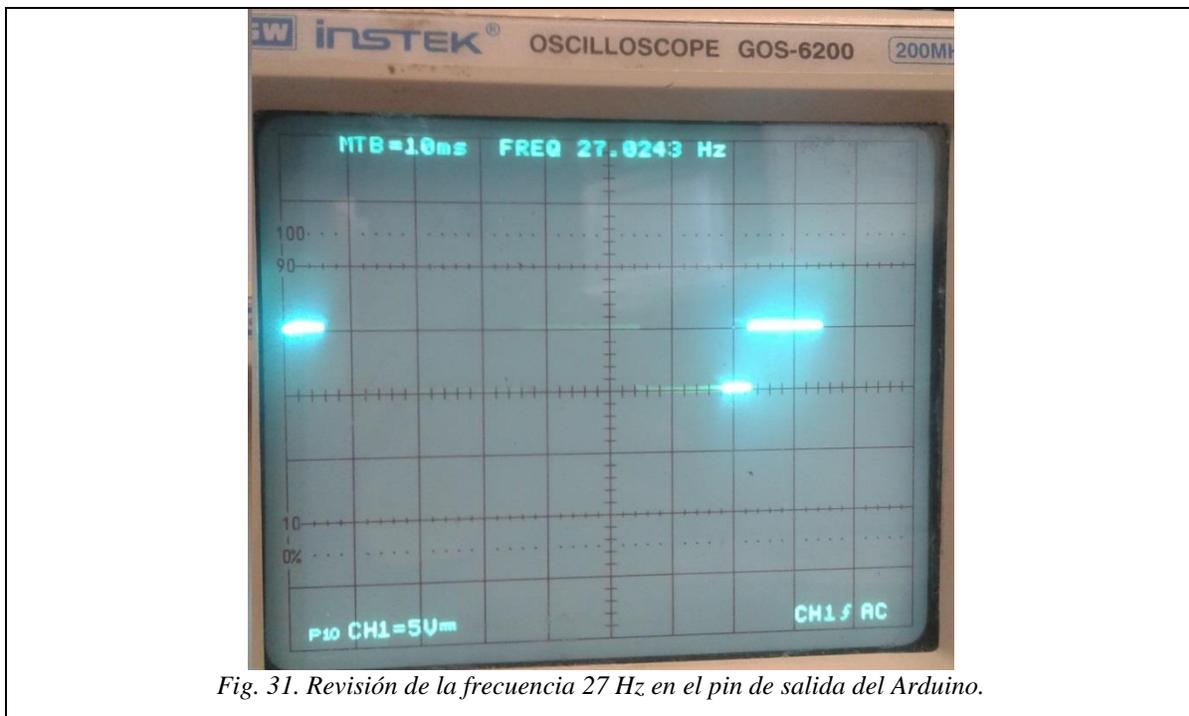


Fig. 31. Revisión de la frecuencia 27 Hz en el pin de salida del Arduino.

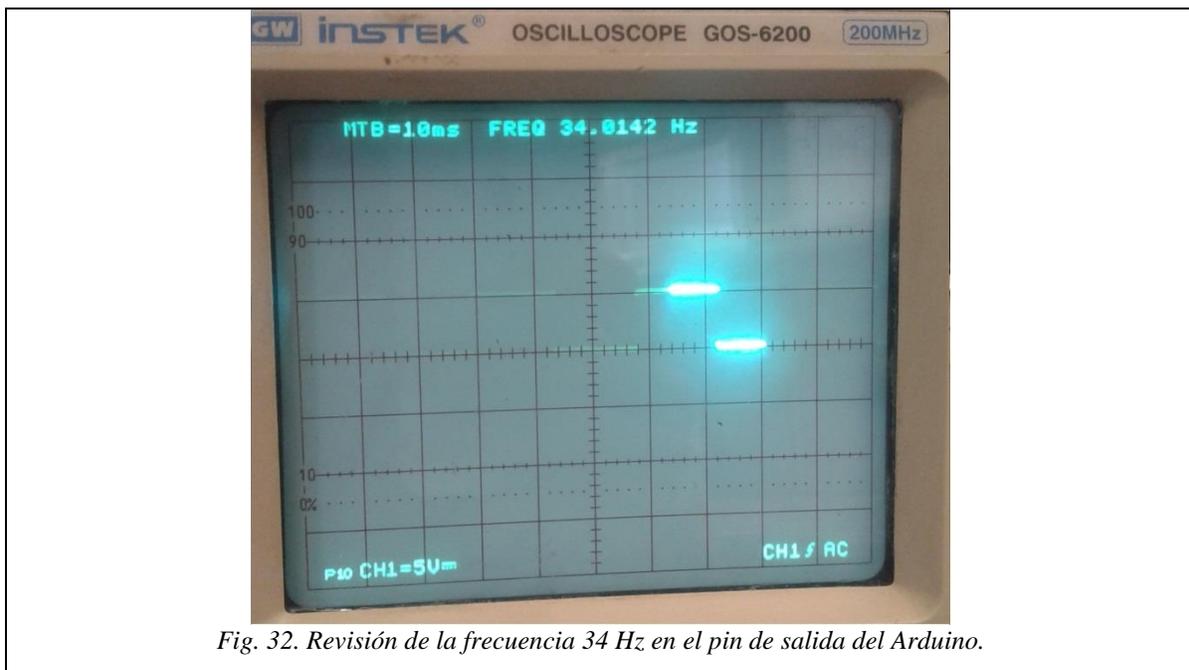


Fig. 32. Revisión de la frecuencia 34 Hz en el pin de salida del Arduino.

D. Prueba de patrones.

Esta prueba se hizo con varios voluntarios y se implementaron patrones entre las luces, es decir, que la persona haga una secuencia mientras mira las luces para probar como interactuaba el dron virtual a los estímulos del cambio de frecuencia y además observar si había cambio alguno entre personas diferentes. La Fig. 33 muestra un ejemplo de un voluntario siguiendo la secuencia arriba-izquierda, arriba-derecha y abajo-derecha.



Fig. 33. Voluntario haciendo prueba del patrón (arriba-izquierda, arriba-derecha y abajo-derecha).

En la Tabla 7 se puede observar los aciertos entre cada prueba y cada sujeto a los que se le realizó estas pruebas de patrones dando constancia de que el casco y el mando de luces funcionan adecuadamente en otras personas sin mayores problemas. El menor promedio de acierto se obtuvo con el sujeto 4 en las pruebas 2 y 3, aunque este mismo sujeto tuvo un buen porcentaje de acierto en la prueba 5. En general, el promedio de acierto osciló entre 72.18 y 95.33 por ciento. En la Fig. 34 se muestra una imagen del simulador donde está el Dron volando (controlado con señales del EEG) de acuerdo con una de las pruebas realizadas con los sujetos voluntarios.

Tabla 7: Tabla de porcentaje de aciertos con los diferentes sujetos de prueba.

Pruebas	Porcentaje de acierto					Promedio (%)
	Prueba 1 (%)	Prueba 2(%)	Prueba 3(%)	Prueba 4(%)	Prueba5 (%)	
Sujeto 1	86,67	76,67	90,00	76,67	80,00	82
Sujeto 2	90,00	80,00	83,33	86,67	76,67	83,33
Sujeto 3	96,67	70,00	73,33	63,33	70,00	74.67
Sujeto 4	79,41	61,29	65,63	69,70	84,85	72.18
Sujeto 5	86.67	93.33	100	100	96.67	95.33
Sujeto 6	93.33	96.67	86.67	93.33	96.67	93.33



Fig. 34. Control de vuelo del Dron virtual, utilizando señales cerebrales "Foto tomada desde el simulador".

E. Costo aproximado del proyecto.

En la tabla 8 consignamos los costos económicos aproximados que tuvo el proyecto.

Tabla 8: Costos del proyecto.

Recurso	Costo
BCI	1.819.000
Casco para BCI	1.516.000
Materiales	150.000
Mano de obra	180.000
Crema ten20	20.000
Arduino	60.000
Horas de programación	1.230.000
Total	4.975.000

V.IMPACTO Y CONCLUSIONES DEL PROYECTO

A. Impacto del proyecto

El impacto de una implementación de una interfaz cerebro-computador que permita controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un dron, tiene un impacto social, ya que se está demostrando como la tecnología va avanzando, y así como se puede controlar el movimiento de elevación y avance de un dron, también se puede realizar el control y movimiento de una silla de ruedas para una persona con problemas motrices. Solo es cuestión de analizar las necesidades del mercado y hacer a este proyecto una adaptación para ayudar a las personas que lo necesitan.

Con este proyecto se busca tener un impacto también en el campo académico e investigativo pues se abre la investigación en las interfaces cerebro-computador vinculando la ingeniería electrónica y otras afines al estudio y aprovechamiento de fenómenos electroencefalográficos como los potenciales visuales evocados de estado estable (SSVEP) que se trabajaron en este proyecto.

Se espera también que se abran más líneas de investigación abarcando fenómenos como las ondas P300, estímulos sonoros, movimientos físicos imaginarios o reconocimiento del pensamiento humano y se busque llegar a más aplicaciones prácticas como dispositivos para personas con problemas de movilidad.

B. Conclusiones.

- En estas épocas donde la tecnología avanza cada vez más, ya sea para medicina, ocio, comunicación o transporte, llevamos a cabo un proyecto en el cual se demuestra un gran avance tecnológico que cuenta con la unión de tecnología y el cuerpo humano. En este caso la idea de poder controlar aparatos electrónicos con partes del cuerpo son ideas que siempre han sido ilusión y con el proyecto que estamos implementando podemos fomentar estas ideas. En este proyecto se logró controlar un dron con señales cerebrales, como prueba de que se puede controlar este y otro tipos de aparatos electrónicos.

- A partir de una revisión bibliográfica de los distintos tipos de detección de eventos que han utilizado otros autores y determinar cuál se acomoda mejor a la interfaz que se quería realizar, se escogió el método de los potenciales visuales evocados de estado estable (conocido como SSVEP por sus siglas en inglés), que son señales que se presentan a una frecuencia específica en el EEG como respuesta a un estímulo visual a la misma frecuencia, por lo que el usuario podría elegir el estímulo al focalizar su atención visual en el estimulador y a través de un análisis de Fourier identificar el estímulo en la señal EEG. Concluimos que este es el método de detección de eventos que mejor se acomodaba a la BCI que se quería implementar.
- Se implementó un procedimiento de entrenamiento de la BCI, realizando dos series de pruebas: a) presentar al usuario estímulos visuales a determinada frecuencia (de 20 a 40Hz) en pruebas de 20 segundos, para luego normalizar la energía de cada frecuencia respecto a la energía total de la banda. Con las pruebas de tres usuarios, se promedia la energía de cada frecuencia y se escogen las cinco de mayor energía para ser utilizadas; b) Hacer cinco pruebas de patrones de cambio de frecuencia compuestos de tres periodos de cinco acciones de control a cuatro usuarios distintos y registrar la tasa de acierto. Se repitieron las pruebas con acciones de control de uno y dos segundos para comparar el desempeño en ambos casos.
- Se logró intervenir el control de un simulador de cuadricóptero (dron) mediante la implementación de un robot java que, teniendo el simulador en segundo plano, lo pasaba a primer plano y en tiempo real recibía la información del estímulo seleccionado por el usuario luego del procesamiento de la señal, y ejecuta la opción de control correspondiente, simulando la activación de la tecla hasta que se reciba la información de la siguiente opción de control a ejecutar.
- Se realizaron distintas pruebas a cada una de las etapas del proyecto, y recopilando la información de los resultados se concluye que las decisiones tomadas en el diseño fueron buenas para el correcto funcionamiento del dron teniendo porcentajes de acierto de hasta el 83,33 % en las pruebas con voluntarios que se realizaron.

- Realizando pruebas con diferentes tipos de leds, se dedujo que entre más intensidad tenga el led, mejor se tendrá resultado en las señales cerebrales, además de que, incrementando la intensidad de la luz, puede utilizarse en sitios con bastante iluminación sin que afecte significativamente los resultados. sin embargo, se puso unos difusores, los cuales permiten que la potencia de las luces adyacentes no altere el resultado de la frecuencia a la que se mira.
- Como finalización del proyecto implementación de una interfaz cerebro-computador (BCI) que permita controlar el movimiento de elevación y avance dron se realizó un artículo con el fin de publicarlo en una revista científica o universitaria donde se explica el desarrollo del proyecto realizado.

C. Recomendaciones.

- Durante las pruebas realizadas en los diferentes sujetos se pudo concluir y confirmar, que se recomienda tener el cabello lo más corto posible para obtener mejores resultados, ya que 2 sujetos contaban con el cabello bastante más corto que los demás, y estos obtuvieron los mejores resultados.
- Se recomienda realizar el tablero con un fondo de color negro debido a que se obtienen mejores resultados, ya que, con el contraste de los leds blancos en un fondo negro, el cerebro percibe mejor la luz y resulta ser mejor la señal cerebral.
- El proyecto se presenta para determinar la posibilidad de infinitas formas de usar la tecnología de la BCI, y el posible alcance que se puede lograr desarrollar en la Universidad San Buenaventura Cali, como un incentivo para los próximos estudiantes, y así desarrollen nuevas ideas con esta tecnología.

VI.REFERENCIAS

- [1] P. Alberto, P. Francisco, L. Miguel Ángel y R. Samuel, «Arquitectura y Tecnología de Computadores (ATC),» 22 julio 2013. [En línea]. Available: http://atc.ugr.es/pages/docencia/no_reglada/tendencias_ic/media/_doc/bci_aprieto_julio2013_v1/!. [Último acceso: 30 marzo 2016].
- [2] H. Roberto, C. Rebeca y A. Daniel, «LYCHNOS,» Grupo de Ingeniería Biomédica (GIB). Universidad de Valladolid, 1 Marzo 2012. [En línea]. Available: http://www.fgcsic.es/lychnos/es_es/articulos/Brain-Computer-Interface-aplicado-al-entrenamiento-cognitivo. [Último acceso: 31 marzo 2016].
- [3] L. E. Arci, «hoja de router,» 17 Septiembre 2015. [En línea]. Available: http://www.eldiario.es/hojaderouter/ciencia/neurogaming-videojuegos-investigacion-neurologia_0_430807093.html. [Último acceso: 30 Marzo 2016].
- [4] L. Eric C, G. Charles, S. Mohit, S. Nicholas, R. Jarod, F. Zac, S. Jamie, B. Jonathan y S. Gerwin, «Using the electrocorticographic speech network to control a brain–computer interface in humans,» vol. 8, nº 3, 2011.
- [5] L. Karl, C. Kaitlin, D. Alexander, S. E. R. Kaleb y H. Bin, «National Center for Biotechnology Information (NCBI),» 4 Junio 2013. [En línea]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23735712?report=abstract>. [Último acceso: 30 Marzo 2016].
- [6] T. R. N. I. Rivera Hernandez Jorge, «Sistema embevido clasificador de dos actividades mentales,» Instituto politecnico nacional, Mexico D.F, 2014.

- [7] C. G. Robert Prueckl, «A Brain-Computer Interface Based on Steady State,» Guger Technologies OEG, Schiedlberg, Austria, 2009.
- [8] M. Alexander, Z. Dan, W. Yijun, G. Shang kai y E. Andreas K, «Multimodal Brain-Computer Interfaces,» *tsinghua science and technology*, vol. 16, nº 2, pp. 133-139, 2011.
- [9] Texas instruments, «Improving Common-Mode Rejection Using the Right-Leg SBAA188,» Texas instruments, Texas, 2011.
- [10] B. Martin, D. Ian, K. Vera, J. Jing, A. Brendan Z, G. R M y B. Clemens, «Towards Practical Brain-Computer Interfaces,» pp. 333-334, 2013.
- [11] J. S. L. J. H. K. S. P. Min Hye Chang, «Eliciting dual-frequency SSVEP using a hybrid SSVEP-P300 BCI,» *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 258, nº 30, pp. 104-113, 2016.
- [12] S. M. M. M. A. H. A. F. S. K. T. F. B. Richard M.G. Tello, «An independent-BCI based on SSVEP using Figure-Ground Perception (FGP),» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 26, nº 26, pp. 69-79, 2016.
- [13] T. K. T. K. K. K. Takeshi Sakurada, «Use of high-frequency visual stimuli above the critical flicker frequency in a SSVEP-based BMI.,» *Clin Neurophysiol.*, vol. 126, nº 10, pp. 8-18, 2015.
- [14] G. Z. J. J. X. W. A. C. Yu Zhang, «SSVEP recognition using common feature analysis in brain-computer interface,» *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 244, nº 244, pp. 8-15, 2015.
- [15] D. H. K. C.-H. H. C.-H. I. Han-Jeong Hwang, «A new dual-frequency stimulation method to increase the number of visual stimuli for multi-class SSVEP-based brain-computer interface (BCI).,» *Brain Res.*, vol. 151, nº 5, pp. 66-77, 2013.

- [16] S. J. Netiwit Kangoen, «A novel hybrid auditory BCI paradigm combining ASSR and P300.,» *J Neurosci Methods.*, vol. 279, nº 1, pp. 44-51, 2017.
- [17] S. M. H. T.-S. K. Faraz Akram, «An efficient words typing P300-BCI system using a modified T9 interface and random forest classifier.,» *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, vol. 225, nº 13, pp. 1-4, 2013.
- [18] C. B. C. A. I. C. W. S. G. C. N. Brendan Z. Allison, «A hybrid ERD/SSVEP BCI for continuous simultaneous two dimensional cursor control.,» *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 209, nº 2, pp. 299-307, 2012.
- [19] J.-H. L. Y.-J. J. H. C. S. W. L. C.-H. I. Han-Jeong Hwang, «Development of an SSVEP-based BCI spelling system adopting a QWERTY-style LED keyboard.,» *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 208, nº 1, pp. 59-65, 2012.
- [20] H. J. B. S. M. L. K. S. P. Min Hye Chang, «An amplitude-modulated visual stimulation for reducing eye fatigue in SSVEP-based brain-computer interfaces.,» *Clinical Neurophysiology*, vol. 125, nº 7, pp. 1380-1391, 2014.
- [21] Y. Y. Y. L. H. W. S. G. Gaopeng Sun, «The Distribution of Classification Accuracy Over the Whole Head for a Steady State Visual Evoked Potential Based Brain-computer Interface.,» *Procedia Computer Science*, vol. 107, nº 107, pp. 389-394, 2017.
- [22] Z. D. Zafer İscan, «A novel steady-state visually evoked potential-based brain-computer interface design: Character Plotter.,» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 10, nº 10, pp. 145-152, 2014.
- [23] T. B. C. L. F. U. D. C. S. G. F. Y. L. C. C. R. A. Sarah N. Carvalho, «Comparative analysis of strategies for feature extraction and classification in SSVEP BCIs.,» *Biomedical Signal*

Processing and Control, vol. 21, nº 21, pp. 43-42, 2015.

- [24] Z. G. Junjie Wang, «An online semi-supervised P300 speller based on extreme learning machine,» *Neurocomputing*, vol. 269, nº 269, pp. 148-151, 2017.
- [25] P. X. K. C. D. Y. Yongsong Zhang, «Multivariate synchronization index for frequency recognition of SSVEP-based brain-computer interface,» *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 221, nº 221, pp. 32-40, 2014.
- [26] d. f. miguel angel, «AEROBOT club de robotica aeronauticos,» Introduccion cuadricoptero, 28 enero 2012. [En línea]. Available: <http://aerobotclubderobticadeaeronuticos.blogspot.com.co/2012/01/introduccion-cuadricoptero.html>. [Último acceso: 13 junio 2016].

VII. ANEXOS

A. Anexo 1: script de control de la BCI sobre el simulador.

```

delete(instrfind({'Port'},{'COM8'}));

%Conectar con el puerto serial

a = serial('COM8','BaudRate',115200,'Terminator','CR/LF');

warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');

a.InputBufferSize=4096; %tamaño del buffer de entrada

%Abre puerto serial

fopen(a);

crc_calculado=0; %Crea variables necesarias para el programa y define la Fs.

cdatos=1;

Fs=1024;

L=2*1024;

vc=0;

flag=0;

CD=0;

import java.awt.*; %Crea el robot que presionará las teclas

import java.awt.event.*;

rob=Robot;

while CD<=5
    %Verifica si se ha ejecutado el comando de fin de la sesión de vuelo.

    while cdatos<=L
        %Lee los 2048 de datos de la señal EEG de dos segundos.

        dato=fread(a,8);

        y(cdatos)=dato(3)*256+dato(4);

        y(cdatos+1)=dato(5)*256+dato(6);

        cdatos=cdatos+2;

        crc_calculado=Compute_CRC(dato(1:6));

        while (crc_calculado~=(dato(7)*256+dato(8))) %Verifica el CRC16 y sincroniza la
            transmisión.
    end
end

```

```

        cdatos=1;
            for i=1:7
                dato(i)=dato(i+1);
            end
        dato(8)=fread(a,1);
        crc_calculado=Compute_CRC(dato(1:6));
    end

end

cdatos=1;

Y1=fft(y);
%Se hace la FFT en cada intervalo de 2s

P2 = abs(Y1/L);
P1 = P2(1:L/2+1);
P1(2:end-1) = 2*P1(2:end-1);
f = Fs*(0:(L/2))/L;

v=P1.^2;                                %Calcula la energía de cada frecuencia de interés en
                                        %proporción a las demás

eb=v(22*(L/Fs)+1)+v(25*(L/Fs)+1)+v(26*(L/Fs)+1)+v(27*(L/Fs)+1)+v(34*(L/Fs)+1);
pn=v/eb;
um=0.5;

if pn(22*(L/Fs)+1)>um                    %Define la opción de control seleccionada si alguna de las
                                        %frecuencias contiene la mayor parte de la energía total.

    vc=22;
end

if pn(25*(L/Fs)+1)>um
    vc=25;
end

if pn(26*(L/Fs)+1)>um

```

```
vc=26;
end

if pn(27*(L/Fs)+1)>um
vc=27;
end

if pn(34*(L/Fs)+1)>um
vc=34;
end

disp(vc);

if flag==0
rob.keyPress(KeyEvent.VK_ALT);           %Minimiza la ventana actual
rob.keyPress(KeyEvent.VK_SPACE);
rob.keyPress(KeyEvent.VK_N);
rob.keyRelease(KeyEvent.VK_ALT);
rob.keyRelease(KeyEvent.VK_SPACE);
rob.keyRelease(KeyEvent.VK_N);
end

flag=1;

%Presiona las teclas correspondientes a cada intervalo de dos segundos.

switch vc
case 22
CD=0;
rob.keyPress(KeyEvent.VK_W);
rob.delay(700);
rob.keyRelease(KeyEvent.VK_W);

case 25
```

```
        CD=0;
        rob.keyPress(KeyEvent.VK_S);
        rob.delay(700);
        rob.keyRelease(KeyEvent.VK_S);

    case 26

        CD=0;
        rob.keyPress(KeyEvent.VK_UP);
        rob.delay(700);
        rob.keyRelease(KeyEvent.VK_UP);

    case 27

        CD=0;
        rob.keyPress(KeyEvent.VK_DOWN);
        rob.delay(700);
        rob.keyRelease(KeyEvent.VK_DOWN);

    case 34

        CD=CD+1;
        rob.keyPress(KeyEvent.VK_D);
        rob.delay(870);
        rob.keyRelease(KeyEvent.VK_D);

    end

end

rob.keyPress(KeyEvent.VK_ALT);           %Final de la sesión
rob.keyPress(KeyEvent.VK_SPACE);
rob.keyPress(KeyEvent.VK_N);
rob.keyRelease(KeyEvent.VK_ALT);
rob.keyRelease(KeyEvent.VK_SPACE);
rob.keyRelease(KeyEvent.VK_N);
```

B. Anexo 2: programa generador de frecuencias del tablero de luces.

```
#include <TimerOne.h>
int led22 = LOW; // El LED empieza apagado
int led25 = LOW;
int led26 = LOW;
int led27 = LOW;
int led34 = LOW;
int c22=0;
int c25=0;
int c26=0;
int c27=0;
int c34=0;

void setup(void)
{
  pinMode(13, OUTPUT);
  pinMode(12, OUTPUT);
  pinMode(8, OUTPUT);
  pinMode(7, OUTPUT);
  pinMode(4, OUTPUT);
  Timer1.initialize(32); // Dispara cada 250 ms
  Timer1.attachInterrupt(ISR_Blink); // Activa la interrupcion y la asocia a ISR_Blink
}

void ISR_Blink()
{
  c22++;
  c25++;
  c26++;
  c27++;
  c34++;
  if(c22==710){
    led22=!led22;
    c22=0;
  }
  if(c25==625){
    led25=!led25;
    c25=0;
  }
  if(c26==601){
    led26=!led26;
    c26=0;
  }
  if(c27==579){
    led27=!led27;
```

```
    c27=0;
  }
  if(c34==460){
    led34=!led34;
    c34=0;
  }
}

void loop(void)
{

  digitalWrite(13, led22);
  digitalWrite(12, led25);
  digitalWrite(8, led26);
  digitalWrite(7, led27);
  digitalWrite(4, led34);

}
```

C. Anexo 3: script calculador de CRC16.

```
function crc_calculado = calcular_CRC(dato)

%      Calcula el CRC16 con el polinomio X15 + X13 + 1

longitud = length(dato);
polinomio = 40961; % 40961 = 0xA001 = x^15+x^13+1

crctemporal = 0;
for i = 1:longitud
    crctemporal = bitxor(crctemporal,dato(i));
    for ib = 1:8
        if bitand(crctemporal,1)
            crctemporal = bitshift(crctemporal,-1);
            crctemporal = bitxor(crctemporal,polinomio);
        else
            crctemporal = bitshift(crctemporal,-1);
        end
    end
end
end
crc_calculado = crctemporal;
```

D. Anexo 4: Artículo: Interfaz cerebro-computador que permite controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un dron.

Interfaz cerebro-computador que permite controlar el movimiento de elevación y avance durante el vuelo de un dron

Juan Felipe Ortega Hernández, Andrés Felipe Castro Gutiérrez, Daniel Felipe Valencia V., José Fernando Valencia M.

Resumen:

Introducción: Las interfaces cerebro-computador (Brain-computer interface o BCI) han venido posicionándose en las últimas décadas como una tecnología de gran aplicación en el ámbito médico y de los videojuegos. Se basa en la generación de acciones a partir de la adquisición de señales cerebrales que son procesadas e interpretadas por un dispositivo con capacidad

computacional. En este trabajo se desarrolla una BCI destinada a controlar el movimiento de elevación y avance de un dron.

Metodología: Se utilizan potenciales visuales evocados de estado estable (SSVEP), generados por un tablero de luces que se activan a frecuencias diferentes, seleccionadas a través de un proceso de barrido de frecuencias. Una vez seleccionadas las frecuencias, se diseñó un tablero con los cinco LEDs iluminando cada uno en una de las frecuencias seleccionadas representando las cinco opciones de control y se diseñó un programa que hiciera la detección de comandos y ejecutara las acciones de control correspondientes sobre el simulador de dron. La detección de los estímulos se realiza mediante un análisis en el dominio de la frecuencia (FFT) en cada periodo de control.

Resultados: El barrido de frecuencias arrojó resultados que determinaron que las frecuencias 22, 25, 26, 27 y 34 Hz son las que mejor respondieron ante los estímulos. Se hicieron pruebas del funcionamiento de la interfaz sobre el simulador en distintos sujetos de prueba obteniendo una eficiencia en la detección de comandos entre el 72,18 % y 95,33 %.

Conclusión: Se implementó exitosamente una interfaz cerebro – computador que permitiera controlar el movimiento de un simulador de dron utilizando SSVEP.

Introducción:

El BCI o interfaz cerebro-computador, se define como un “sistema de comunicación que monitoriza la actividad cerebral y traduce determinadas características, correspondientes a las intenciones del usuario, en comandos de control de un dispositivo” [1]. Para implementar una aplicación BCI se necesita de un dispositivo que capte las señales cerebrales (electroencefalograma o EEG), un equipo de procesamiento que sea capaz de identificar y clasificar sobre el EEG la acción que desea hacer el usuario y finalmente, la aplicación.

Debido a que las señales EEG se captan con amplitudes muy pequeñas (del orden de los microvoltios), estas pueden ser fácilmente contaminadas por otras fuentes y la identificación de acciones como el deseo de mover algo, no aparece reflejado tan claramente en las ondas EEG registradas. Por lo tanto, se debe realizar un proceso bastante complejo para lograr identificar certeramente las acciones de usuario a partir de las ondas cerebrales [2].

Considerando que aún en edad adulta se pueden generar nuevas estructuras mentales a partir de distintos estímulos o experiencias que condicionan al sistema neurológico a nuevas necesidades que surgen en el momento de emprender una práctica, una BCI podría permitir que una persona con dificultades de comunicación o movilidad logre controlar dispositivos mediante la lectura de sus señales cerebrales, permitiéndoles mejorar su calidad de vida como por ejemplo dándole la capacidad de mover una silla de ruedas o apagar y encender luces [3].

Existen diversos tipos de fenómenos electroencefalográficos como: los ASSR (Auditory steady state response) que permite detectar si un sujeto de pruebas está escuchando con más atención su canal auditivo derecho o izquierdo, siendo estimulado cada uno por dos sonidos distintos modulados en amplitud a distinta frecuencia [4]; los SSVEP (Steady state visually evoked potential) que permite detectar si un sujeto de pruebas está focalizando su atención en determinado estímulo visual parpadeante a determinada frecuencia [5]; los estímulos Motor imagery que permite detectar las áreas del cerebro que se activan cuando un sujeto de pruebas imagina el movimiento de alguna de sus extremidades sin llegar a moverlas realmente [6]; o el aprovechamiento de las ondas P300 en aplicaciones que detectando esta onda que se produce con un retardo de aproximadamente 300 ms pueden identificar el reconocimiento de patrones o figuras [7, 4, 8, 9]. Algunos autores exploran aplicaciones que combinan varios de estos métodos buscando incrementar su eficiencia en aplicaciones específicas [7, 4].

Entre los métodos mencionados, los SSVEP permiten fácilmente cambiar entre una opción de control y otra pues es más fácil cambiar la atención de un estímulo visual a otro con rapidez. Además, el número de estímulos para opciones de control no está limitado y la detección de eventos puede darse fácilmente con un análisis de en el dominio de la frecuencia [10-14].

En el presente trabajo se desarrolla una BCI destinada a controlar el movimiento de elevación y avance de un dron, utilizando SSVEP. El dron se representa por medio de una aplicación de computador que permite simular un dron. Las frecuencias óptimas para generar los SSVEP son seleccionadas a partir de un barrido de frecuencias en la banda beta de la señal EEG. El funcionamiento de la BCI se valida por medio del cálculo de porcentaje de aciertos según una secuencia de comandos previamente establecida.

Metodología

En la Figura 1 se presenta un esquema general de la interfaz a implementar.

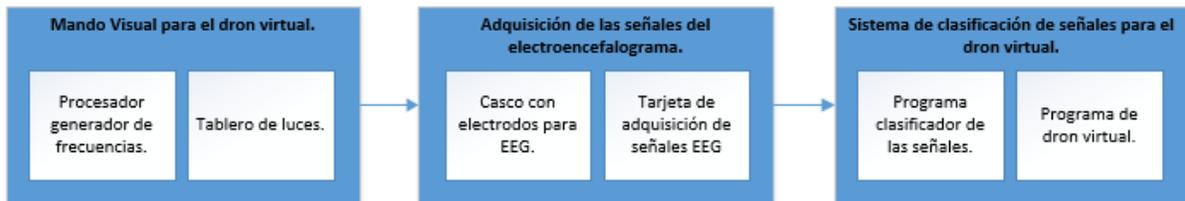


Figura 1: diagrama general de la interfaz.

Adquisición de señales:

Para el registro de las señales electroencefalográficas se usaron dos electrodos haciendo una lectura en modo diferencial entre las posiciones Pz y Cz y un tercer electrodo como BIAS en T4 (Figuras 2 y 3). Al ubicar los electrodos en estas posiciones, se quiso obtener una lectura lo más cercana posible de la actividad cerebral en la región occipital, ya que esa región del cerebro es la que se encarga de los estímulos que recibimos visualmente [13].

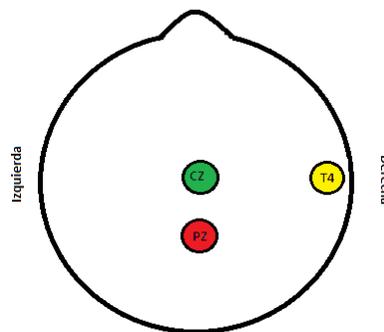


Figura 2: Representación de la posición de los electrodos en la cabeza de un sujeto.



Figura 3: Dispositivo utilizado para ubicar los electrodos en las posiciones Pz, Cz y T4.

Como dispositivo de adquisición de datos se utilizó una tarjeta de la empresa Quantum Medical que digitaliza las señales del EEG con una frecuencia de muestreo de 1024 muestras/segundo y una resolución de 16 bits/muestra. Los datos registrados son enviados vía Bluetooth a una aplicación que almacena los datos en un PC.

Generación de los SSVEP

Para generar los estímulos que provocan los SSVEP como respuesta en la actividad cerebral, se requiere que el sujeto de pruebas sea sometido a estímulos visuales que parpadeen a una frecuencia fija. Para ello se utilizaron LEDs blancos (0,5 W), iluminando con un ciclo de trabajo del 50 % y parpadeando a una frecuencia determinada por un microcontrolador Arduino Uno. Para la implementación del control de usuario se diseñó un tablero de 25cm x 25cm (Figura 3) en el que van colocados cinco LEDs para representar cinco acciones de control distintas (Ascenso, Descenso, Avanzar, Retroceder, Rotar en sentido horario).

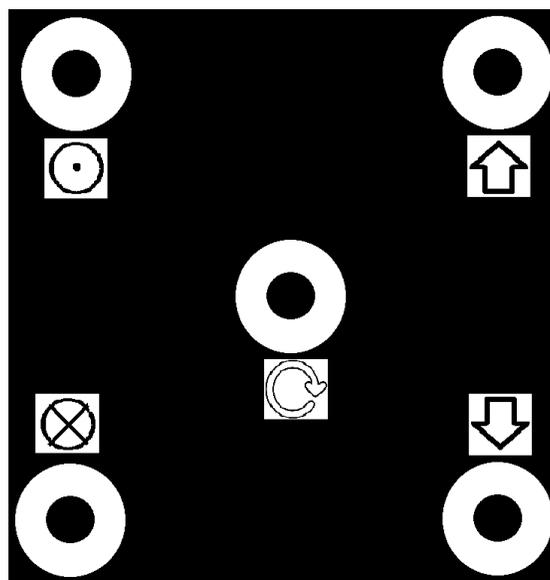


Figura 4: tablero de control.

Barrido de frecuencias

El proceso de barrido de frecuencias consiste en tomar muestras de los estímulos SSVEP generados a distintas frecuencias e identificar cuáles de ellos presentan una mejor respuesta ante los estímulos y podrían ser útiles en la implementación de la BCI, buscando obtener el mejor desempeño posible. Para escoger las cinco frecuencias que se usaron en la BCI, se hizo un barrido de frecuencias entre 20 Hz y 40 Hz, con intervalos de 1 Hz. Se evitaron las frecuencias menores a 20 Hz porque en esa banda se concentra la actividad cerebral normal, la cual se podría confundir con un estímulo. También se evitó la frecuencia de 30 Hz por la posible presencia de subarmónicos de la frecuencia de la red eléctrica de 60 Hz, y las frecuencias mayores a 40 Hz, debido a que la amplitud de los potenciales evocados es más baja en las bandas de alta frecuencia [15].

Extracción de comandos

Para la extracción de comandos se diseñó un programa capaz de identificar cada uno de los estímulos SSVEP que podría recibir el usuario. Debido a que los cinco LEDs funcionan simultáneamente, se generarán diferentes estímulos SSVEP en el EEG a frecuencias que estarán muy próximas entre sí. Por lo tanto, el programa debe identificar los diferentes estímulos que se generan simultáneamente y seleccionar solo uno, que debe corresponder al estímulo al que el usuario está prestando mayor atención.

Intervención del simulador de dron

Para la intervención del simulador se diseñará un programa que aplique las acciones de control correspondiente al comando extraído en cada periodo, de tal manera que permita el control efectivo del dron virtual por parte del usuario. Como simulador de dron utilizamos el software Real Drone Simulator diseñado por el equipo húngaro The Real Team (<http://www.realdronesimulator.com>).

Dicho simulador se manipula mediante las teclas del PC, el robot java asume las funciones del teclado y simula el presionado de sus teclas.

Resultados

En la figura 5 se observa a un usuario probando la BCI diseñada.



Figura 5: usuario usando la interfaz.

Generación de los SSVEP

En la figura 5 se encuentra un ejemplo del espectro de una señal EEG de un usuario sometido a un estímulo de 22 Hz. En este caso se identifica fácilmente el pico en la frecuencia del estímulo a la frecuencia indicada.

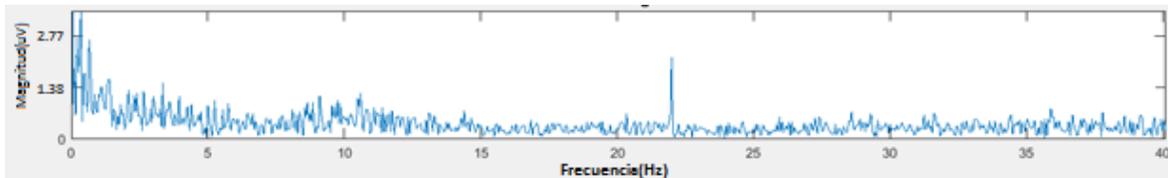


Figura 6: espectro de una señal de prueba ante un estímulo de 22 Hz.

Barrido de frecuencias

Para el barrido de frecuencias entre 20 Hz y 40 Hz, con intervalos de 1 Hz, se hicieron tres registros de 20 s por frecuencia. Posteriormente se analizó cada registro y se normalizó la energía de la frecuencia del estímulo, respecto a la energía de toda la banda. Para cada caso se realizó un promedio de los resultados de los tres registros, y se seleccionaron las frecuencias que registraron una mayor amplitud o energía en el EEG.

El proceso de cada prueba se encuentra descrito en la figura 7.

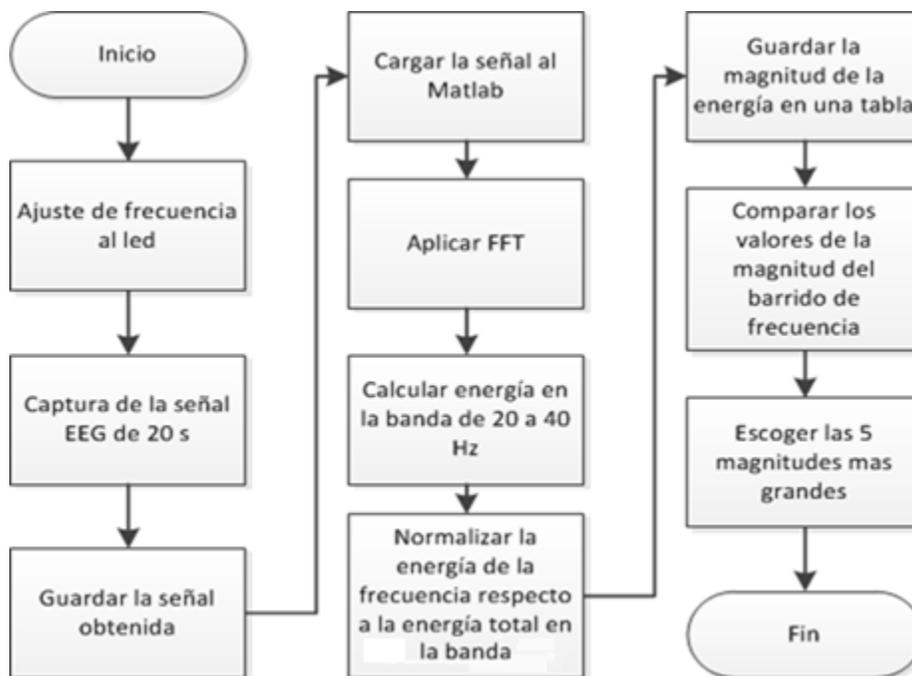


Figura 7: diagrama de cada prueba del barrido de frecuencias.

La prueba del barrido de frecuencias arrojó los resultados consignados en la Tabla 1 determinando que las frecuencias que presentaron una mejor respuesta ante los estímulos fueron 22 Hz, 25 Hz, 26 Hz, 27 Hz y 34 Hz. Estas fueron las frecuencias que se escogieron para la BCI.

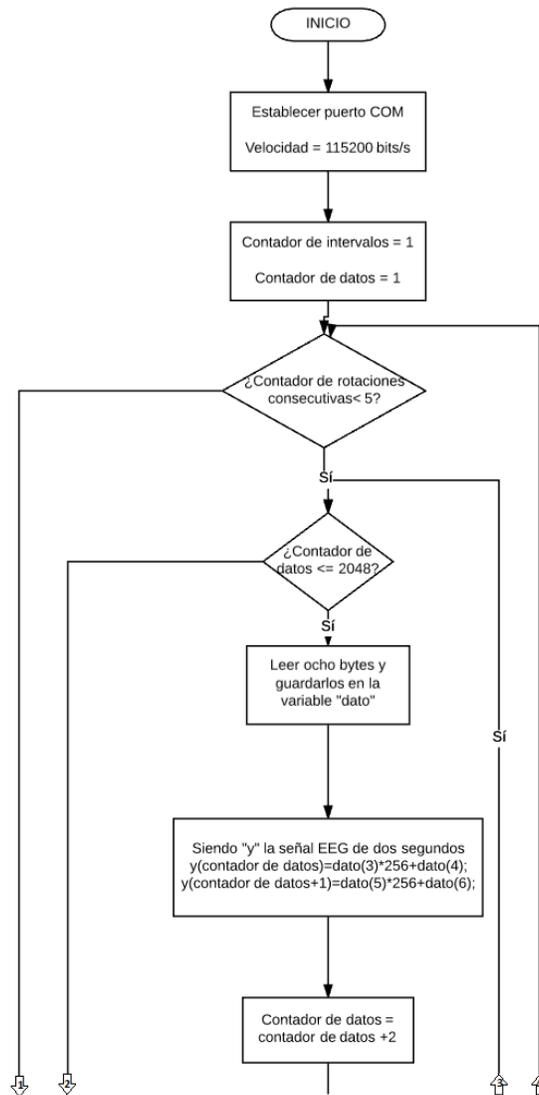
Frecuencia (Hz)	Prueba 1(energía normalizada)	Prueba 2(energía normalizada)	Prueba 3(energía normalizada)	Promedio(energía normalizada)
20	0,0842	0,0838	0,1449	0,1043
21	0,1034	0,0965	0,0514	0,0838
22	0,1741	0,1297	0,1149	0,1396
23	0,0634	0,0909	0,132	0,0954
24	0,0326	0,0623	0,0628	0,0526
25	0,0731	0,091	0,6248	0,2630
26	0,0809	0,5097	0,3855	0,3254
27	0,2283	0,1158	0,1473	0,1638
28	0,0615	0,0974	0,0823	0,0804
29	0,0483	0,0554	0,0492	0,0510
31	0,0425	0,0124	0,0273	0,0274
32	0,1387	0,1159	0,0216	0,0921
33	0,0241	0,0556	0,0369	0,0389
34	0,0609	0,2575	0,078	0,1321
35	0,0298	0,0416	0,2331	0,1015
36	0,0882	0,0441	0,0609	0,0644
37	0,0661	0,0612	0,0384	0,0552
38	0,0975	0,0703	0,0357	0,0678
39	0,0524	0,0229	0,0095	0,0283
40	0,0152	0,0193	0,0775	0,0373

Tabla 1: resultados del barrido de frecuencias.

Recepción de EEG, extracción de comandos e intervención del simulador

Para la recepción de los datos del EEG, extracción de comandos a partir de los estímulos SSVEP e intervención del simulador del Dron, se diseñó un script en Matlab (Figura 7) que recibe por el puerto serial de un PC los datos que envía, vía Bluetooth, la tarjeta de adquisición (Quantium Medical S. L.). Este script permite sincronizar los datos recibidos según el protocolo de comunicación que utiliza la tarjeta de adquisición, de modo que se pueda extraer la correspondiente señal EEG.

Para la extracción de comandos se efectúa un análisis en el dominio de la frecuencia a cada periodo de dos segundos de la señal con el objetivo de identificar los estímulos SSVEP. Debido a que el usuario, a pesar de enfocar su atención en un solo LED, recibirá estímulos menores de los otros cuatro LEDs, se determinó que para aceptar un estímulo como válido y poder ejecutar la opción de control sobre el Dron, este estímulo debía contener más del 50% de la energía total, donde esta energía total representa la suma de la energía en las cinco frecuencias de interés.



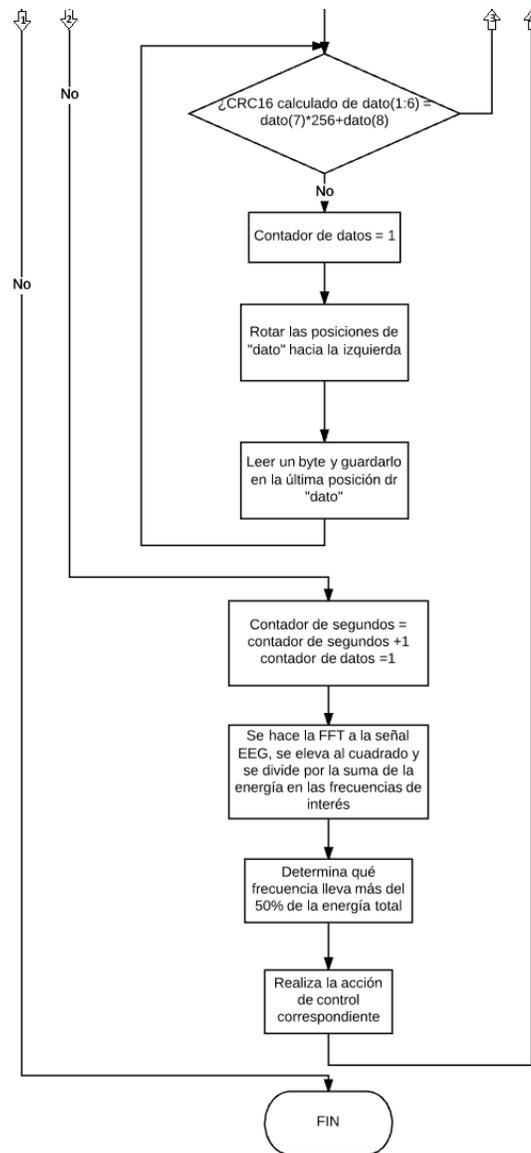


Figura 8: diagrama del script de control.

Para probar el desempeño de la interfaz, se hicieron cinco pruebas de 60 segundos (20 segundos por cada comando de control) cada una a sujetos voluntarios y se les solicitó que siguieran los siguientes patrones en cada prueba:

- Prueba 1: Ascenso-descenso-ascenso.
- Prueba 2: Adelante-atrás-adelante.
- Prueba 3: Adelante-rotar-adelante.
- Prueba 4: Ascenso-adelante-rotar.
- Prueba 5: Ascenso-atrás-descenso.

Los porcentajes de acierto en cada prueba están consignados en la tabla 2.

Pruebas	Porcentaje de acierto					
	Prueba 1 (%)	Prueba 2 (%)	Prueba 3 (%)	Prueba 4 (%)	Prueba 5 (%)	Promedio (%)
Sujeto 1	86,67	76,67	90,00	76,67	80,00	82
Sujeto 2	90,00	80,00	83,33	86,67	76,67	83,33
Sujeto 3	96,67	70,00	73,33	63,33	70,00	74.67
Sujeto 4	79,41	61,29	65,63	69,70	84,85	72.18
Sujeto 5	86.67	93.33	100	100	96.67	95.33
Sujeto 6	93.33	96.67	86.67	93.33	96.67	93.33

Tabla 2: porcentaje de acierto en cada prueba realizada para controlar el Dron.

Discusión y Conclusiones:

En la prueba de barrido de frecuencias, cuyos resultados se encuentran consignados en la Tabla 1, se observó que la magnitud de los SSVEP varía de frecuencia a frecuencia, existiendo algunas frecuencias que producen una respuesta de poca amplitud que no son de mucha utilidad para la implementación de la BCI.

Como se observa en la figura 5, el EEG muestra actividad cerebral no relacionada con los estímulos de la BCI en la banda de 0 Hz hasta aproximadamente 15 Hz. Esto ocasiona que sea más difícil detectar algún SSVEP con frecuencias dentro de este rango.

A partir de los resultados consignados en la Tabla 2, se observa que el porcentaje de aciertos de la respuesta ante los estímulos no fue la misma en los diferentes sujetos voluntarios, variando la efectividad promedio hasta en un 23,15 % entre el usuario que mostró un mejor desempeño y el que mostró el desempeño más bajo. En otros trabajos como el de Tello et al. [10] también se evidencia una diferencia en la eficiencia promedio entre los distintos usuarios al obtener un usuario con una eficiencia del 96,43 % y otro con un 35,71 % en la misma prueba.

Uno de los dilemas planteados en la implementación de la BCI era determinar si la proximidad entre frecuencias de control iba a ser un problema por posibles errores que esto pudiera causar en la extracción de comandos. En trabajos como el de Han-Jeong[11] lograron obtener tasas de acierto de hasta el 89,53 % con una separación de 0,1 Hz entre frecuencias de control. Debido a que en el presente trabajo se analizó la señal EEG en ventanas de 2 segundos, se utilizó una separación mínima de 1 Hz en la frecuencia de barrido, ya que la FFT solo permite una resolución de 0.5 Hz utilizando ventanas de 2 segundos. Aunque dicho trabajo menciona que aumentando la duración de los periodos de control se puede aumentar la eficiencia, para aplicaciones como la que implementamos, periodos de control demasiado grandes se convierten en poco práctico.

La selección de las frecuencias es uno de los parámetros más importantes cuando se implementa una BCI basada en SSVEP, para lo cual se pueden utilizar diferentes criterios. Chang et al. [7] tuvo como limitante que utilizó una pantalla que se actualizaba 120 veces por segundo y a partir de ahí seleccionó sus frecuencias. En nuestro trabajo hicimos un barrido descartando las frecuencias menores a 20 Hz porque se presenta actividad cerebral de magnitud comparable con los estímulos

y las mayores a 40 Hz porque su amplitud ya era más pequeña, y de ahí seleccionamos las que mostraron una mejor respuesta.

Referencias:

- [1] P. Alberto, P. Francisco, L. Miguel Ángel y R. Samuel, «Arquitectura y Tecnología de Computadores (ATC),» 22 julio 2013. [En línea]. Available: http://atc.ugr.es/pages/docencia/no_reglada/tendencias_ic/media/_doc/bci_aprieto_julio2013_v1/. [Último acceso: 30 marzo 2016].
- [2] H. Roberto, C. Rebeca y A. Daniel, «LYCHNOS,» Grupo de Ingeniería Biomédica (GIB). Universidad de Valladolid, 1 Marzo 2012. [En línea]. Available: http://www.fgcsic.es/lychnos/es_es/articulos/Brain-Computer-Interface-aplicado-al-entrenamiento-cognitivo. [Último acceso: 31 marzo 2016].
- [3] L. E. Arci, «hoja de router,» 17 Septiembre 2015. [En línea]. Available: http://www.eldiario.es/hojaderouter/ciencia/neurogaming-videojuegos-investigacion-neurologia_0_430807093.html. [Último acceso: 30 Marzo 2016].
- [4] S. J. Netiwit Kangoen, «A novel hybrid auditory BCI paradigm combining ASSR and P300.,» *J Neurosci Methods.*, vol. 279, nº 1, pp. 44-51, 2017.
- [5] C. G. Robert Prueckl, «A Brain-Computer Interface Based on Steady State,» Guger Technologies OEG, Schiedlberg, Austria, 2009.
- [6] L. Karl, C. Kaitlin, D. Alexander, S. E. R. Kaleb y H. Bin, «National Center for Biotechnology Information (NCBI),» 4 Junio 2013. [En línea]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23735712?report=abstract>. [Último acceso: 30 Marzo 2016].
- [7] M.H. Chang, J. SuLee, J. Heo, K. Suk Park «Eliciting dual-frequency SSVEP using a hybrid SSVEP-P300 BCI,» *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 258, nº 30, pp. 104-113, 2016.
- [8] F. Akram, S.M. Han, Tae-Seong Kim, «An efficient words typing P300-BCI system using a modified T9 interface and random forest classifier.,» *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, vol. 225, nº 13, pp. 1-4, 2013.

- [9] Z. G. Junjie Wang, «An online semi-supervised P300 speller based on extreme learning machine,» *Neurocomputing*, vol. 269, nº 269, pp. 148-151, 2017.
- [10] R.M.G. Tello, S.M.T. Müller, M.A. Hasan, A. Ferreira, S. Krishnan, T.F. Bastos, «An independent-BCI based on SSVEP using Figure-Ground Perception (FGP),» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 26, nº 26, pp. 69-79, 2016.
- [11] H.J. Hwang, J.H. Lim, .J. Jung, Han Choi, S.W. Lee, C.H. Im, «Development of an SSVEP-based BCI spelling system adopting a QWERTY-style LED keyboard,» *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 208, nº 1, pp. 59-65, 2012.
- [12] Y. Zhang, G. Zhou, J. Jin, X. Wang, A. Cichocki, «SSVEP recognition using common feature analysis in brain-computer interface,» *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 244, nº 244, pp. 8-15, 2015.
- [13] G. Sun, Y. Yang, Y. Leng, H. Wang, S. Ge, «The Distribution of Classification Accuracy Over the Whole Head for a Steady State Visual Evoked Potential Based Brain-computer Interface,» *Procedia Computer Science*, vol. 107, nº 107, pp. 389-394, 2017.
- [14] Z. D. Zafer İşcan, «A novel steady-state visually evoked potential-based brain-computer interface design: Character Plotter,» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 10, nº 10, pp. 145-152, 2014.
- [15] X. Gao, D. Xu, M. Cheng, S. Gao «A BCI-Based Environmental Controller for the Motion-Disabled» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, NO. 2, 2003