



**UNIVERSIDAD DEL AZUAY**  
**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

**ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**Implementación de un Sistema BCI para el Análisis del  
Comportamiento de Bioseñales Neurológicas**

**Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:**  
**INGENIERO ELECTRÓNICO**

**Autores:**

**DANIEL FERNANDO URGILÉS CÁRDENAS**  
**GÉNESIS JAHEL VÁSQUEZ RODRÍGUEZ**

**Director:**

**OMAR SANTIAGO ALVARADO CANDO**

**CUENCA, ECUADOR**

**2017**

## **DEDICATORIA**

No creo en la suerte; sino en el trabajo duro, la perseverancia, el sacrificio, la dedicación y la constancia para lograrlo todo. Con todo mi amor y mi corazón este trabajo está dedicado para quienes me enseñaron que el valor de las cosas es del tamaño del esfuerzo que pones para conseguirlas; para ustedes, Ramiro y Narcisa, por nunca limitar ni cuestionar mis sueños.

Para todas esas personas que son los engranajes que mueven el motor de mi vida, mi familia; por ser los cómplices de los momentos más felices, por sus abrazos, palabras y acciones para nunca dejarme caer. Y a esa fuerza sobrenatural que siento desde siempre y que ha sido la luz para seguir adelante todos los días.

Génesis

## **DEDICATORIA**

Dedico este trabajo principalmente a mis padres Joselito y Lourdes, por haberme apoyado en todo momento con sus consejos, enseñándome a no rendirme en los momentos más difíciles, gracias por su infinita sabiduría y cariño que siempre me brindaron.

A mis hermanos Juan, José y Darío quienes están siempre presentes compartiéndome sus conocimientos, ayudándome a crecer de manera profesional y personal. A mi cuñada por su apoyo incondicional. A mis queridas sobrinas que llenan de alegría cada uno de mis días. A mis abuelitos y tíos por su cariño y sus palabras de aliento para seguir adelante.

A mis amigos de la universidad Víctor, Vinicio, Nelson, Pedro y Catalina por apoyarme siempre y estar a mi lado en los buenos y malos momentos.

Daniel

## **AGRADECIMIENTOS**

Nuestros agradecimientos a todos los profesores de la Universidad del Azuay, de los cuales tuvimos la oportunidad de aprender, gracias por sus enseñanzas y empuje durante estos años.

A nuestro director de tesis, por creer en nuestras ideas y alentar a la construcción de este proyecto.

A los miembros de la Dirección de Escuela de Ingeniería Electrónica, por su constante ayuda e interés en el desarrollo del presente trabajo.

A los que siempre han estado de manera sincera y que hoy han colaborado para la exitosa culminación de este proyecto, gracias por la buena onda y los buenos momentos.

Génesis y Daniel

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

<b>DEDICATORIA</b> .....	<b>ii</b>
<b>AGRADECIMIENTOS</b> .....	<b>iv</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>viii</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	<b>x</b>
<b>RESUMEN</b> .....	<b>xi</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>xii</b>
<b>CAPÍTULO I</b> .....	<b>14</b>
<b>SISTEMAS BCI Y SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS</b> .....	<b>14</b>
1.1 Introducción.....	14
1.2 Bioseñales.....	14
1.3 Bioseñales Neurológicas .....	15
1.4 El encéfalo y sus procesos electroquímicos .....	15
1.4.1 Anatomía del Encéfalo.....	15
1.4.2 Función del Encéfalo .....	16
1.5 Fuentes de Actividad Cerebral .....	17
1.5.1 Células Nerviosas .....	17
1.5.2 Electrogénesis Cerebral .....	18
1.5.3 Electrogénesis Cortical .....	18
1.6 Señales Electroencefalográficas .....	18
1.6.1 Ondas Cerebrales .....	18
1.7 Electroencefalograma .....	22
1.7.1 Captación del EEG.....	22
1.7.2 Sistemas de posicionamiento 10-20.....	23
1.7.3 Registro de Señales en el EEG .....	24
1.8 Características de las Señales EEG .....	26

1.8.1 Artefactos que afectan la señal EEG.....	27
1.8.2 Electrodos .....	28
1.8.3 Amplificación .....	29
1.8.4 Filtrado y Procesamiento .....	29
1.9 Sistemas BCI.....	30
1.9.1 Estructura Sistema BCI.....	30
1.9.2 Tipos de Señales para Sistemas BCI.....	31
1.10 Equipos para sistemas BCI.....	32
1.10.1 MindBall® .....	33
1.10.2 MUSE™ .....	33
1.10.3 EMOTIV Epoc.....	34
1.10.4 NeuroSky® .....	35
1.10.5 OpenBCI™ .....	36
1.11 Conclusiones del capítulo.....	37
<b>CAPITULO II .....</b>	<b>38</b>
<b>DESCRIPCIÓN Y DESARROLLO DEL SISTEMA.....</b>	<b>38</b>
2.1 Introducción.....	38
2.2 Características de la tarjeta OpenBCI.....	38
2.3 Adquisición de las bioseñales.....	40
2.3.1 Electrodos .....	41
2.3.2 Casco Ultracortex “Mark IV” EEG OpenBCI.....	42
2.4 Amplificación de las bioseñales .....	43
2.5 Filtrado y Procesamiento de las bioseñales .....	45
2.5.1 Ventanas.....	45
2.5.2 Transformada de Fourier (TF) .....	46
2.5.3 Transformada rápida de Fourier (FFT) .....	47
2.5.4 Transformada de Wavelet (TW) y Transformada de Gabor (TG).....	48

2.6 Tratamiento de las señales en OpenBCI.....	50
2.7 Conclusiones del capítulo.....	52
<b>CAPÍTULO III.....</b>	<b>53</b>
<b>IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA .....</b>	<b>53</b>
3.1 Introducción.....	53
3.2 Elaboración del Ultracortex Mark IV.....	53
3.3 Montaje del casco con electrodos.....	53
3.4 Etapas del sistema .....	57
3.4.1 Adquisición de las señales EEG .....	57
3.4.2 Procesamiento de las señales .....	59
3.4.3 Extracción y selección de características.....	62
3.4.4 Salida del sistema BCI.....	66
3.5 Conclusiones del capítulo.....	74
<b>CAPÍTULO IV .....</b>	<b>75</b>
<b>PRUEBAS Y EVALUACIÓN DE RESULTADOS .....</b>	<b>75</b>
4.1 Introducción.....	75
4.2 Metodología para las pruebas .....	75
4.3 Evaluación de resultados .....	76
4.4 Detección de potenciales evocados .....	79
4.5 Conclusiones del capítulo.....	84
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>	<b>85</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>87</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Partes del Encéfalo. ....	15
Figura 1.2: Encéfalo como Agente Inteligente. ....	17
Figura 1.3: Estructura de una neurona. ....	17
Figura 1.4. Rangos de Frecuencia y Amplitud de las Ondas Cerebrales. ....	21
Figura 1.5: Posición de los Electrodo para Sistema 10-20. ....	23
Figura 1.6: Esquema para Montaje Unipolar. ....	25
Figura 1.7: Esquema para Montaje Bipolar. ....	26
Figura 1.8: Etapas de Procesamiento de las Señales EEG. ....	28
Figura 1.9: Estructura de un Sistema BCI. ....	30
Figura 1.10: Mesa de Juego del MindBall®. ....	33
Figura 1.11: MUSE™. ....	34
Figura 1.12: EMOTIV Epoc+ de 14 canales. ....	35
Figura 1.13: MindWave de NeuroSky®. ....	36
Figura 1.14: Elementos del equipo OpenBCI. ....	36
Figura 2.1: Hardware de la Plataforma OpenBCI. ....	40
Figura 2.2: Transductor para señales EEG. ....	40
Figura 2.3: Electrodo de oro para OpenBCI. ....	41
Figura 2.4: Electrodo de plata clorada. ....	42
Figura 2.5: Ultracortex “Mark IV” EEG. ....	43
Figura 2.6: Amplificador Instrumental ADS1299 de OpenBCI. ....	44
Figura 2.7: Efecto al utilizar ventana. ....	46
Figura 2.8: Efecto de la TF aplicada a una señal no periódica. ....	47
Figura 2.9: Efecto de la TDF y FFT. ....	48
Figura 2.10: Diferencias entre TF, TG y TW. ....	49
Figura 2.11: Interfaz de usuario del sistema OpenBCI. ....	50
Figura 2.12: Visualizador EEG de OpenBCI. ....	51
Figura 3.1: Piezas frontal y posterior del marco del casco. ....	54
Figura 3.2: Marco del casco de electrodo. ....	54
Figura 3.3: Piezas para sujeción y confort de electrodo. ....	55
Figura 3.4: Piezas de sujeción de electrodo y de confort. ....	55
Figura 3.5: Sistema 10-20 para montaje de electrodo. ....	56

Figura 3.6: Casco de electrodos “Ultracortex Mark IV” .....	57
Figura 3.7: Esquema del proceso de adquisición de las señales. ....	58
Figura 3.8: Adquisición de las señales EEG en Matlab. ....	58
Figura 3.9: Señal del canal FP1 contaminada con artefactos externos. ....	59
Figura 3.10: Señal del canal FP2 con la presencia de artefactos por movimiento muscular. ....	60
Figura 3.11: Comparación de la señal del canal FP1 sin filtrar y con filtros. ....	61
Figura 3.12: Diagrama de bloques de la descomposición de la señal aplicando TW. ....	63
Figura 3.13: Extracción de las 5 ondas cerebrales del canal C3. ....	64
Figura 3.14: Ritmos cerebrales en el dominio del tiempo. ....	65
Figura 3.15: Página Web del sistema BCI. ....	66
Figura 3.16: Componentes de AngularJS. ....	67
Figura 3.17: Funciones en Node.js. ....	67
Figura 3.18: Diagrama de bloques de la aplicación Web. ....	68
Figura 3.19: Pestaña Frecuencia. ....	70
Figura 3.20: Pestaña Bandas de Frecuencias. ....	70
Figura 3.20: Pestaña Promedios. ....	71
Figura 3.21: Funciones de la aplicación Web. ....	72
Figura 3.22: Estructura del sistema BCI implementado. ....	73
Figura 4.1: Sujeto de prueba durante el registro EEG. ....	75
Figura 4.2: Promedio amplitud durante estado de relajación con los ojos abiertos. ....	76
Figura 4.3: Promedio amplitud durante estado de alerta. ....	77
Figura 4.4: Promedio amplitud durante estado de relajación con ojos cerrados. ....	77
Figura 4.5: Diferencia de las ondas Alfa durante estado de alerta y relajación. ....	78
Figura 4.6: Promedio voltajes de amplitud de las ondas Alfa. ....	78
Figura 4.7: Promedio voltajes de amplitud de las ondas Alfa y Beta. ....	79
Figura 4.9: P300 en el canal O2. ....	80
Figura 4.10: PEV en el canal O1. ....	81
Figura 4.11: N400 en el canal O1. ....	81
Figura 4.12: Movimiento ocular en el canal FP1. ....	82

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1: Nomenclatura de Electroodos para el Sistema 10-20. ....	24
Tabla 2.1: Especificaciones del dispositivo OpenBCI. ....	39
Tabla 4.1: Tipos de potenciales evocados y características. ....	80
Tabla 4.2: Promedio de potenciales evocados visuales. ....	82
Tabla 4.3: Valores de amplitud del guiño voluntario. ....	83

## Implementación de un sistema BCI para el análisis del comportamiento de bioseñales neurológicas

### RESUMEN

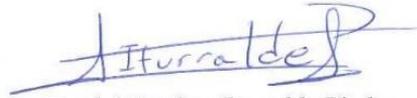
Se realiza la implementación de un sistema cerebro computadora para el análisis de bioseñales neurológicas, electroencefalografía EEG, presentando los parámetros de voltaje y frecuencia mediante una aplicación Web en tiempo real y el uso del hardware OpenBCI. Estas señales fueron pre procesadas en Matlab y mediante el análisis de FP1 y FP2 se controló un dispositivo externo mediante el guiño voluntario. Además, el sistema permite al usuario observar el comportamiento de las ondas cerebrales y de los potenciales evocados producidos durante el desarrollo de la prueba del sistema.

**Palabras clave:** BCI (Brain Computer Interface), electroencefalografía, bioseñales, potenciales evocados, OpenBCI.



Omar Santiago Alvarado Cando

**Director del Trabajo de Titulación**



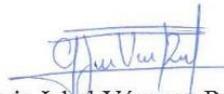
Daniel Esteban Iturralde Piedra

**Coordinador de Escuela**



Daniel Fernando Urgilés Cárdenas

**Autor**



Génesis Jahel Vásquez Rodríguez

**Autora**

**IMPLEMENTATION OF A BCI SYSTEM FOR THE ANALYSIS OF  
NEUROLOGICAL BIO- SIGNALS BEHAVIOR**

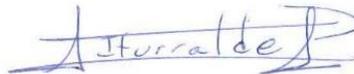
**ABSTRACT**

The study carried out the implementation of a Brain-Computer Interface (BCI) system for the analysis of neurological bio-signals, electroencephalography (EEG), presenting voltage and frequency parameters through a Web application in real time, and the use of OpenBCI hardware. These signals were preprocessed in MATLAB, and an external device was controlled through FP1 and FP2 analysis by voluntary wink system. In addition, the system allows the user to observe the behavior of brain waves and the evoked potentials produced during the development of the system test.

**Keywords:** BCI (Brain Computer Interface), electroencephalography, bio-signal, evoked potentials, OpenBCI.



Omar Santiago Alvarado Cando  
**Thesis Director**



Daniel Esteban Iturralde Piedra  
**School Coordinator**



Daniel Fernando Urgilés Cárdenas  
**Author**



Genesis Jahel Vásquez Rodríguez  
**Author**



Translated by,  
Lic. Lourdes Crespo

## INTRODUCCIÓN

Los sistemas de interfaz cerebro computadora BCI, por sus siglas en inglés, desde su aparición se han orientado para desarrollar diferentes aplicaciones con el fin de mejorar la calidad de vida de las personas con algún tipo de discapacidad, que puede ser de tipo neurológica ligada a las señales bioeléctricas del cerebro, por lo que se debe realizar un análisis de las mismas; en la actualidad no existe a nivel local un sistema que permita analizar el comportamiento de las señales electroencefalográficas para sistemas BCI y esto no permite que se desarrollen aplicaciones con fines científicos o médicos; es por esta razón que se presenta el trabajo de titulación, “Implementación de un sistema BCI para el análisis del comportamiento de bioseñales neurológicas”, con el fin de proponer aplicaciones alternativas de bajo coste que puedan ser utilizadas a futuro en personas con algún tipo de discapacidad.

La metodología y objetivos consisten en: investigar los tipos de señales EEG que pueden ser utilizados por el equipo OpenBCI, revisar y estudiar las ondas cerebrales para el posterior análisis; diseñar y programar el sistema que permita la extracción y clasificación de las señales neurológicas; desarrollar la aplicación móvil para visualizar los parámetros de frecuencia y amplitud de las bioseñales neurológicas, se finaliza al realizar varias pruebas para demostrar la funcionalidad del sistema implementado.

El desarrollo de este trabajo se despliega en cuatro capítulos: Sistemas BCI y señales electroencefalográficas, Descripción y desarrollo del sistema, Implementación del sistema, Pruebas y evaluación de resultados.

## CAPÍTULO I

### SISTEMAS BCI Y SEÑALES ELECTROENCEFALOGRÁFICAS

#### 1.1 Introducción

En este capítulo se presentan algunos principios y conceptos teóricos acerca de las bioseñales, la electroencefalografía y los sistemas BCI<sup>1</sup>; se incluye información médica básica para comprender el origen de las bioseñales y su fisiología. Además, se desprenden algunos conceptos desde el punto de vista de la instrumentación médica y la electrónica con el fin de dar otro enfoque al estudio de las señales electroencefalográficas y a los sistemas BCI.

#### 1.2 Bioseñales

Se entiende por señal al medio de transmisión por el cual se envía algún tipo de información, como por ejemplo saber que fuente generó esta señal. Para las bioseñales, la fuente que las genera es el cuerpo humano y sus funciones fisiológicas (Guerrero Martínez, 2011). Entonces cualquier tipo de señal emitida por los procesos fisiológicos del cuerpo humano, es considerada, una bioseñal. Estas señales permiten realizar un análisis comprensivo acerca del estado de los órganos del cuerpo.

Los rangos de amplitud y frecuencia pueden variar de acuerdo a la señal biológica de donde derivan. En las señales provenientes de la actividad eléctrica cerebral, el rango es de 5-300 $\mu$ V en amplitud y en frecuencia abarca desde DC-150 Hz. La actividad eléctrica nerviosa que se registra en un Electroneurograma (ENG) se presenta entre 0.1-5mV, DC-1 kHz en amplitud y frecuencia respectivamente (Guerrero Martínez, 2011). Las bioseñales son producidas por las membranas de las células del cuerpo humano que presentan un potencial eléctrico, los cambios de este potencial son producidos por la estimulación del sistema nervioso y poseen información acerca de la comunicación neuronal de los procesos químicos que se han producido en la membrana celular, este potencial es conocido como biopotencial (Allan H. Ropper, 2010).

---

<sup>1</sup> BCI: Brain Computer Interface, Interfaz Cerebro Computadora en español.

### 1.3 Bioseñales Neurológicas

Las bioseñales neurológicas son una clase de biopotencial generadas por las membranas de las células nerviosas que se encuentran en el cerebro humano, para captar estas señales se precisa de un Electroencefalograma (EEG); para obtener información acerca de la actividad cerebral evocada por un estímulo sensorial se requiere un examen de potenciales evocados; otra variedad es el ENG que mide la conducción nerviosa de la actividad cerebral, dentro de este grupo también se podría recurrir a una Electromiografía (EMG) para captación de los biopotenciales musculares que podrían presentarse (Niedermeyer E., 2005).

### 1.4 El encéfalo y sus procesos electroquímicos

El origen de las señales electroencefalográficas está en la anatomía y los procesos electroquímicos del encéfalo, estos constituyen la principal fuente de los registros cerebrales debido a las extensas interconexiones que presentan las neuronas y membranas nerviosas que se encuentran en él. En el cráneo la parte más voluminosa del sistema nervioso central, es el encéfalo; la información sensorial es recibida mediante los nervios sensitivos y motores (Frederic H. Martini, 2009).

#### 1.4.1 Anatomía del Encéfalo

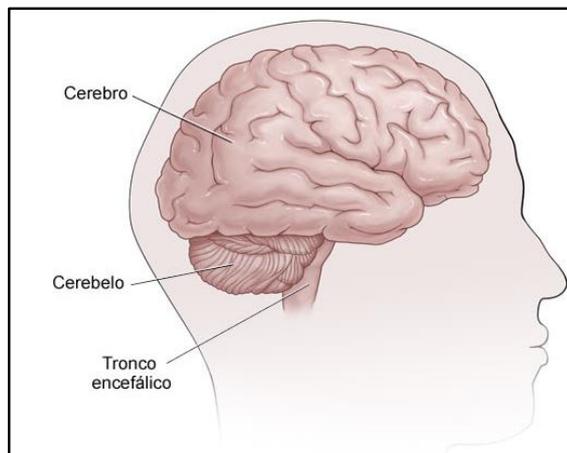


Figura 1.1: Partes del Encéfalo.

Fuente: (Anatomy of Brain, 2013)

El encéfalo es la masa nerviosa contenida dentro del cráneo, está compuesta por membranas, nervios, sustancia gris y blanca; es parte del sistema cerebroespinal junto con la médula espinal, los nervios y el sistema vegetativo o autónomo (Allan H. Ropper, 2010).

Su función es coordinar y controlar las actividades conscientes e inconscientes del organismo; se encarga de la transacción neuroquímica, esto es el proceso con el que se generan los procesos de inteligencia, memoria y aprendizaje (Anatomy of Brain, 2013). De forma general el encéfalo se divide en cerebro, cerebelo y tronco encefálico como se observa en la figura 1.1.

- **Cerebro:** ocupa casi en su totalidad la cavidad craneal, es el más evolucionado dentro del encéfalo y tiene dos hemisferios en donde ocurren la mayoría de funciones como el movimiento y coordinación; el juicio, razonamiento, emociones y aprendizaje también se dan lugar en el cerebro. En la superficie del cerebro se encuentra el córtex en donde se recibe la información sensorial; las capas más profundas están formadas por axones y núcleos de células (Putz R., 2008).
- **Cerebelo:** encargado de mantener el equilibrio, funciona como un “filtro pasa bajo” para evitar los movimientos musculares espasmódicos (Mora López Tercero, 2013).
- **Tronco encefálico:** conecta el córtex, la médula espinal y el cerebelo; controla ritmos cardíacos y respiratorios además de ser el centro de diversos reflejos motores (Anatomy of Brain, 2013).

#### 1.4.2 Función del Encéfalo

Para comprender la función del encéfalo, este puede ser representado como un agente inteligente (figura 1.2), en este contexto, el sistema compuesto por el encéfalo es capaz de percibir su entorno con ayuda de sensores que serían los órganos de los sentidos y actuar en ese entorno utilizando actuadores mediante las articulaciones superiores e inferiores del cuerpo (Sandoval & Cabestany, 2011).

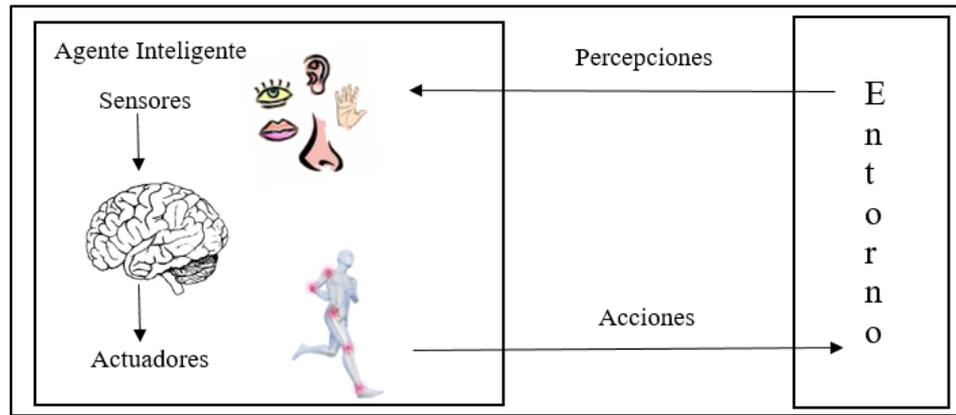


Figura 1.2: Encéfalo como Agente Inteligente.

## 1.5 Fuentes de Actividad Cerebral

La fuente de la actividad cerebral se da mediante la sinapsis de las neuronas y por dos procesos electroquímicos dentro del encéfalo conocidas como electrogénesis cerebral y electrogénesis cortical (Mora López Tercero, 2013).

### 1.5.1 Células Nerviosas

Las células nerviosas o neuronas son células producto de los procesos fisiológicos que ocurren en el sistema nervioso, están compuestas por el axón, las dendritas y el cuerpo celular. (Figura 1.3) Esta composición le permite a la neurona conectarse a otras formando así múltiples interconexiones, en este proceso electroquímico conocido como sinapsis, se produce una diferencia de potencial entre las membranas nerviosas por la transmisión de un impulso nervioso (Allan H. Ropper, 2010) .

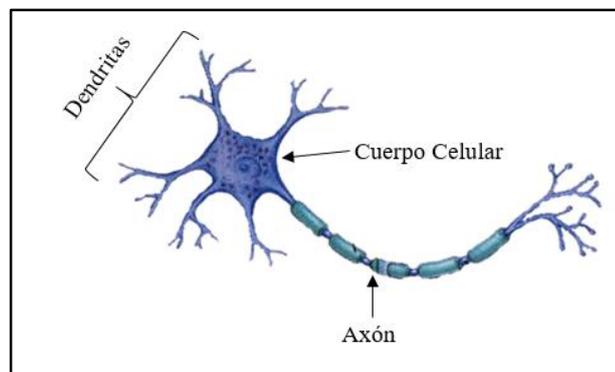


Figura 1.3: Estructura de una neurona.

Fuente: (Martínez & Guardiola, 2006)

### **1.5.2 Electrogénesis Cerebral**

Se produce en el tejido nervioso que está formado por las neuronas con el fin de generar potenciales eléctricos en la corteza cerebral, la misma que está constituida por capas celulares emisoras y receptoras, estas capas poseen células que contienen un potencial cuantificable llamado potencial transmembrana, este potencial es la fuente de la electrogénesis cerebral porque produce un potencial de acción que puede ser medido a través de transductores como los electrodos (Guerrero Martínez, 2011).

Generalizando la electrogénesis cerebral se forma en células que posean potenciales transmembrana, al producirse una diferencia de potencial por el intercambio de iones dentro y fuera de la célula nerviosa. Células como las musculares, nerviosas, glandulares y vegetales pueden propagar cambios en la diferencia de potencial; cuando estas células responden ante la presencia de un estímulo, se exhibe una serie de cambios en el potencial de acción y al ser registrados mediante un EEG se puede obtener información acerca de la señal bioeléctrica (Pinillos, 2010).

### **1.5.3 Electrogénesis Cortical**

Tiene lugar en los tejidos que producen actividad sináptica conocidos como generadores corticales, en estos se producen los potenciales postsinápticos excitadores y los potenciales postsinápticos inhibidores, se suman entre sí y dan lugar a potenciales lentos que son las ondas registradas en un EEG. Los generadores corticales se sitúan a 500 y 900 micras de la superficie cortical, los potenciales de acción surgen cuando se da una despolarización al presentarse una tensión positiva en la superficie o mediante una hiperpolarización cuando hay tensión negativa (Guerrero Martínez, 2011).

## **1.6 Señales Electroencefalográficas**

Las señales EEG son producidas por el sistema bioeléctrico conformado por encéfalo, neuronas, electrogénesis, potenciales transmembranas y generadores corticales que ya se han descrito. Estas señales pueden ser eléctricas, electromagnéticas o de cualquier otro tipo que se produzca en la superficie craneal. (Buzsaki, 2006).

### **1.6.1 Ondas Cerebrales**

Un tipo de señal EEG son las ondas cerebrales, las mismas que se clasifican de acuerdo a su frecuencia y la diferencia de potencial que se produce (amplitud). Se estudiarán las ondas Alfa, Beta, Theta, Delta y mu. Las ondas cerebrales son los distintos ritmos

que tiene la actividad eléctrica cerebral, estos impulsos eléctricos son producidos por las neuronas, y transmiten la información por todo el cerebro pasándola de una neurona a otra (Putz R., 2008).

Algunas ondas se reconocen por su forma, por la ubicación de los electrodos o por la distribución, y la simetría. Ciertos patrones son normales en las edades o estados específicos de sueño y alerta.

### **Alfa**

El ritmo Alfa se da cuando la persona se encuentra en reposo, relajado con los ojos cerrados y sin realizar ninguna actividad mental (Martínez & Guardiola, 2006).

Se caracteriza por la presencia de ondas regulares, monomorfas, similares unas a otras, tienen un aspecto fusiforme o sinusoidal. Puede aparecer en ambos hemisferios con variaciones de  $\pm 2.5$  ms entre ambos (Tejeiro Martínez , 2008). Una onda similar a la Alfa es la onda mu que puede presentarse sobre la corteza motora y se atenúa con el movimiento o incluso con la intención de moverse (Buzsaki, 2006). (Figura 4)

- **Frecuencia:** La frecuencia del ritmo Alfa es de  $> 8$  y  $\leq 13$  Hz en adultos y permanece constante, variando  $\pm 1$  Hz durante años (la frecuencia media del ritmo Alfa en un adulto normal se ha establecido en  $10,2 \pm 0,9$  Hz). La onda mu adopta un rango de 7-12 Hz o de 8-10 Hz, se la denomina actividad alfoide (Tejeiro Martínez , 2008).
- **Amplitud:** es variable y decrece con la edad. Puede ser de 20-60  $\mu$ V (50  $\mu$ V por término medio). Las amplitudes 100-200  $\mu$ V se consideran normales. La amplitud de la onda Alfa puede ir desde los 15  $\mu$ V y puede variar por la posición de los electrodos o cambios en la densidad ósea (Martínez & Guardiola, 2006).

### **Beta**

La onda cerebral llamada Beta persiste o se acentúa durante la somnolencia, disminuye y puede llegar a desaparecer durante el sueño profundo, puede incrementar durante la quinta fase del sueño caracterizado por el movimiento acelerado de los ojos (Tejeiro Martínez , 2008). Las ondas Beta son ondas rápidas y reflejan la actividad mental cuando se tiene los ojos abiertos, existen dos regiones Beta I y Beta II, la Beta II

aparece durante la activación intensa del sistema nervioso central, disminuyendo entonces las Beta I (Guerrero Martínez, 2011).

- **Frecuencia:** para el ritmo Beta la frecuencia es  $> 13$  y entre 18-25 Hz (Tejeiro Martínez, 2008). Las ondas Beta cubren la banda entre 13 y 22 Hz (Guerrero Martínez, 2011).
- **Amplitud:** la amplitud suele ser baja, comprendida entre 5-10  $\mu\text{V}$ , si llega a superar los 30  $\mu\text{V}$  se considera una anomalía (Tejeiro Martínez, 2008).

### **Theta**

La actividad Theta se compone por ondas de diversa morfología porque puede presentarse ondas regulares e irregulares, de escasa duración y suelen aparecer en las regiones temporales (Tejeiro Martínez, 2008).

La onda Theta puede distribuirse a lo largo de la zona fronto central, es propia de niños entre 3 meses y 5 años durante las fases de sueño I y II; durante una hiperventilación y la fatiga (Martínez & Guardiola, 2006).

El ritmo Theta temporal es un fenómeno fisiológico y se observa con intensidad creciente a medida que las personas envejecen (Tejeiro Martínez, 2008).

- **Frecuencia:** comprendida en la banda de 4-8 Hz (Tejeiro Martínez, 2008).
- **Amplitud:** puede ser de 40  $\mu\text{V}$  considerada normal (Martínez & Guardiola, 2006).

### **Delta**

Las ondas Delta se presentan como oscilaciones de la actividad cerebral detectadas en el cerebro humano durante la etapa de sueño profundo, en casos de daño cerebral y coma. Las ondas Delta no están presentes en el movimiento rápido de los ojos, ni en las etapas 1 y 2 del sueño (Nácher, Ledberg, Deco, & Romo, 2013).

- **Frecuencia:** suelen oscilar en un rango de 0.5-4 Hz (Sanei & Chambers, 2013). Pero pueden presentarse también de 1-3 Hz (Nácher, Ledberg, Deco, & Romo, 2013).
- **Amplitud:** variable, mayor a 50  $\mu\text{V}$  considerada normal (Martínez & Guardiola, 2006).

## Gamma

El patrón de oscilación neuronal de las ondas Gamma se presenta en la corteza visual y se lo ha asociado al proceso de percepción consciente; se puede presentar en el hipocampo, corteza frontal y lóbulo temporal al momento de memorizar y en el momento posterior de la acción (Buzsaki, 2006). Los niveles altos de onda Gamma se han asociado a los niveles de inteligencia y auto control, también se presentan en la generación de sentimientos de compasión y felicidad (Rawlings, Ricard, & Davidson, 2008).

- **Frecuencia:** las ondas Gamma tienen lugar en el rango de 25-100 Hz (Hughes, 2008). Su presentación más habitual se da a los 40 Hz (Buzsaki, 2006).
- **Amplitud:** son las de menor amplitud de todas las ondas, puede presentarse de forma variable alrededor de los 2 mV (Hughes, 2008).

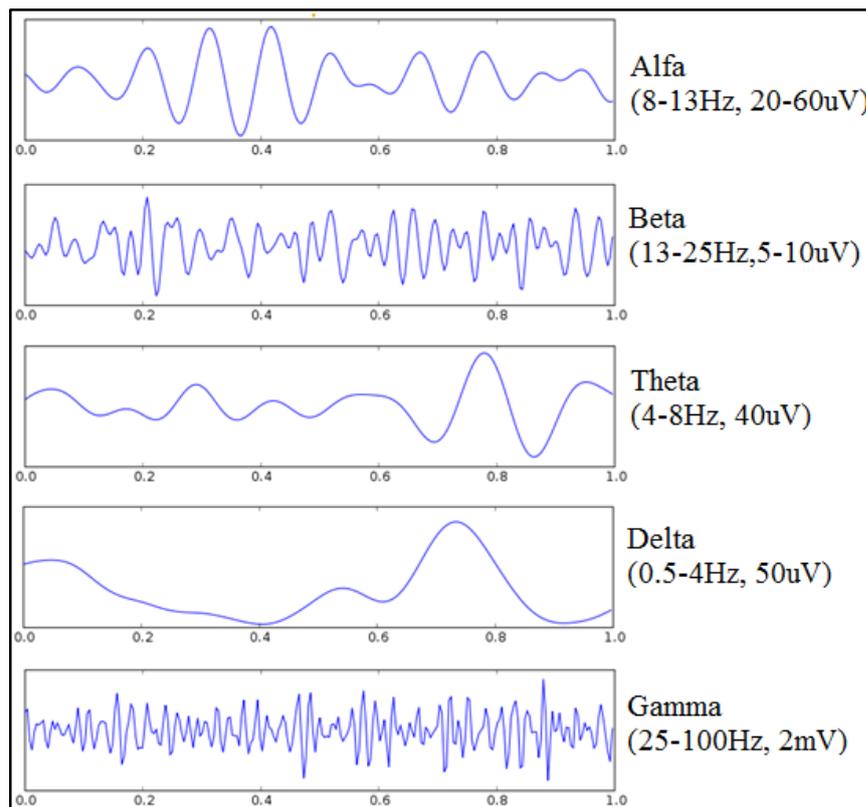


Figura 1.4. Rangos de Frecuencia y Amplitud de las Ondas Cerebrales.

La reactividad, es la capacidad de modificación de un ritmo ante estímulos como apertura y cierre de ojos, estimulación eléctrica, proceso mental, estados de alerta, etc. Todas las ondas cerebrales están sujetas a cambios debido a la reactividad (Talamillo García, 2011).

## **1.7 Electroencefalograma**

El electroencefalograma (EEG) es el registro de la actividad eléctrica de las neuronas del encéfalo, se utiliza para evaluar los potenciales eléctricos generados por el cerebro humano. Un EEG posee formas muy complejas que varían mucho con la localización de los electrodos y entre individuos. Esto es debido al gran número de interconexiones que presentan las neuronas y por la estructura no uniforme del encéfalo (Navarro, 2012).

Los fenómenos que ocurren en la sinapsis tienen efectos eléctricos que se pueden medir, una sola neurona no llega a ser apreciable dentro del montón, pero si se piensa en ellas como vectores, lo que se mide es la resultante (Beltramone, 2013). Esta resultante es la que será captada por el electroencefalógrafo.

### **1.7.1 Captación del EEG**

La actividad eléctrica de las células del cerebro es captada por electrodos: a nivel del cuero cabelludo, en la base del cráneo, en el cerebro expuesto o en localizaciones cerebrales profundas; esta señal es amplificada en las diferentes etapas del electroencefalógrafo y al final esta señal es registrada (Guerrero Martínez, 2011).

Para registrar la actividad eléctrica con el mínimo de distorsión, se utilizan diferentes tipos de electrodos:

- **Superficiales:** se aplican sobre el cuero cabelludo.
- **Basales:** se colocan en la base del cráneo sin necesidad de cirugía.
- **Quirúrgicos:** se precisa de un procedimiento quirúrgico para su aplicación, pueden ser corticales o intracerebrales (Navarro, 2012).

De acuerdo a la forma de captación, el registro de actividad cerebral recibe diferentes nombres, por ejemplo: si se utilizan electrodos superficiales o basales se habla de un Electroencefalograma (EEG), si se aplican electrodos quirúrgicos en la superficie de la corteza se llama Electroencefalograma (EEG), si se aplican electrodos quirúrgicos en la superficie de la corteza se llama Electroencefalograma (EEG), un Estéreo Electroencefalograma (E-

EEG) se obtiene cuando se han utilizado electrodos quirúrgicos de aplicación profunda (Guerrero Martínez, 2011).

### 1.7.2 Sistemas de posicionamiento 10-20

El sistema internacional 10-20 permite estandarizar la colocación de los electrodos superficiales utilizando referencias craneanas, permite unificar internacionalmente la terminología y colocación de los electrodos en el cráneo lo que facilita el procesamiento de la señal (Martínez & Guardiola, 2006).

Consiste en recoger mediante electrodos, la actividad eléctrica de la corteza cerebral; se denomina 10-20 porque los electrodos están espaciados entre el 10% y el 20% de la distancia total entre puntos reconocibles del cráneo (Navarro, 2012).

Estos puntos clave, a partir de los cuales se realizan las medidas, son:

- **Nasión:** punto de intersección entre la frente y la nariz.
- **Inión:** proyección más prominente del hueso occipital en la parte posteroinferior del cráneo.
- **Punto Preauricular:** delante del pabellón de la oreja (Navarro, 2012).

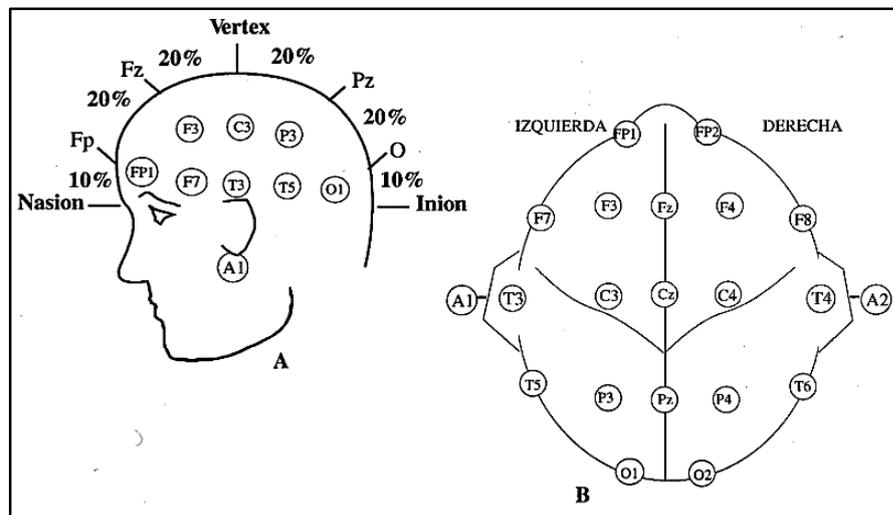


Figura 1.5: Posición de los Electrodos para Sistema 10-20. A. Vista de Perfil. B. Vista Superior.

Fuente: (Navarro, 2012)

El sistema 10-20 uso un gorro especialmente diseñado para la colocación de los electrodos; estos se unen en un conector y éste, a su vez, conecta con el cabezal del EEG (lugar donde se recoge la actividad eléctrica de cada electrodo). La señal es enviada al sistema de amplificadores del aparato central del EEG para su transcripción (Talamillo García, 2011).

La amplitud, fase y frecuencia del EEG dependen de la ubicación de cada electrodo. Como regla general, existe una nomenclatura de los electrodos, que obedece a la región cerebral sobre la que yacen y una numeración que va de menor a mayor, empezando desde áreas anteriores hacia posteriores y, correspondiendo los números impares al lado izquierdo y los pares al derecho (Talamillo García, 2011).

Tabla 1.1: Nomenclatura de Electrodo para el Sistema 10-20.

Área Cerebral	Hemisferio Izquierdo	Línea Media	Hemisferio Derecho
<b>Frontopolar</b>	FP1		FP2
<b>Frontal</b>	F3	Fz	F2
<b>Fronto Temporal</b>	F7, C3	Cz	F8, C4
<b>Temporal Medio y Parietal</b>	T3, P3	Pz	T4, P4
<b>Temporal Posterior y Occipital</b>	T5, O1		T6, O2
<b>Preauriculares</b>	A1		A2

Fuente: (Talamillo García, 2011)

### 1.7.3 Registro de Señales en el EEG

Una vez que se han situado los electrodos según el sistema internacional diez-veinte, es importante saber la diferencia entre derivación, y registro.

- **Derivación:** los dos electrodos que se conectan a cada canal de amplificación.
- **Registro o Montaje:** conjunto de derivaciones. Se utilizan 2 tipos de montajes: bipolares y monopares o referenciales (Talamillo García, 2011).

Cada electrodo es un punto de registro. Sin embargo, para poder realizar este registro es preciso disponer de dos terminales (derivación). Por esto habrá que seleccionar cuáles de los electrodos deben ser la fuente de señal registrada en el electroencefalógrafo, dependiendo del número de canales disponibles y del propósito

específico del registro a realizar. En este aspecto, la primera decisión que se deberá tomar será el seleccionar entre registros monopares y registros bipolares (Beltramone, 2013).

### Registros Monopares

En los registros monopares o referenciales (figura 1.6) se toma la señal de cada uno de los electrodos independientemente de la de los demás. En esta situación el electrodo de registro se llama electrodo activo y el segundo cable de entrada al equipo se toma de un electrodo llamado de referencia. El electrodo de referencia debe estar situado a potencial cero, por esto se emplean referencias aproximadas como son el uso de electrodos en el lóbulo de la oreja o en el mentón (Martínez & Guardiola, 2006).

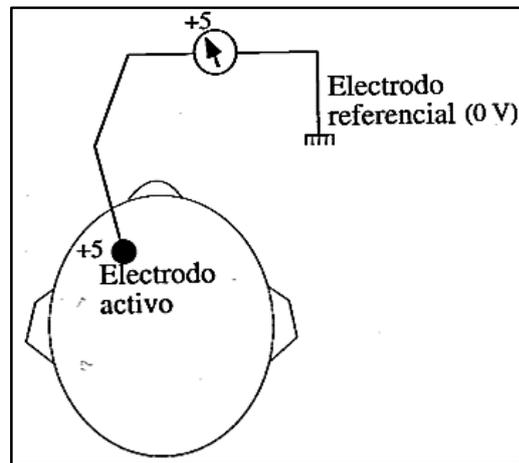


Figura 1.6: Esquema para Montaje Unipolar.

Fuente: (Navarro, 2012)

### Registros Bipolares

En los registros bipolares, en el canal de amplificación, se toman parejas de electrodos activos, dos a dos, estos registran actividad cerebral y la diferencia de tensión entre los dos puntos (Talamillo García, 2011).

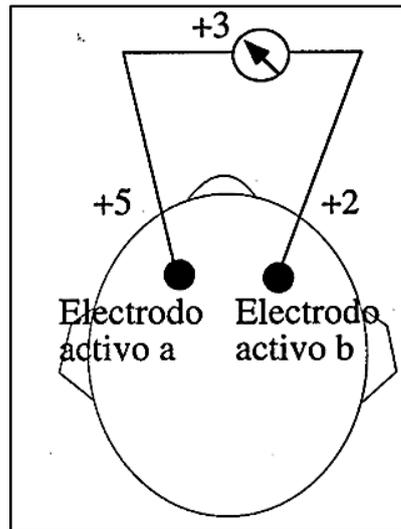


Figura 1.7: Esquema para Montaje Bipolar.

Fuente: (Navarro, 2012)

Se recomienda seguir las siguientes directrices en el diseño de montajes para registro del EEG:

- ✓ Registrar como mínimo 8 canales.
- ✓ Utilizar el sistema diez-veinte para colocación de electrodos.
- ✓ Cada sesión rutinaria de registro EEG debe incluir como mínimo un montaje de los tres tipos principales: monopolar o referencial, longitudinal bipolar y transversal bipolar (Talamillo García, 2011).

### 1.8 Características de las Señales EEG

Como ya se mencionó, las amplitudes de voltajes de la señal de EEG se encuentran entre  $1\mu\text{V}$  y  $100\mu\text{V}$  pico a pico en un rango de frecuencias de 0.5 Hz a 100 Hz en la superficie craneal. En la superficie del cerebro, las señales son diez veces más intensas. Incluso, las señales del tallo cerebral medidas en la superficie craneal no son mayores a  $0.25\mu\text{V}$  pico a pico a frecuencias de entre 100 Hz a 3000 Hz.

Los electroencefalógrafos registran señales provenientes de los 20 electrodos craneales (sistema 10-20) mediante conexiones manuales o interruptores controlados. La International Federation of EEG recomienda registrar secuencias que van desde la frontal a la posterior de derecha a izquierda.

El control de ganancia asegura amplificaciones de 1X, 4X, 20X, 250X e incluso 500X, la sensibilidad es especificada en  $\mu\text{V}/\text{cm}$ . El filtrado se arregla para baja frecuencia

con valores usuales de corte de 0.16 Hz, 0.53 Hz, 1 Hz, y 5.3 Hz y alta frecuencia para 15 Hz, 35 Hz, 50 Hz y 100 Hz. Un filtro de muesca de -60 dB es fijado a 50 Hz – 60 Hz para eliminar la interferencia de la red de alimentación. Las calibraciones se realizan entre 5 y 1000  $\mu$ V pico a pico (Klem, Lüders, Jasper, & Elger, 2010).

### **1.8.1 Artefactos que afectan la señal EEG**

La señal registrada en el EEG es compleja, ya que contiene la suma de la actividad de diferentes poblaciones neuronales de distintas áreas cerebrales y también puede recoger actividad eléctrica de origen extracerebral (artefactos). Existen 2 tipos de artefactos: externos e internos.

#### **Artefactos Externos**

Son los derivados de la máquina de EEG, del instrumental, o del medio ambiente (Díaz, 2008). Estos pueden ser:

- Técnica inadecuada en la colocación de electrodos y montajes.
- Alteración de los parámetros de calibración.
- Corriente alterna.
- Los electrodos (deslizamiento, suciedad, sudor, exceso o déficit de pasta conductora, balanceo de los cables, posición inadecuada...).
- Electricidad estática (fuga de corriente, inducción electromagnética, inducción estática).
- Elementos eléctricos externos (sistemas de goteo, bombas de perfusión, respiradores mecánicos, RX) (Navarro, 2012).

#### **Artefactos internos**

Son los derivados del propio paciente. Los más significativos son:

- Electrocardiograma o marcapasos: señal intermitente y sincrónica del complejo QRS del EKG sobre impuesto en la señal del EEG.
- Pulso: la oscilación del pulso genera un impulso rítmico de vaivén en la línea de base del EEG.
- Respiración: oscilaciones lentas y rítmicas en la línea de base.
- Electromiograma o artefacto muscular (tics, mioclonías, temblores, deglución)

- Contracción músculos craneofaciales, sobre electrodos frontotemporales o parietales y en pacientes inquietos o con rigideces, que originan descargas irregulares de amplitud y frecuencia elevada.
- Movimientos oculares: el parpadeo repetitivo da lugar a un movimiento en áreas anteriores, que simula una actividad Theta, Delta.
- Sudor: al igual que la grasa, producen un balanceo dando lugar a una inestabilidad de la línea de base.
- Movimientos del paciente: en pacientes inquietos o confusos, que originan cambios en la línea de base, haciendo muy difícil la interpretación del registro (Navarro, 2012).

Para eliminar las interferencias producidas por artefactos es necesario un procesamiento de las señales; en la figura 1.8 se muestra el diagrama de bloques en el cual se ha simplificado las etapas de procesamiento de las señales EEG que se cumplen en el Electroencefalógrafo (Guerrero Martínez, 2011).

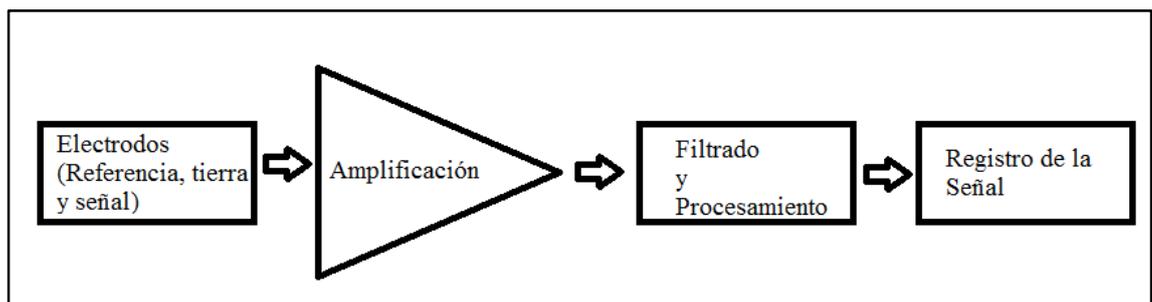


Figura 1.8: Etapas de Procesamiento de las Señales EEG.

### 1.8.2 Electroodos

Deben colocarse de acuerdo al sistema internacional 10-20. Para señales EEG los electrodos activos viene integrados en un cable, estos tienen amplificadores en el sitio de medida que mejoran la calidad de los registros y son localizados dentro del cable. Tienen una ganancia de 100dB. Son de bajo ruido (0.15uV), alto rechazo al modo común (115dB a 50Hz), alta impedancia (1014ohm) y con filtro pasa banda de 10kHz (Malmivuo & Plonsey, 2007).

### **1.8.3 Amplificación**

Esta etapa cumple la función de eliminar el ruido e interferencia por artefactos internos y externos, se utilizan técnicas como: puesta a tierra y apantallamiento (Beltramone, 2013). Las señales adquiridas son tan pequeñas por lo que requieren preamplificadores de entrada diferencial con alta ganancia y con rechazo interno o externo del ruido, esto con el fin de disminuir la interferencia diferencial debida a la red y evitar la distorsión del biopotencial (Sanei & Chambers, 2013).

Los amplificadores que cumplen estos requisitos son los amplificadores de instrumentación, estos amplificadores deben ser capaces de trabajar con señales muy pequeñas como lo son las bioseñales; comercialmente se encuentran los integrados: INA114, AD620, INA126, INA128, ADS1299, que por sus características técnicas son utilizados en la instrumentación médica para electrocardiografía (ECG), electromiografía (EMG) y electroencefalografía (EEG) (Navarro, 2012).

### **1.8.4 Filtrado y Procesamiento**

Esta etapa trata de separar y dejar pasar las señales presentes en ciertas bandas de frecuencia y bloquear las señales de otras bandas que no sean deseables. Los electroencefalógrafos se diseñan dentro de las frecuencias, comprendidas entre los 0.1 y los 50 Hz; por lo tanto, para el modelo clínico, la frecuencia superior deberá estar limitada mediante un filtro pasa bajo, con una frecuencia de corte en los 50 Hz, sin embargo, el diseño de los equipos usa una frecuencia de corte de 120 Hz para permitir a los neurólogos el estudio de la banda Gamma (Drake Moyano, 2005).

El análisis tiempo-frecuencia de una señal permite identificar de manera simultánea la distribución espectral de la energía y su evolución en el tiempo. Las señales EEG presentan características que se evidencian con claridad en el dominio de la frecuencia; al utilizar la Transformada de Fourier (TF), se determina el contenido frecuencial de la señal. Esta técnica es suficiente si se desea procesar señales con parámetros estadísticos constantes en el tiempo, ya que presenta buena localización en frecuencia, sin embargo, la información que provee la TF no está localizada en el tiempo. Por ende, las señales EEG, no quedan descritas completamente mediante la técnica de la TF, por lo que se necesita de técnicas de filtrado digital para su procesamiento, como por ejemplo: filtros FIR, IIR, técnicas de muestreo, entre otras (Beltramone, 2013).

## 1.9 Sistemas BCI

En 1973, Vidal define que el sistema BCI (Brain-Computer Interface, por sus siglas en inglés) se orienta a utilizar tanto el EEG (Electroencefalograma) espontáneo y específico para evocar respuestas provocadas por la estimulación que depende del tiempo en diversas condiciones con el fin de controlar un aparato externo (Sandoval & Cabestany, 2011). Para el 2002, los científicos Wolpaw, Birbaumer, McFarland, Pfurtscheller y Vaughan, definen que una interfaz directa cerebro-ordenador es un dispositivo que proporciona al cerebro una nueva comunicación de control de tipo no muscular (Gordo, 2009).

Actualmente se conocen como sistemas de interfaz cerebro-computadora o BCI a los sistemas que capturan las manifestaciones eléctricas, magnéticas o de otro tipo de la actividad cerebral, descifrando la intención del usuario de moverse o comunicarse a través del análisis de señales eléctricas cerebrales, posteriormente estas señales serán convertidas en comandos para operar algún dispositivo por medio de un procesamiento digital efectuado en tiempo real (Gutiérrez, 2013).

### 1.9.1 Estructura Sistema BCI

Un sistema BCI está estructurado básicamente por 3 etapas que son: adquisición, procesamiento de las señales EEG y salida (Navarro, 2012). (Figura 1.9)

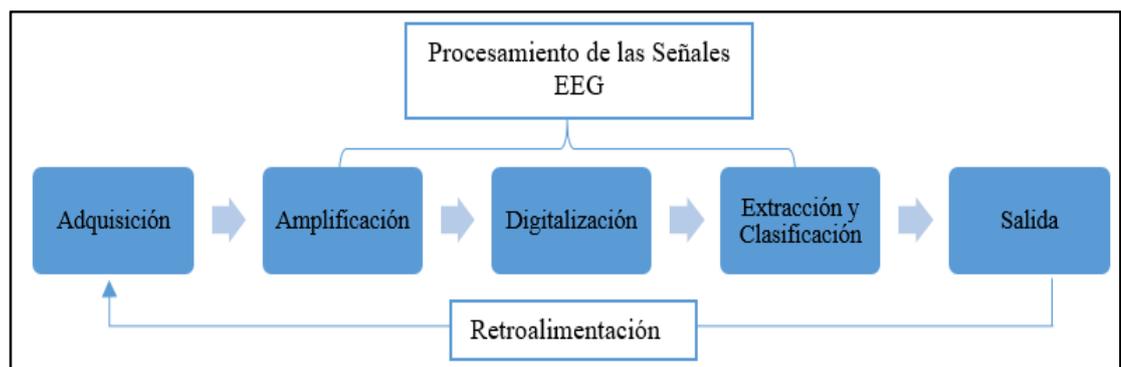


Figura 1.9: Estructura de un Sistema BCI

La etapa de adquisición representa la obtención de los potenciales bioeléctricos que se generan en el cerebro y que pueden ser detectados a través de electrodos aplicados en el cuero cabelludo.

En el procesamiento se encuentra una etapa de pre procesamiento que consiste en un filtrado, amplificación, digitalización, extracción de características y clasificación de las señales, esta etapa es la más importante ya que se la realiza con el objetivo de eliminar posibles artefactos que contaminan la señal EEG.

Por último, se encuentra la etapa de salida, donde las señales son transformadas para generar comandos de control. También es necesaria una retroalimentación para indicar el rendimiento del individuo (Pinillos, 2010).

### **1.9.2 Tipos de Señales para Sistemas BCI**

Los sistemas BCI pueden clasificarse en dos grupos de acuerdo a las señales neuronales que utilizan. En el primer grupo se encuentran los que utilizan potenciales evocados visuales y se denominan BCI dependientes, esto es, porque dependen del control muscular de la dirección de la vista. El otro grupo, que utilizan potenciales corticales lentos, potencial P300, ritmos Beta,  $\mu$  y potenciales de acción neuronal, son nombrados BCI independientes (Gutiérrez, 2013).

#### **BCI Dependientes**

Los BCI dependientes, como el potencial evocado visual (PEV), son potenciales registrados sobre la corteza visual, derivados de una respuesta cerebral a un estímulo visual (Wang, 2006).

Los más utilizados en sistemas BCI son los potenciales evocados de estado estable (SSVEP), cuya finalidad es conocer la dirección del ojo y no requieren entrenamiento previo. Para ello, se muestran en una pantalla varios botones o letras que parpadean a diferentes frecuencias, superiores a 4 Hz, de forma que el usuario debe mantener fija la mirada en uno de ellos para seleccionar el botón deseado. De esta forma se produce un SSVEP en la corteza visual, que consiste en una componente periódica de la misma frecuencia a la que parpadea el botón y una serie de armónicos secundarios (Friman, Volosyak, & Graser, 2007).

#### **BCI Independientes**

Los potenciales relacionados a eventos (ERPS) son patrones espacio-temporales de la actividad cerebral, los cuales ocurren sincronizados a un evento, por ejemplo, después de la presentación de un estímulo, o antes de la ejecución de un movimiento. El ERPS más utilizado es el P300, el cual es una deflexión positiva en el EEG, que aparece 300

m/s después de la presentación de un estímulo sorpresivo (Sutton, Braren , & Zubin, 2010). Este principio fue explorado por Farwell y Donchin en un BCI que permite escribir palabras por medio de selecciones secuenciales de símbolos colocados en una matriz (Gordo, 2009).

Los ritmos sensoriales motores, representan la actividad cerebral oscilatoria que ocurre en varias regiones del cerebro de acuerdo con el estado de los sujetos. Esta actividad oscilatoria en el EEG se clasifica en diferentes bandas de frecuencia conocidas como Delta (1-4 Hz), Theta (4-8 Hz), Alfa y Mu (8-13 Hz), Beta (14-30 Hz) y Gamma (30-40 Hz) (Hughes, 2008). Por ejemplo, el ritmo mu presenta un interés especial dado que la amplitud de las oscilaciones disminuye cuando se realiza o se imagina un movimiento.

En el Instituto de Innovación y Tecnología de Austria, se realizó un estudio con un paciente con debilidad motora severa con el objetivo de conocer si el paciente podía aprender a controlar su actividad cerebral. El estudio mostró que la imaginación de movimientos genera distintos patrones de EEG oscilatorios en el ritmo mu y en el ritmo Beta central en pacientes con el cuerpo paralizado, no sólo en pacientes sanos (Neuper, Müller, Kübler, & Birbaumer, 2003). En la Academia Nacional de Ciencias de Estados Unidos, se utilizó un ritmo sensorial-motor para lograr el control rápido de un cursor en dos dimensiones (Wolpaw & McFarland, 2004).

Los potenciales corticales lentos (SCPs), son corrimientos lentos de voltaje que se registran en el EEG en un rango de frecuencias de 1-2 Hz. Con entrenamiento adecuado, el sujeto puede aprender a controlar voluntariamente sus SCP. La producción de SCP ha sido estudiada para mostrar que los pacientes con esclerosis lateral amiotrofia pueden utilizar un BCI para controlar un dispositivo al seleccionar letras de una pantalla y comunicarse así con su entorno (Wolpaw & Birbaumer, 2002).

### **1.10 Equipos para sistemas BCI**

A continuación, se mencionarán algunos equipos que cumplen con los requisitos de un sistema BCI y que han sido utilizados en diversas aplicaciones por las características que presentan.

### 1.10.1 MindBall®

MindBall® es un producto de la compañía británica Interactive Productline AB, inicialmente fue fabricado como un juego en donde dos jugadores controlan una bola con sus ondas cerebrales, el ganador es el jugador que esté más relajado. Las ondas cerebrales son detectadas por los sensores (electrodos) que a su vez están conectados a un sistema biosensor que registra la actividad eléctrica en el cerebro. Las ondas EEG que aumentan la posibilidad de ganar son las relacionadas con la relajación y concentración como lo son las ondas Alfa y Theta. Las ondas se muestran en un monitor con el fin de observar la actividad cerebral de ambos jugadores durante el juego (MindBall, 2017).



Figura 1.10: Mesa de Juego del MindBall®.

Fuente: (MindBall, 2017)

### 1.10.2 MUSE™

La compañía InteraXon junto a su grupo de desarrolladores de Canadá desde 2014 ofrece MUSE™, este producto es un dispositivo de detección de ondas cerebrales, tiene forma de banda elástica para colocarse alrededor de la cabeza, ha sido diseñado con el fin de que las personas puedan llegar a sus puntos máximos de meditación.

Este dispositivo interactúa con dispositivos móviles a través de conexión Bluetooth® y la actividad cerebral es detectada a través de una serie de sensores EEG, el nivel de actividad se retroalimenta al usuario por medio de auriculares. El fin de este producto

es ayudar a las personas con trastornos emocionales producidos por estrés, depresión, enfermedades crónicas entre otras (ChooseMuse, 2016).

MUSE™ ha sido utilizado en la clínica Mayo de Estados Unidos para ayudar en el tratamiento psicológico de pacientes con cáncer de mamá después de la cirugía (MedTech, 2015).

En la Universidad de Victoria y en la Universidad de Nueva York, los investigadores están utilizando el dispositivo para realizar investigación pedagógica de neurociencia mediante la investigación de que si los resultados educativos pueden ser mejorados mediante una mejor comprensión de la actividad cerebral de los estudiantes (Moffat, 2015).



Figura 1.11: MUSE™.

Fuente: (ChooseMuse, 2016)

### 1.10.3 EMOTIV Epoc

EMOTIV Systems es una compañía australiana que desarrolla tecnologías para evolucionar la interacción de la computadora humana incorporando señales no conscientes en el diálogo humano-ordenador para emular la interacción humano-humano.

Desarrollando interfaces cerebro-computadoras basadas en EEG, EMOTIV Systems produjo el Epoc+, tiene 16 electrodos y fue diseñado originalmente para funcionar como un dispositivo de entrada de interfaz cerebro-computadora (BCI).

El EMOTIV EPOC es el pionero en EEG móviles simples de usar, de alta calidad, reconocidos y validados por la comunidad científica, ofrece acceso a avanzadas tecnologías de monitoreo cerebral y evaluación cognitiva (EMOTIV, 2017). La compañía ofrece dispositivos de 5 y 14 canales.



Figura 1.12: EMOTIV Epoc+ de 14 canales.

Fuente: (EMOTIV, 2017)

#### **1.10.4 NeuroSky®**

NeuroSky® es una compañía de manufactura de productos con tecnología BCI fundada en 2004 en California. NeuroSky® ha lanzado al mercado los productos MindSet y MindWave, diseñados para dar mayor flexibilidad de uso ya que son de código abierto, lo que permite el desarrollo de nuevas aplicaciones (Hernández, 2014). MindSet ha sido utilizado en estudios para medir niveles de atención y meditación, y se demostró que este dispositivo mide el cambio de emociones en tiempo real con un mínimo de distorsión, por lo que puede ser utilizado en el desarrollo de sistemas BCI (Crowley, Sliney, Pitt, & Murphy, 2010).



Figura 1.13: MindWave de NeuroSky®.

Fuente: (NeuroSky, 2015)

### 1.10.5 OpenBCI™

OpenBCI™ es una plataforma de código abierto para EEG programable, de bajo costo y compatible con Arduino®, que permite a cualquiera con una computadora acceder a sus ondas cerebrales. El módulo OpenBCI 32 bits de 8 canales, es un dispositivo capaz de tomar muestras de la actividad cerebral (EEG), actividad muscular (EMG), y actividad cardiaca (ECG) para su análisis, el equipo consta de un módulo RFduino con tecnología Bluetooth® Low Energy (BLE) para una comunicación inalámbrica, esencialmente la placa consta de un microcontrolador PIC32 para el tratamiento de las señales adquiridas, además tiene la capacidad de incorporar una tarjeta microSD para almacenar los datos adquiridos (OpenBCI, 2017).

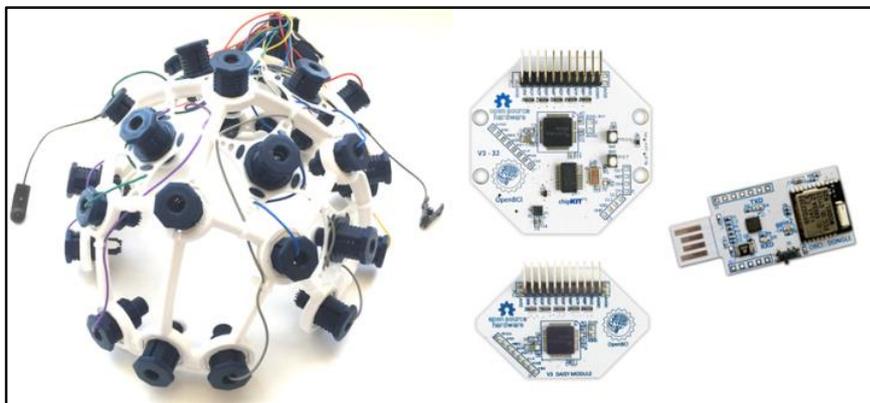


Figura 1.14: Elementos del equipo OpenBCI.

Fuente: (OpenBCI, 2017)

### 1.11 Conclusiones del capítulo

- ✓ Las bioseñales son medidas de voltaje en amplitud producidas por el cuerpo humano y sus funciones fisiológicas. Las bioseñales neurológicas son derivadas de los procesos del encéfalo como son: sinapsis de las neuronas, electrogénesis cerebral y cortical.
- ✓ Existen 5 tipos de ondas cerebrales que pueden ser captadas en un EEG, están son: Alfa (8-13Hz, 20-60uV), Beta (13-25Hz, 5-10uV), Theta (4-8Hz, 40uV), Delta (0.5-4Hz, 50uV) y Gamma (25-100Hz, 2mV).
- ✓ La amplitud, fase y frecuencia del EEG dependen de la ubicación de cada electrodo; y el sistema internacional de posicionamiento 10-20 permite estandarizar la colocación de los electrodos lo que facilita la captación y posterior procesamiento de las señales cerebrales.
- ✓ Los artefactos son toda actividad eléctrica de origen extracerebral que pueden afectar a la señal, los más importantes a tomar en cuenta para eliminarse son: movimiento del paciente, deslizamiento de los electrodos o mala colocación, corriente alterna, movimientos oculares, pulso y respiración.
- ✓ El sistema BCI es todo aquel que captura la actividad cerebral; la procesa, analiza y utiliza en comandos para operar algún dispositivo. Los BCI dependientes utilizan potenciales derivados de un estímulo visual, mientras que los independientes hacen uso de los potenciales de patrones espacio-tiempo de la actividad cerebral.

## CAPITULO II

### DESCRIPCIÓN Y DESARROLLO DEL SISTEMA

#### 2.1 Introducción

Una vez revisada la bibliografía acerca de la electroencefalografía y los sistemas BCI, en este capítulo se describen las características del hardware y software del equipo con el cual se trabajará, con el fin de tener una visión general de todo lo que ofrece el dispositivo con el cual se implementará el sistema BCI.

Dadas las condiciones que se deben tener presente para el procesamiento de las señales EEG, se analizan las características técnicas con las que cumple la tarjeta de adquisición OpenBCI y además se muestra un compendio de los tipos de filtros que pueden usarse para el procesamiento de las bioseñales neurológicas.

#### 2.2 Características de la tarjeta OpenBCI

Debido a que se necesita obtener la mayor cantidad de información que sea posible a través de las señales EEG, se utilizará una tarjeta de adquisición de datos, llamada OpenBCI. Esta plataforma proporciona a cualquier persona con una computadora, las herramientas necesarias para probar la actividad bioeléctrica de su cuerpo. Los sistemas bio-sensibles versátiles y asequibles pueden usarse para muestrear la actividad eléctrica del cerebro (EEG), la actividad muscular (EMG) y la frecuencia cardíaca (ECG) (OpenBCI, 2017).

El hardware de adquisición se refiere al conjunto de elementos tangibles o periféricos del sistema cerebro computadora; la plataforma OpenBCI posee elementos que permiten la adquisición de las bioseñales para su posterior análisis y procesamiento (OpenBCI, 2017).

- **Canales Biopotenciales:** la tarjeta OpenBCI permite la entrada de 8 canales para adquirir las señales producidas por el cerebro (EEG), músculos (EMG) y corazón (ECG). Además, posee un modo de tierra común, lo que reduce ruidos eléctricos producidos por la alimentación de la red eléctrica, lo que permite conectar hasta

8 electrodos a un amplificador de alta calidad para conseguir un resultado profesional.

- **Soporte para Tarjetas SD:** este soporte permite el uso de tarjetas microSD, lo que aumenta la velocidad de transferencia de datos y el almacenamiento de información.
- **Módulo de Comunicación Inalámbrica:** este módulo consta de una antena RF Digital con tecnología Bluetooth® de bajo consumo, USB de alta velocidad, todo esto compatible con lenguaje Arduino®.
- **Microprocesador:** la tarjeta posee un microprocesador con 5 entradas/salidas de propósito general (GPIO), pertenece a la familia PIC32 de la Micropchip®. El ATmega328P permite tener mayor rendimiento, robustez, eficiencia y memoria.
- **Interfaz Analógica:** consta de amplificadores y procesadores con canales de 24 bit de alta resolución, con un ancho de banda que llega hasta los 16kHz. El integrado ADS1299 ha sido fabricado especialmente para ser utilizado en aplicaciones de instrumentación médica (OpenBCI, 2017).

A continuación, se presenta un resumen de las características que posee la tarjeta OpenBCI:

Tabla 2.1: Especificaciones del dispositivo OpenBCI.

<b>Número de Canales</b>	8 canales, de alta ganancia y bajo ruido
<b>Electrodos</b>	Compatible con electrodos activos y pasivos
<b>Conversor ADC</b>	ADS1299 de Texas Instruments
<b>Comunicación Inalámbrica</b>	RFduino y Bluetooth® de bajo consumo
<b>Resolución</b>	24 bits por canal
<b>Ganancia</b>	Programable: 1,2,4,6,8,12 y 24
<b>Almacenamiento</b>	MicroSD
<b>Entradas/Salidas</b>	5 de las cuales 3 pueden ser analógicas

Fuente: (OpenBCI, 2017)

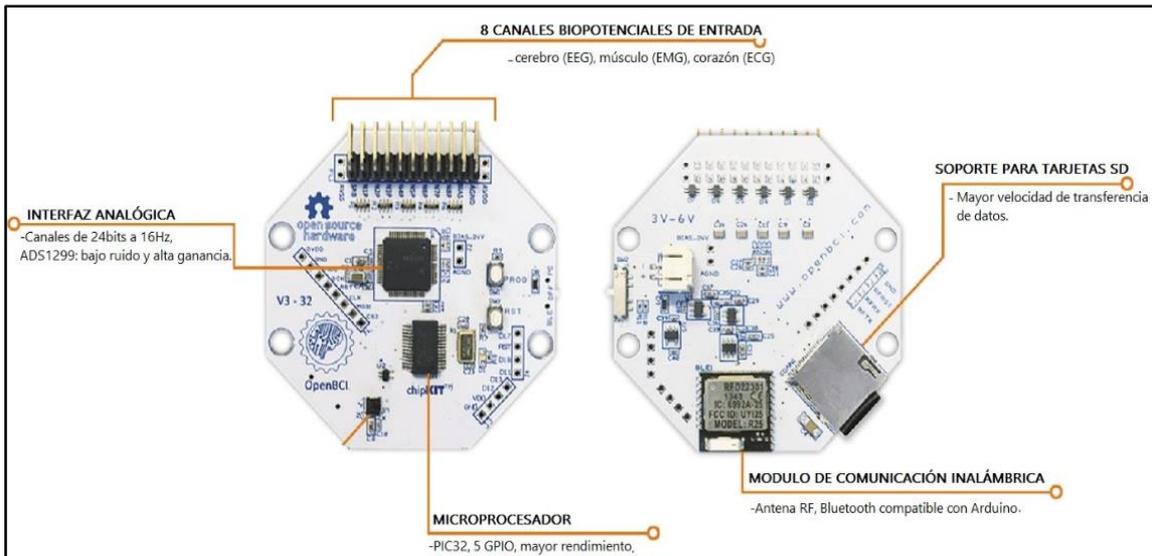


Figura 2.1: Hardware de la Plataforma OpenBCI.

Fuente: (OpenBCI, 2017)

### 2.3 Adquisición de las bioseñales

La primera etapa del sistema BCI es la adquisición de las señales del cerebro, este es el punto de partida de todo el proceso, la manera de obtener información acerca del entorno y transferirla a algún aparato electrónico se lleva a cabo mediante un transductor. Un transductor es un dispositivo capaz de transformar una medida física en una medida eléctrica (figura 2.2). En el campo de la bioelectricidad los transductores utilizados son llamados electrodos; los electrodos hacen una transferencia iónica del tejido vivo del cuerpo hacia un dispositivo electrónico, el cual se encarga de procesarla para posteriormente obtener información útil de la medición (Muñoz Morgado, 2015).

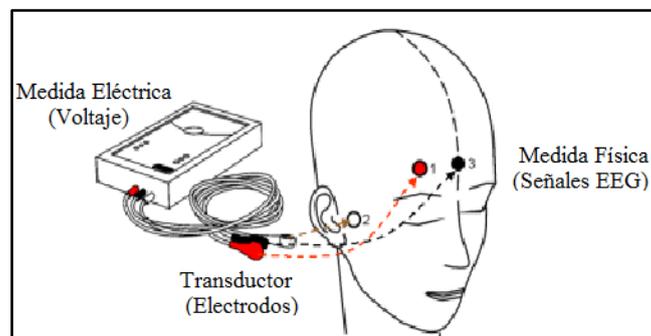


Figura 2.2: Transductor para señales EEG.

### 2.3.1 Electrodo

Los electrodos a usarse para OpenBCI serán los de tipo superficial, estos pueden ser activos o pasivos. Los electrodos activos son aquellos que necesitan de una fuente externa de alimentación para realizar la medición; los pasivos, a diferencia de los activos, producen su propia energía o utilizan la del elemento que está siendo medido (Guerrero Martínez, 2011).

#### Electrodos de Oro

Dentro de los pasivos se utilizan principalmente los electrodos de oro de alta pureza (Au), plata clorada (AgCl) y materiales de electrodo de Ag/AgCl sinterizado. Los electrodos de oro son muy robustos, de fácil mantenimiento y proporcionan una muy buena calidad de la señal a frecuencias superiores a 0,1 Hz, pero no son aptos para registros de corriente directa (DC) (Mújica, 2013).



Figura 2.3: Electrodo de oro para OpenBCI.

Fuente: (OpenBCI, 2017)

Especificaciones de los electrodos OpenBCI:

- Alambre trenzado de calibre 26.
- 1 metro de cable con código de colores.
- Terminación de cabecera hembra por cable.
- Aislamiento = PVC clasificado a 80°C.
- Medidas = 1,45 mm / 0,057 ".

### Electrodos de Plata Clorada

Los electrodos de plata clorada (AgCl) proporcionan señales excelentes, baja polarización y se pueden utilizar para registros de corriente continua si se desea. No se utilizan otros materiales como el estaño o acero inoxidable, ya que estos materiales pueden causar baja calidad de la señal en cuanto a la corriente, polarización y el ruido (Mújica, 2013).



Figura 2.4: Electrodos de plata clorada.

Fuente: (BIOPAC Systems Inc, 2017)

#### 2.3.2 Casco Ultracortex “Mark IV” EEG OpenBCI

El sistema OpenBCI ofrece un casco especial para la colocación de electrodos llamado Ultracortex “Mark IV” EEG (figura 2.5). Este casco es de código abierto, imprimible en 3D, destinado a trabajar con cualquier tarjeta OpenBCI disponible. Es capaz de muestrear hasta 16 canales de EEG de hasta 35 diferentes posiciones aplicando el sistema internacional 10-20 (OpenBCI, 2017).

El revolucionario casco de OpenBCI utiliza sensores secos EEG (figura 2.4) y tarda menos de 30 segundos en colocarse y ponerse en funcionamiento (OpenBCI, 2017). Este diseño versátil hace fácil la tarea de colocación de electrodos y elimina la presencia de artefactos que puedan presentarse por corrimiento de electrodos, como se puede presentar al usar los electrodos de oro (figura 2.3).

La página web de OpenBCI permite obtener el casco listo para usarse, o en su defecto ofrece el envío de piezas para ser armado por uno mismo, adicional en la página puede encontrarse los diseños de todas las piezas para la elaboración del casco desde cero (OpenBCI, 2017).

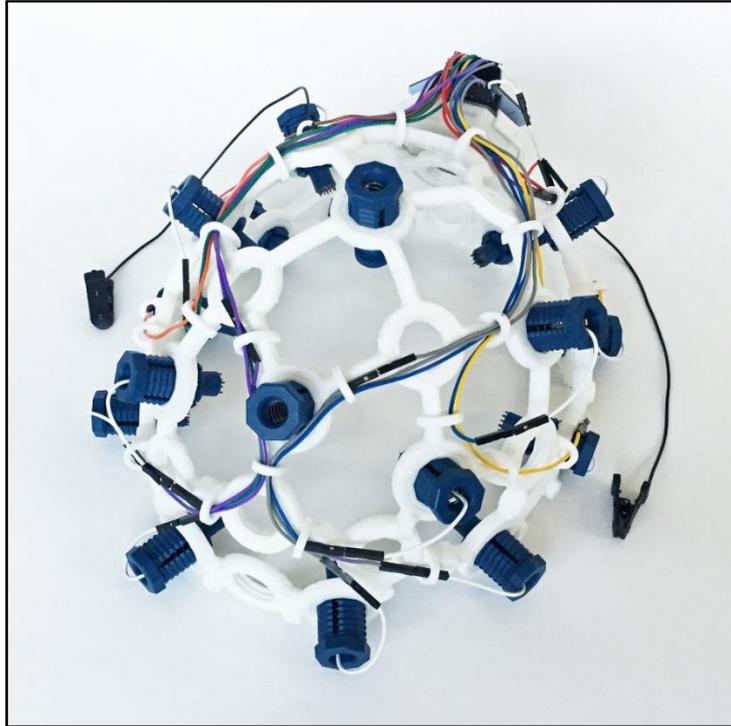


Figura 2.5: Ultracortex “Mark IV” EEG.

Fuente: (OpenBCI, 2017)

## 2.4 Amplificación de las bioseñales

Luego de la captación de las señales EEG, se encuentra la etapa de preamplificación de las bioseñales, en esta etapa interviene el amplificador instrumental; este será el encargado de la amplificación de los potenciales del cerebro siendo la etapa más crítica debido a que hasta las señales más pequeñas son después amplificadas, aunque sean ruidos y no potenciales cerebrales genuinos por lo que hay que empezar a considerar el uso de filtros para liberar a la señal verdadera de señales de ruido (Mújica, 2013).

Ante las exigencias de medida que imponen los sensores, estos circuitos deben cumplir unos requisitos generales:

- ✓ Ganancia seleccionable, estable y lineal.
- ✓ Entrada diferencial con alto factor de rechazo común.
- ✓ Impedancia de entrada alta e impedancia de salida baja.
- ✓ Ancho de banda ajustable para el diseño.
- ✓ Un factor de ruido muy próximo a la unidad, esto es, que no incremente el ruido (Sanei & Chambers, 2013).

## Amplificador Instrumental ADS1299

La tarjeta OpenBCI posee un módulo de interfaz analógica constituido por el ADS1299, este chip es un amplificador instrumental que permite convertir la tensión de salida de los electrodos, que suele ser de pequeña amplitud y con impedancia alta, lo que favorece la presencia de ruido superpuesto, en una magnitud utilizable, adaptando impedancias, amplificando la señal útil (señal diferencial) y mejorando la relación señal-ruido (OpenBCI, 2017).

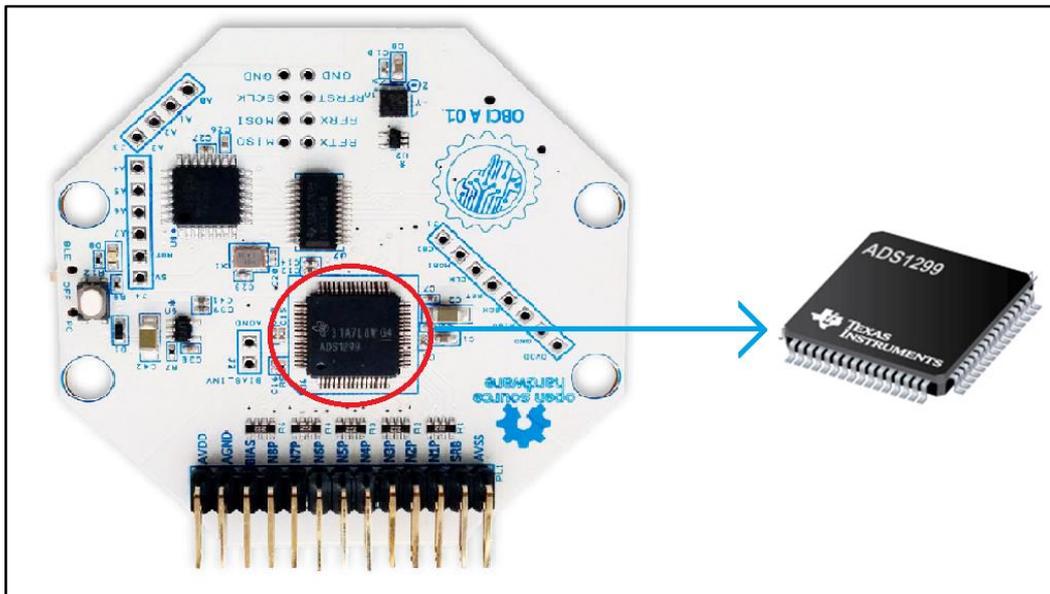


Figura 2.6: Amplificador Instrumental ADS1299 de OpenBCI.

Fuente: (OpenBCI, 2017)

El ADS1299 es el convertor de señales EEG de menor ruido de la industria, que permite el monitoreo no invasivo de las ondas cerebrales. Fue diseñado para fabricantes de equipos de medición biopotenciales extra-craneales que quieren reducir el espacio de la tarjeta, el tiempo de diseño y el coste, mejorando al mismo tiempo el rendimiento. Puede usarse en equipos de EEG para monitorear potenciales evocados y potenciales relacionados con eventos para diagnosticar lesiones cerebrales, derrames cerebrales y trastornos del sueño. El ADS1299 también puede utilizarse en equipos de diagnóstico médico de alto rendimiento y electrocardiograma (ECG) para investigaciones (Lovelace, Witt, & Beyette, 2013).

## **2.5 Filtrado y Procesamiento de las bioseñales**

Con la etapa de amplificación las señales se logra aumentar la amplitud de las ondas cerebrales y la eliminación parcial de algunos artefactos externos e internos que pueden presentarse durante el proceso de la adquisición de las señales EEG. Por ende, es necesario tener una etapa final de filtrado en donde se elimine las interferencias que aún existan y que impidan un correcto análisis de las señales, en esta etapa se suelen usar técnicas de filtrado analógico y digital.

El ancho de banda del EEG va de DC-100 Hz, con el mayor porcentaje de potencia entre 0.5 y 60 Hz. Las amplitudes sobre el cráneo oscilan entre 2 y 100  $\mu$ V. Los registros del EEG muestran señales irregulares que no presentan en general patrones definidos. No obstante, su espectro varía considerablemente con los estados físicos y el comportamiento, por lo que el estudio en el dominio de la frecuencia ha sido el más usado en diagnóstico neurológico (Guerrero Martínez, 2011).

De manera general, a las bioseñales neurológicas adquiridas se les aplica algoritmos de la Transformada de Fourier (TF) con el fin de obtener la señal en el dominio de la frecuencia donde será más fácil analizar y encontrar información útil de las señales del cerebro (Iglesias López, 2016). Por software se pueden emplear otras técnicas de filtrado y procesamiento con el fin de obtener una señal de alta calidad; a continuación, se presentan los que pueden usarse para el análisis de señales EEG.

### **2.5.1 Ventanas**

Al tener una secuencia de muestras a procesar digitalmente, demasiado grande, tal procesamiento puede sobrepasar las capacidades del equipo de cómputo disponible. Así entonces se toman pequeños espacios muestrales y a cada uno se le aplica el mismo procesamiento, esta operación es conocida como ventana (Cáceres, 2010).

Cuando las señales tienen número de periodos no enteros o cuando las señales no son periódicas, como es el caso de las bioseñales del cerebro, el principio de la muestra y el final no son el mismo, estas discontinuidades periódicas producen un espectro con muchos armónicos, al utilizar una ventana se atenúa la amplitud en las discontinuidades de la muestra reduciendo los efectos de altas frecuencias (Iglesias López, 2016).

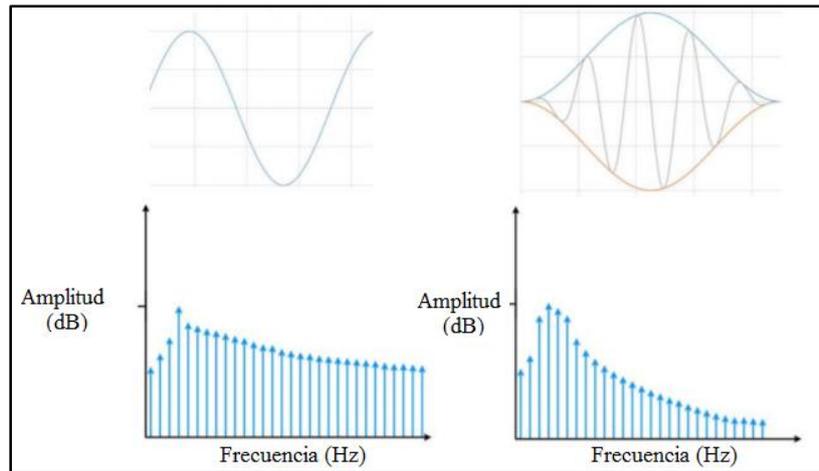


Figura 2.7: Efecto al utilizar ventana.

Fuente: (Iglesias López, 2016)

En la figura 2.7 se observa a la izquierda una muestra con número de periodos no entero sin aplicar ventana; a la derecha la misma muestra con procesamiento digital ventana, se puede notar la atenuación de las altas frecuencias que se presentan por la discontinuidad periódica.

### 2.5.2 Transformada de Fourier (TF)

La TF es el procedimiento matemático que descompone una función en las frecuencias que le forman de la misma manera que una prima descompone la luz en los diferentes colores y longitudes de onda. Es una de las herramientas de procesamiento digital de señales más utilizada para el estudio de señales fisiológicas, incluyendo a las señales EEG (Estepa Martínez, 2009). La TF se define como una transformación lineal que pasa una señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, matemáticamente está definida como:

$$F(w) = \frac{1}{2\pi} \int dt e^{-iwt} f(t) \quad (\text{Ec 2.1}),$$

donde  $t$  es la variable del tiempo,  $f(t)$  es la función que se desea transformar,  $w$  es la variable de la frecuencia y  $F(w)$  es la función transformada al dominio de la frecuencia (Cortés, Medina, & Chaves, 2007).

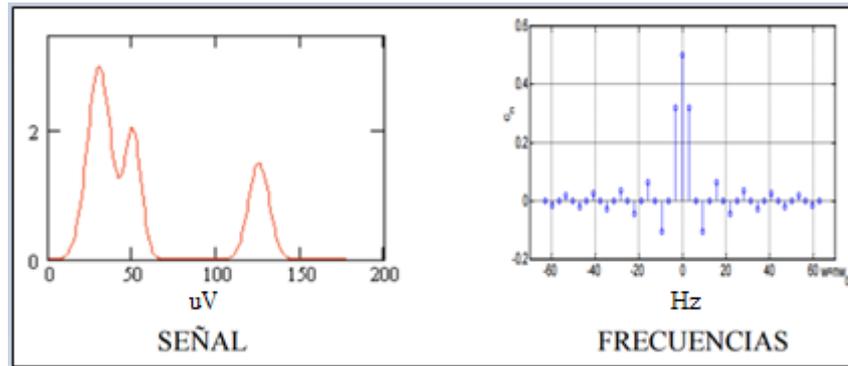


Figura 2.8: Efecto de la TF aplicada a una señal no periódica.

Fuente: (Castaño, Zapata, & Villegas, 2009)

La TF es utilizada en el procesamiento de señales de EEG, especialmente en aquellos en los que se desea estudiar el comportamiento espectral de algún evento (ritmos cerebrales, crisis epilépticas, movimientos voluntarios, etc.). Un ejemplo claro es el caso de señales con ritmos cerebrales, en las que la técnica se utiliza para la caracterización espectral, la separación de los diferentes ritmos y la estimación de las frecuencias dominantes de cada uno de ellos (Bermúdez Cicchino, 2013).

### 2.5.3 Transformada rápida de Fourier (FFT)

Las ondas cerebrales se distinguen por sus rangos de frecuencia (figura 1.4). Por ello, obtener la señal en el dominio de la frecuencia es importante para la fácil interpretación de las acciones realizadas por la persona que utilice un sistema BCI. Esto es así ya que el cerebro produce simultáneamente ondas en todo el espectro de la frecuencia, por lo que en el dominio del tiempo será difícil distinguir una acción cuya componente por ejemplo sea de 20Hz. Sin embargo, en el dominio de la frecuencia, se apreciará cierto pico en dicha frecuencia y así llegar a una señal con una componente en frecuencia más intensa en esa frecuencia, para realizar este proceso se lleva a cabo la FFT (Estepa Martínez, 2009).

La FFT es un algoritmo que calcula una Transformada Discreta de Fourier (TDF) de una muestra cuyo tamaño es una potencia positiva de 2. La TDF se define como:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-\frac{jnk2\pi}{N}} \quad k=0, \dots, N-1 \quad (\text{Ec 2.2}),$$

donde  $N$  es el tamaño de la muestra y  $j = \sqrt{-1}$ .

La FFT no es una transformada diferente a la TF, sino que trata de hacer más eficaz el cálculo de la TDF mediante la decimación de la señal, es decir dividir la señal discreta en varias señales con el fin de reducir la cantidad de cálculos que se deben hacer para calcular la TF de una secuencia por medio de la TDF. Además, la FFT consigue una mayor precisión ya que consigue disminuir los errores de redondeo (Iglesias López, 2016).

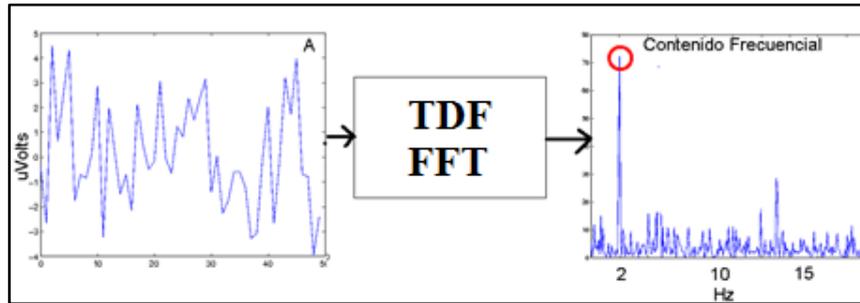


Figura 2.9: Efecto de la TDF y FFT.

Fuente: (Castaño, Zapata, & Villegas, 2009)

Como se observa en la figura 2.9 la DFT toma la señal y entrega otra indicando cuales son las frecuencias que conforman la señal original, junto con la FFT es capaz de dar una serie de datos que graficados indican el lugar donde se encuentra el mayor contenido de energía y por tanto esa señal es la que predomina (Castaño, Zapata, & Villegas, 2009).

#### 2.5.4 Transformada de Wavelet (TW) y Transformada de Gabor (TG)

Como ya se explicó la FFT se usa para obtener una representación en el dominio de la frecuencia de una señal de datos, en el caso de las señales EEG se debe considerar: los cambios en la estructura de frecuencia en el tiempo que son difíciles de visualizar, y las señales a tratar con Fourier deben ser estacionarias; debido a esto se debe buscar otro enfoque que permita aplicar descomposiciones tiempo-frecuencia, dado que una representación tiempo-frecuencia de datos EEG posee ventajas de ambos dominios aunque con un poco de imprecisión en la respuesta (Gómez Figueroa, 2016).

La TW es una herramienta que divide los datos de señales en diferentes bandas de frecuencias y estudia cada componente con una resolución que se ajusta a su escala, entonces la TW es la descomposición de una señal en frecuencia y escala (Estepa Martínez, 2009). La TW permite el análisis multiresolución (tiempo-frecuencia), se aplica a señales estacionarias como no estacionarias, resulta útil para obtener información

específica de señales naturales o biológicas como señales EEG (Castaño, Zapata, & Villegas, 2009).

A diferencia de la transformada rápida de Fourier, la TW aplica la transformada a periodos de tiempo sucesivos y de corta duración, para solucionar el problema en señales no estacionarias, pero presenta ciertas limitaciones ante el análisis de frecuencias bajas (Jia & Thakor, 2008). Además de los métodos ya mencionados, se han desarrollado diversas técnicas de análisis de tiempo-frecuencia, que permiten valorar la evolución temporal comprendida en los cambios de frecuencia. Entre ellos se encuentra la TW y la TG. A diferencia de la TF, estos separan la distribución de energía de una señal en distintos componentes de frecuencia en el tiempo (figura 2.10). Este análisis puede interpretarse como un banco de filtros, con un ancho de banda proporcional a su frecuencia. De esta forma, la resolución temporal aumenta a frecuencias altas, y la resolución de frecuencias a bajas (González Sánchez, 2014).

La TF es el producto interno de la señal y sinusoides de diferentes frecuencias. Para conseguir resolución en el tiempo, la TG, conocida también como transformada de corto tiempo de Fourier, usa sinusoides de ventana estrechados con funciones Gaussianas. Con Wavelets, estrechando o comprimiendo una función, el tamaño de la ventana es variable y se obtiene una comprensión entre el tiempo y la resolución frecuencial para todas las frecuencias (Odabae, 2013).

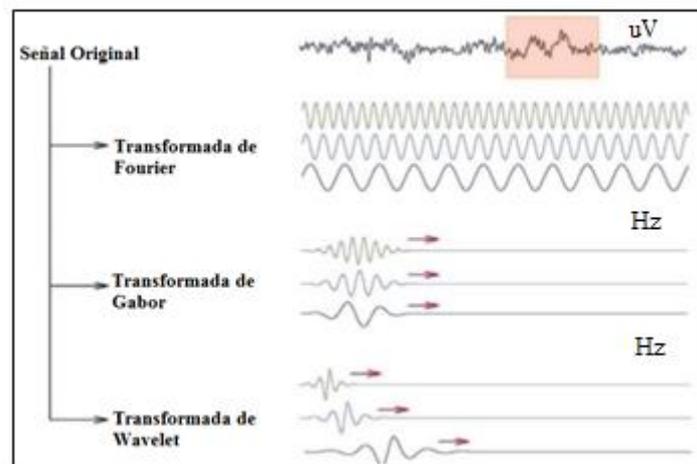


Figura 2.10: Diferencias entre TF, TG y TW.

Fuente: (González Sánchez, 2014)

## 2.6 Tratamiento de las señales en OpenBCI

Una vez que las señales obtenidas mediante los electrodos han pasado por la etapa de amplificación en el ADS1299, la señal debe pasar por una serie de filtros debido a que el rango de información de la señal presenta una frecuencia predominante entre 1 y 40 Hz. Por lo tanto, los primeros filtros que se apliquen deben tener ese ancho de banda para eliminar cualquier interferencia por encima de los 50 Hz (González Sánchez, 2014).

En el sistema OpenBCI, se reciben los datos, reconstruyendo las señales originales de cada región cerebral, debido a que llegan alteradas. Luego se les aplica los algoritmos pertinentes para su filtrado digital, eliminación de otros ruidos y un posterior análisis para poder visualizar las ondas del EEG en estado original en la pantalla del ordenador.

En la interfaz de usuario del sistema (figura 2.11) existen dos tipos de filtros digitales que pueden aplicarse a las señales obtenidas: un filtro tipo Notch, este filtro atenúa fuertemente una frecuencia en particular, dejando las frecuencias vecinas prácticamente intactas; y un filtro pasa banda, cuyo propósito es aislar las frecuencias relevantes para el sistema. Ambos filtros tienen la función de eliminar los efectos de los artefactos producidos por la red eléctrica (OpenBCI, 2017).

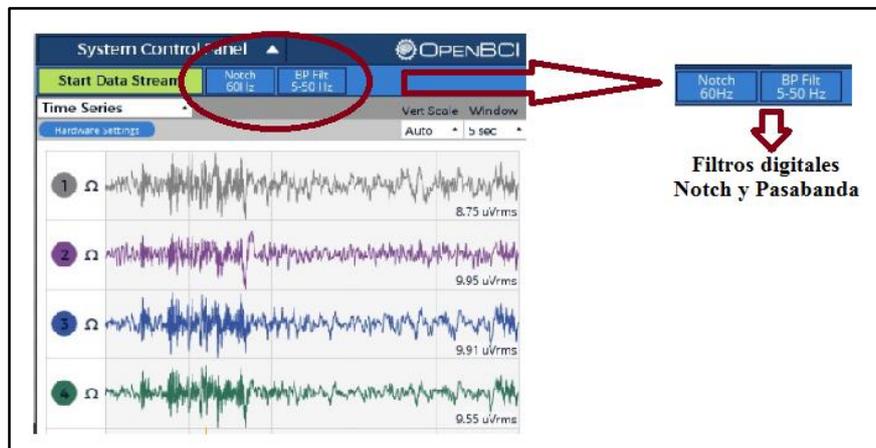


Figura 2.11: Interfaz de usuario del sistema OpenBCI.

Fuente: (OpenBCI, 2017)

La figura 2.12 es una captura de pantalla del visualizador de ondas cerebrales básico de OpenBCI que muestra los 8 canales EEG adquiridos sin procesar durante un periodo de 5 segundos. El gráfico en la parte izquierda muestra las posiciones de colocación del electrodo para el experimento. La intensidad del color de cada nodo indica la amplitud de

la onda EEG en esa región del cuero cabelludo y una gráfica de los datos crudos de EEG de los 8 canales a lo largo del tiempo. En la parte superior derecha se encuentra un gráfico de la FFT, que muestra las frecuencias dominantes en la corriente de los datos (OpenBCI, 2017).

El código que realiza todo esto está disponible para ampliarse fácilmente. El kit de desarrollo de software o SDK (siglas en inglés de software development kit) de OpenBCI permite crear aplicaciones mediante códigos y librerías existentes que pueden usarse en Arduino®, Matlab®, ChipKit™, Processing Python™, Java™ y OpenFrameworks, además todas las aplicaciones de procesamiento de señales EEG de BrainBay y OpenVibe son de código abierto (OpenBCI, 2017).

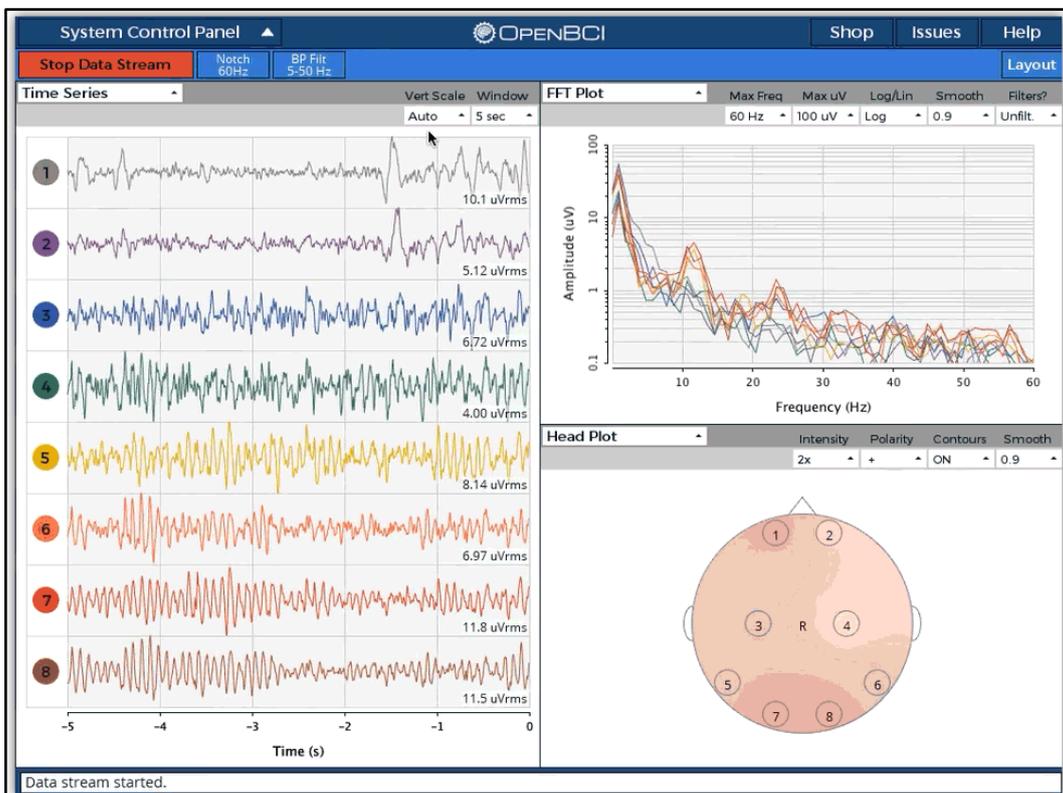


Figura 2.12: Visualizador EEG de OpenBCI.

Fuente: (OpenBCI, 2017)

## 2.7 Conclusiones del capítulo

- ✓ La tarjeta OpenBCI permite obtener las bioseñales de alta calidad gracias a su integrado especial para instrumentación médica el ADS1299, además cuenta con un microprocesador de alto rendimiento, robustez y eficacia.
- ✓ Se optó por elaborar el casco “Ultracortex Mark IV”, utilizando electrodos secos de plata clorada, para facilitar el proceso de adquisición y reducir la presencia de artefactos.
- ✓ Para la amplificación de las bioseñales EEG, se precisa de una etapa de preamplificación para tratar los potenciales del cerebro con el fin de amplificarlos y eliminar artefactos, en esta etapa interviene el amplificador instrumental, y en la amplificación final se debe utilizar técnicas de filtrado analógico y digital por medio de herramientas de software.

## CAPÍTULO III

### IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA

#### 3.1 Introducción

Este capítulo abarca lo referente a la implementación del sistema BCI, para ello se describe la elaboración del casco con electrodos que se utiliza para adquirir las señales electroencefalográficas con el fin de justificar la elección del diseño de acuerdo a los estándares de la norma 10-20 para colocación de los electrodos EEG.

Se detallan las etapas para la implementación del sistema BCI, explicando los elementos de software utilizados para la adquisición, procesamiento y análisis de las bioseñales EEG. Al final se encuentra el desarrollo de la aplicación móvil y la metodología a usarse para las pruebas posteriores.

#### 3.2 Elaboración del Ultracortex Mark IV

En el capítulo II, se realizó una descripción del casco para electrodos denominado “Ultracortex Mark IV”, en este capítulo se muestra la elaboración del mismo. Este casco será construido mediante el montaje de varias piezas fabricadas con tecnología aditiva conocida como impresión 3D, los modelos se obtienen del sitio web de OpenBCI, algunos de ellos se han modificado de acuerdo a los requerimientos de nuestro sistema.

El software utilizado para la impresión 3D es el Cura, este programa permite modificar el diseño de las piezas de forma rápida y sencilla de manera que se pueda obtener resultados satisfactorios. Cura crea una integración perfecta entre hardware, software y materiales para la mejor experiencia de impresión 3D, puede imprimir varios objetos a la vez, es de código abierto y gratuito (Ultimaker, 2017).

#### 3.3 Montaje del casco con electrodos

Una vez impresas todas las piezas del “Ultracortex Mark IV” del sistema OpenBCI, se procede al montaje del casco de acuerdo al siguiente procedimiento:

- Dar un acabado final a cada pieza de modo que el montaje se realice de forma sencilla, para este paso será necesario utilizar herramientas para lijar y perfilar las piezas.

- Debido a que se utilizó una impresora 3D pequeña, las piezas del marco frontal y posterior se dividió en 2 partes (figura 3.1) y con el acabado final se procedió a unir las partes de modo que se obtuvo el marco del casco como se observa en la figura 3.2.



Figura 3.1: Piezas frontal y posterior del marco del casco.



Figura 3.2: Marco del casco de electrodos.

- Las piezas de sujeción de electrodos y de confort, se unen de forma que puedan introducirse en el marco del casco. Para esto se necesitan tornillos y resortes para dar mayor seguridad a estas piezas, en este paso se debe tener especial cuidado para no dañar los electrodos y así evitar agregar artefactos a la señal EEG. En la figura 3.3 se muestran las piezas impresas necesarias para armar las piezas posteriores.



Figura 3.3: Piezas para sujeción y confort de electrodos. De derecha a izquierda: soporte, tornillo y pieza de confort.

- Para las piezas de sujeción de electrodos, se une el soporte al tornillo mediante un resorte, de esta manera queda el espacio suficiente para introducir el electrodo. Se necesitan 8 piezas de sujeción y 5 de confort.



Figura 3.4: Piezas de sujeción de electrodos y de confort.



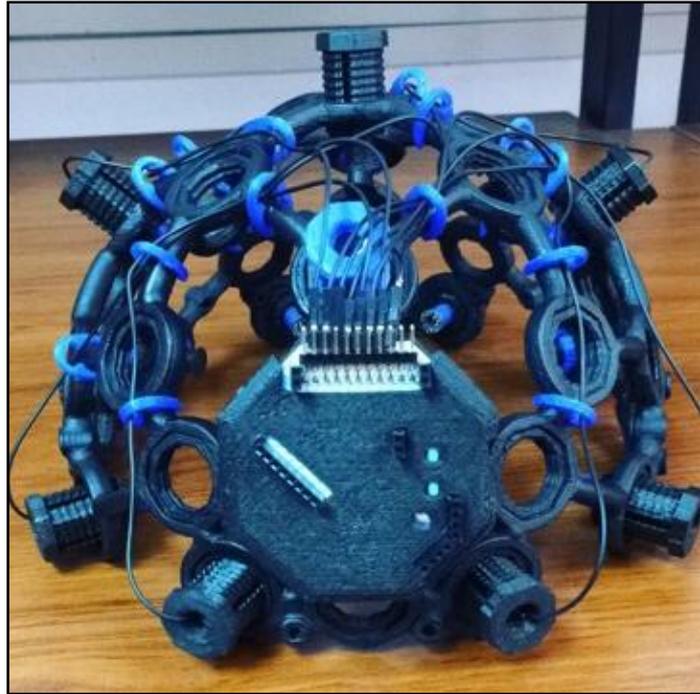


Figura 3.6: Casco de electrodos “Ultracortex Mark IV”.

### **3.4 Etapas del sistema**

El sistema BCI implementado consta de 3 etapas: adquisición, procesamiento y salida de las bioseñales EEG; el desarrollo de cada etapa se explica a continuación.

#### **3.4.1 Adquisición de las señales EEG**

Para realizar de forma correcta la adquisición de las bioseñales y para evitar agregar artefactos a la señal es necesario contar con los siguientes requerimientos:

- Casco “Ultracortex Mark IV” con los electrodos ubicados de acuerdo al sistema 10-20.
- Limpiar con alcohol y aplicar gel conductor en los electrodos de referencia.
- Colocar el casco en la cabeza de la persona y ajustarlo con los electrodos de confort para lograr una correcta fijación del casco y evitar el ruido por deslizamiento de electrodos.
- Software de adquisición programado en Matlab.
- Indicar al usuario que es necesario permanecer quieto y en un estado de relajación durante la prueba.

Para la obtención de las señales se utiliza Lab Streaming Layer (LSL) de OpenBCI, es un sistema que trabaja en conjunto con Matlab y Python para sincronizar los datos de transmisión de manera que puedan ser adquiridos para un posterior análisis. Python establece la conexión entre el puerto serial y la tarjeta de adquisición, mientras que Matlab mediante scripts recibe los datos en tiempo real. El proceso que debe seguirse se demuestra en el diagrama de la figura 3.7.

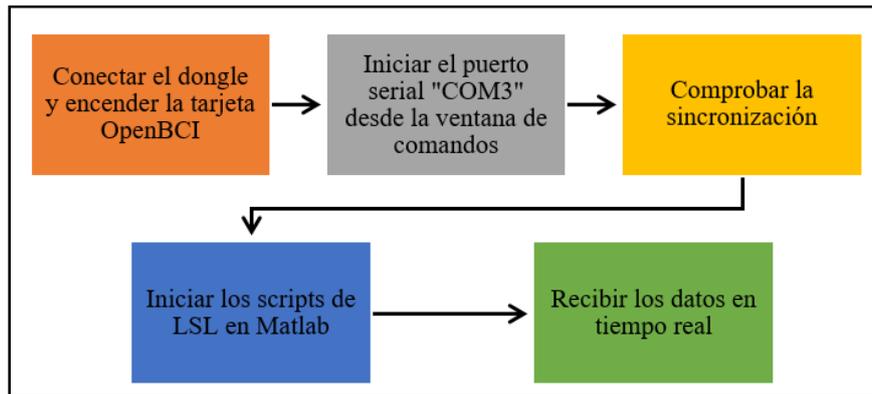


Figura 3.7: Esquema del proceso de adquisición de las señales.

Al finalizar se debe obtener las señales EEG de los 8 canales como se muestra en la figura 3.8.

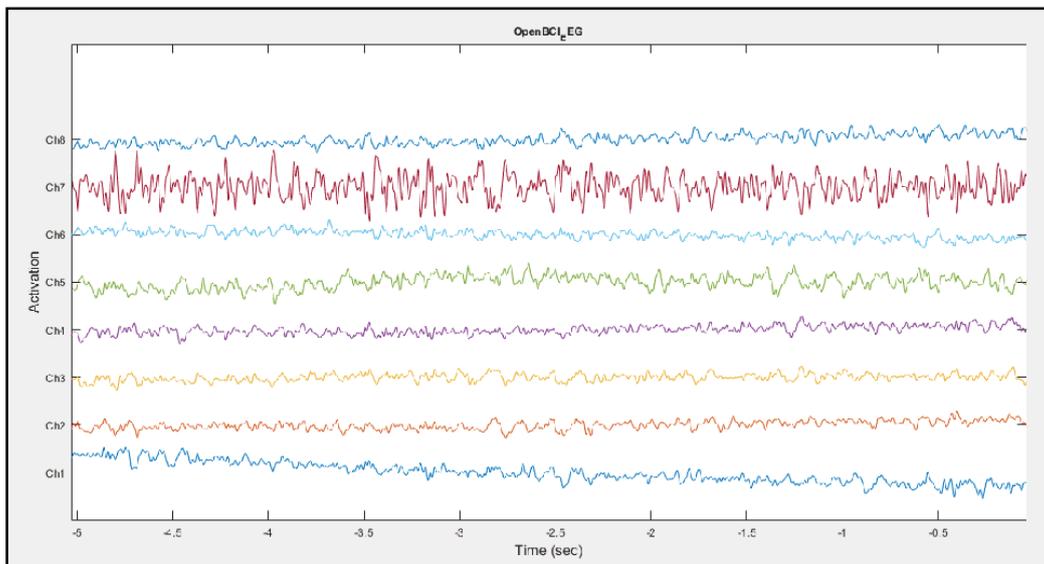


Figura 3.8: Adquisición de las señales EEG en Matlab.

### 3.4.2 Procesamiento de las señales

Durante el proceso de adquisición, no solamente se registra la actividad cerebral sino otras actividades no deseadas que deterioran la señal de la actividad cerebral de origen múltiple llamados artefactos como los expuestos en el capítulo I. En esta etapa de procesamiento se debe hacer uso de las técnicas de filtrado para eliminar señal no deseada, de manera que no afecte al análisis posterior.

#### Identificación de artefactos

La etapa de procesamiento de este sistema consta de una sub etapa de pre procesamiento, en la cual se desarrolla un análisis previo de los artefactos que interfieren en las señales EEG, esto con el fin de identificar cuáles pueden ser eliminados mediante filtros y encontrar las frecuencias de corte para los mismos. Los artefactos más comunes fueron por artefactos externos como los electrodos, corriente alterna y movimientos corporales, también se observó artefactos internos o de tipo biológico como son la actividad muscular y cardiaca. A continuación, se muestran algunos de los artefactos identificados.

El deslizamiento o mala colocación de electrodos y los movimientos corporales provocan potenciales de varias formas de onda, originados por la polarización de la interface electrodo-tejido (González Sánchez, 2014). En el electrodo FP1 se reconoce este artefacto en el rango de los 30 a los 150s (Figura 3.9).

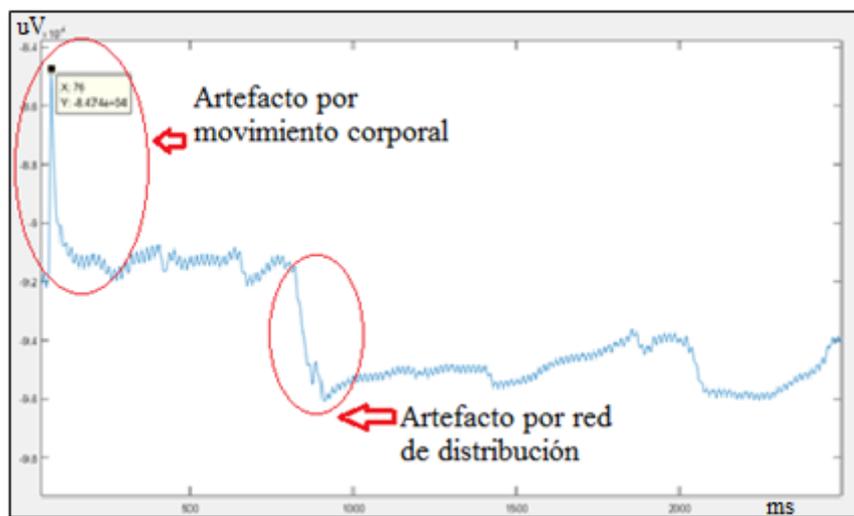


Figura 3.9: Señal del canal FP1 contaminada con artefactos externos.

El artefacto por corriente alterna representa una actividad consecuencia del acoplamiento de las redes de distribución con los sistemas de medida del EEG. El acoplamiento de la fuente del artefacto con el amplificador puede ser capacitivo (interferencia electrostática), inductivo (interferencia electromagnética) o resistivo (Ramirez, 2011).

La actividad muscular es un artefacto interno que se manifiesta en puntas aisladas o en series que provienen de la señal muscular EMG (figura 3.10) por contracción de varios músculos del cuero cabelludo, cara, mandíbula y cuello. Los canales FP1 y FP2 son los más afectados por presencia de este artefacto debido a que son colocados en la parte frontal de la cabeza donde existe mayor movimiento por parte del usuario.

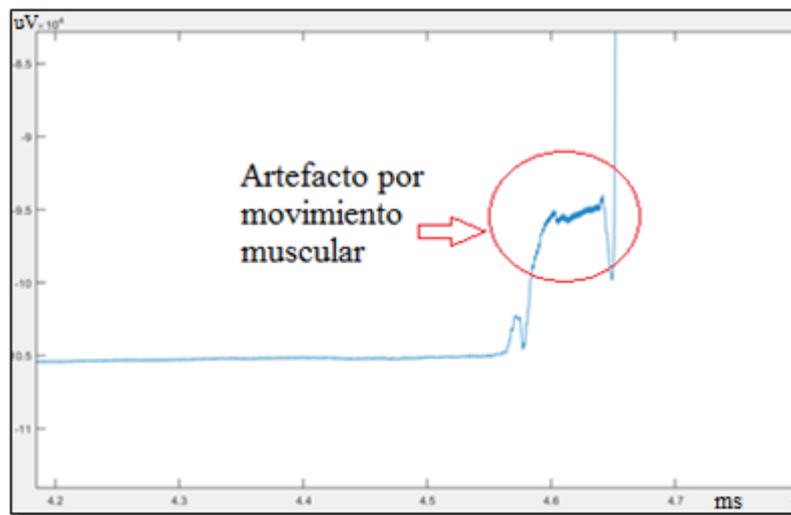


Figura 3.10: Señal del canal FP2 con la presencia de artefactos por movimiento muscular.

### Aplicación de filtros

Los artefactos identificados se presentaron en los rangos de frecuencia entre 50 a 60 Hz y de 5 a 30 Hz, estos rangos serán utilizados para aplicar dos tipos de filtros, un Notch y un filtro pasa banda con las frecuencias de corte establecidas.

En Matlab se programa de manera que primero se aplica un filtrado de paso bajo, seguido de un filtrado paso alto. Después, un filtro de ranura (Notch) se aplica a los datos a fin de eliminar los artefactos.

Para el filtro pasa bajo y pasa alto, se utiliza un filtro de tipo Butterworth, este permite suprimir el ruido de baja frecuencia y presenta una respuesta en fase más lineal en la

banda pasante a diferencia de otros filtros como: Chebyshev, Bessel o Cauer(elíptico) (Bermúdez Cicchino, 2013).

El nivel de señales EEG son bajas y es necesario aplicar un filtro que tenga la función de evitar el ruido que proviene de la línea de distribución de la red eléctrica que se encuentra en la frecuencia de los 60 Hz, el filtro Notch no permite el paso de señales cuyas frecuencias se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior, en este caso se utilizan las frecuencias de corte 58 y 60Hz.

En la figura 3.11 se observa la diferencia entre una señal EEG no filtrada y la señal EEG con los filtros diseñados.

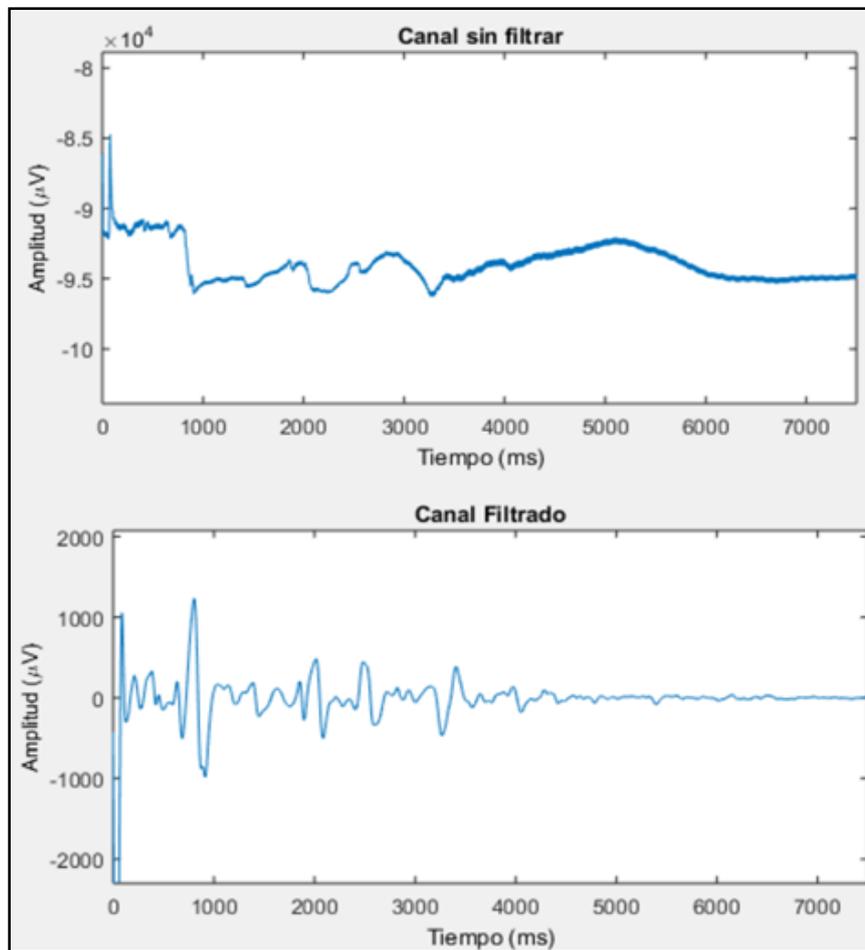


Figura 3.11: Comparación de la señal del canal FP1 sin filtrar y con filtros.

### **3.4.3 Extracción y selección de características**

Un componente fundamental de un sistema BCI es el patrón, o señal de control, a reconocer dentro de la actividad registrada. Debido a la cantidad de procesos inevitables dentro de la actividad cerebral, es necesario establecer un proceso que identifique una respuesta ante un comportamiento o estímulo (Chang, Lee, & Heo, 2016). Dentro de las señales de control se puede diferenciar aquellas como respuesta a estímulos externos, o evocadas; y aquellos producidos por la intención o voluntad del sujeto.

El sistema implementado es un BCI dependiente, por esta razón el procesado de las señales se hará de manera que se compruebe la existencia de potenciales evocados de tipo visual o auditivo. El potencial evocado visual (PEV), son potenciales registrados sobre la corteza visual, derivados de una respuesta cerebral a un estímulo visual (Wang, 2006). Los potenciales relacionados a eventos (ERPS) son patrones espacio-temporales de la actividad cerebral, los cuales ocurren sincronizados a un evento, por ejemplo, después de la presentación de un estímulo, o antes de la ejecución de un movimiento. El ERPS más utilizado es el P300, el cual es una deflexión positiva en el EEG, que aparece 300 ms después de la presentación de un estímulo sorpresivo (Sutton, Braren, & Zubin, 2010).

#### **Análisis en el dominio de la frecuencia**

Las funciones Wavelets han sido elegidas debido a sus propiedades de localización de frecuencia tiempo óptimas. Además, las formas de onda de estas Wavelets son similares a las formas de onda que se detectarán en la señal EEG; debido a la naturaleza no estacionaria de las señales EEG, se debe analizar sobre la función base creada por desplazamiento de la función Wavelet madre. En general, la naturaleza característica de la función Wavelet madre debe ser similar en forma a la señal original en proceso. Los coeficientes Wavelet extraídos proporcionan una representación compacta que muestra la distribución de energía de la señal EEG en tiempo y frecuencia (Wali, Murugappan, & Ahmmad, 2013).

El procedimiento de la Wavelet consiste en descomponer la señal analizada en dos señales, la primera denominada aproximación (A1) y la otra llamada detalle (D1); después la señal aproximación es descompuesta a su vez en otras dos señales (A2 y D2), y así sucesivamente con cada señal aproximación de acuerdo a los niveles deseados.

En la figura 3.12 se observa un diagrama de bloques que demuestra la descomposición de las señales y como se obtienen los coeficientes mediante la aplicación de la Transformada de Wavelet (TW).

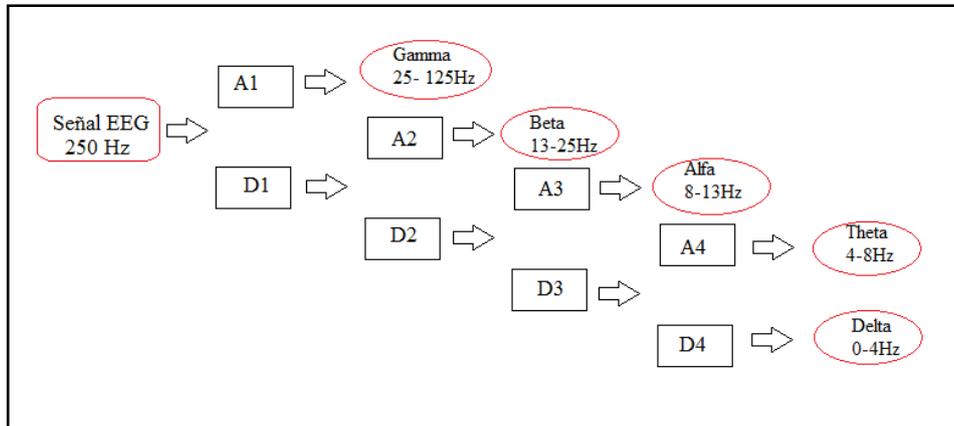


Figura 3.12: Diagrama de bloques de la descomposición de la señal aplicando TW.

Para iniciar el análisis se desarrolla un programa en Matlab que sea capaz de extraer las bandas de frecuencia de las ondas cerebrales; debido a que las señales eléctricas del cerebro varían en el tiempo y son no estacionarias, se utiliza la TW ya que es el método más adecuado para descomponer la señal EEG en sus diferentes bandas de frecuencia y retener la información de la señal en el tiempo y el dominio de la frecuencia a diferencia de la Transformada de Fourier (Pérez-Muelas, 2017).

Para la extracción de bandas se utilizó una TW de tipo “db8” ya que resultó la más eficiente a diferencia de la “sym8”, ambas Wavelets son utilizadas para identificar en el EEG las cinco bandas de las ondas cerebrales, la figura 3.13 muestra el resultado de aplicar la TW con las señales filtradas.

En todos los registros EEG siempre predominarán unas ondas frente a otras; todas están presentes durante el desarrollo de una actividad con diferente intensidad, según sea el tipo de tarea que se desarrolla. En nuestro caso, estarán presentes con mayor intensidad los ritmos Alfa y Beta debido al estado de relajamiento de la persona.

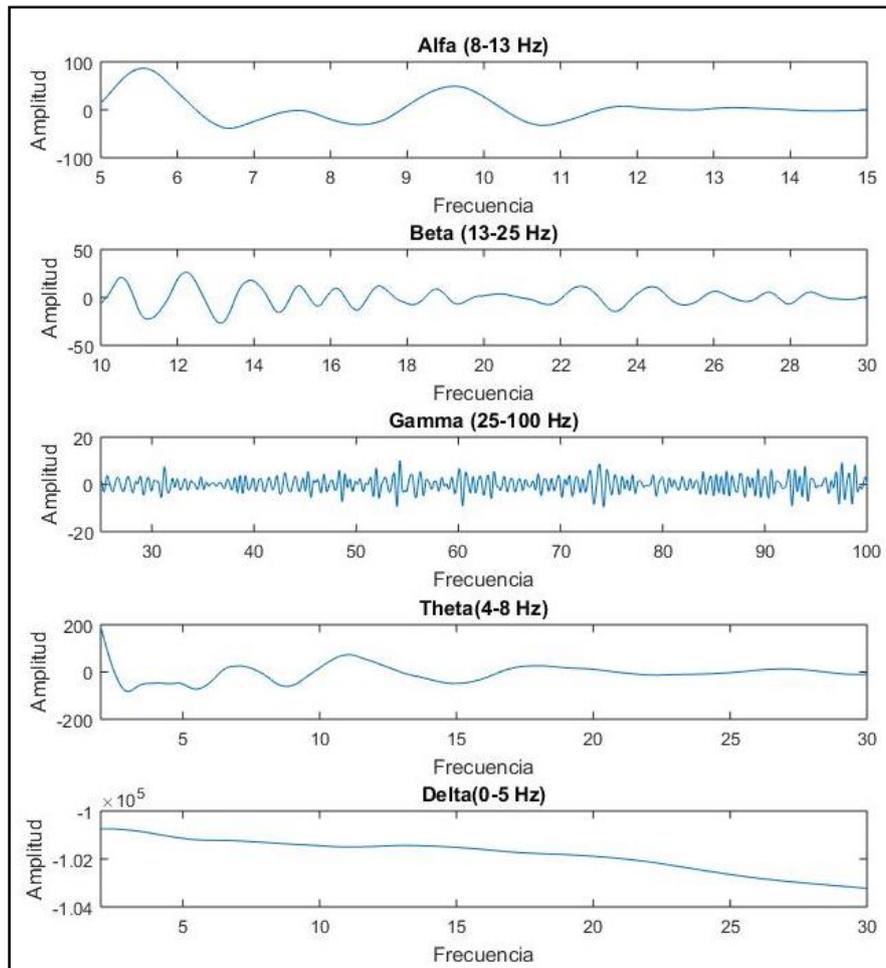


Figura 3.13: Extracción de las 5 ondas cerebrales del canal C3.

Después de analizar los 8 canales de 3 registros diferentes se obtienen resultados similares al de la figura 3.13, de esta manera se comprobó que los ritmos Delta y Theta comprendidos entre 0.5 a 8 Hz se presentan normalmente en los estados relacionados a las etapas del sueño y por esta razón no se consigue visualizarlas correctamente durante los registros realizados, por ende, no son relevantes en la implementación de este sistema BCI.

### **Análisis en el dominio del tiempo**

Debido a la complejidad de las bioseñales neurológicas, es necesario realizar un análisis en tiempo escala para detectar información que pudo perderse en el análisis de frecuencias; se desarrolla el algoritmo en Matlab aplicando la transformada rápida de Fourier, con el objetivo de detectar que ondas cerebrales predominan en los canales EEG.

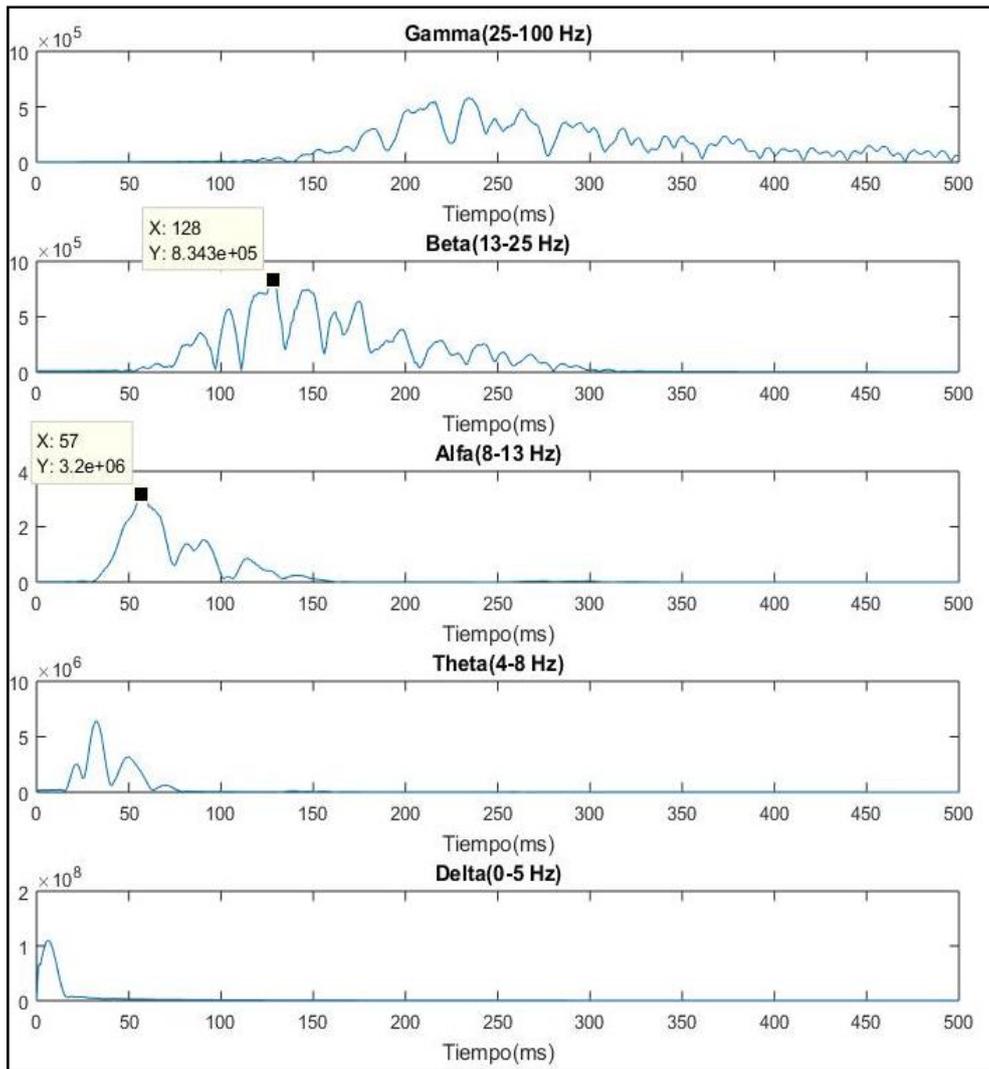


Figura 3.14: Ritmos cerebrales en el dominio del tiempo.

Aplicando el análisis temporal (figura 3.14), se observa que el ritmo Alfa se presenta fuertemente durante el relajamiento total de la persona, mientras que el ritmo Beta es mayor durante la concentración (Sharman & Alfaro-Cid, 2014); este análisis permite estimar la latencia<sup>2</sup> o duración de los potenciales evocados que puedan presentarse.

El algoritmo desarrollado en Matlab, permite obtener las señales EEG de los 8 canales, la detección de artefactos, la aplicación de filtros y extracción de las 5 bandas cerebrales; pero no permite una correcta visualización para la salida del sistema BCI.

<sup>2</sup> Latencia: tiempo que pasa a partir de presentado un estímulo y la aparición de una respuesta frente a él.

### 3.4.4 Salida del sistema BCI

La salida de este sistema BCI se basa en presentar mediante una aplicación Web los parámetros de las señales EEG en tiempo real, se utiliza el análisis realizado en Matlab como guía para la aplicación de filtros y cancelación de artefactos.

La aplicación Web (figura 3.15) de forma general, mediante pestañas, permite al usuario: visualizar las señales de cada uno de los 8 canales y la presencia de las 5 ondas cerebrales en amplitud y frecuencia, los promedios de las señales y la salida del sistema BCI mediante la activación del servo motor.

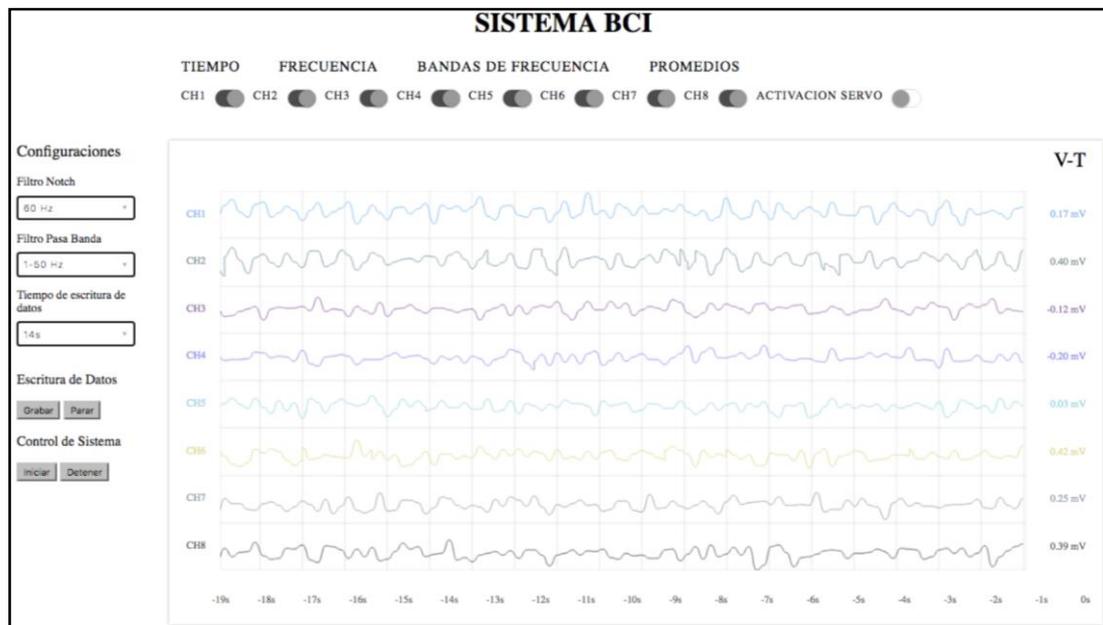


Figura 3.15: Página Web del sistema BCI.

El *full stack MEAN*, es un paquete basado en JavaScript que permiten la creación de aplicaciones Web, contiene a:

- **MongoDB:** un sistema de gestión de bases de datos.
- **Express:** es un *framework* de desarrollo rápido y flexible en el lado del servidor (*back-end*).
- **AngularJS:** un marco de código abierto para el desarrollo de la aplicación Web en el lado del cliente (*front-end*).
- **Node.js:** es un intérprete JavaScript por el lado del servidor.

La programación desarrollada utiliza AngularJS para dar estructura, formato y funcionalidad en la parte del cliente (figura 3.16), siendo la base para la parte grafica (visualización) de la aplicación Web; junto a Node.js y Express se realiza el procesamiento por parte del servidor desarrollando las funciones generales: inicio, leer, guardar, filtrar y enviar datos (figura 3.17), ambas partes interaccionan entre sí mediante la librería Socket.io, esta permite, mediante datagramas, la comunicación bidireccional entre cliente y servidor sobre un único socket TCP, con esto ya no se pide datos al servidor, el servidor envía los datos cuando haya nuevos, facilitando el desarrollo de la aplicación Web en tiempo real entre cliente y servidor (Rai, 2013).

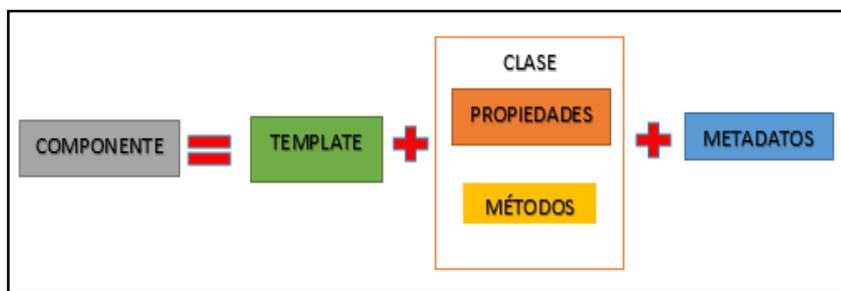


Figura 3.16: Componentes de AngularJS.

AngularJS permite crear aplicaciones en cliente utilizando JavaScript, TypeScript HTML y CSS para realizar tales propósitos, está basado en componentes definidos por:

- **Template**, o plantilla, es un fragmento de HTML para mostrar la interfaz al usuario definiendo una vista gráfica para la aplicación.
- **Clase**, contiene las propiedades y métodos que realiza las acciones para mostrarlas en la interfaz gráfica.
- **Metadatos**, AngularJS necesita de estos para componer la interfaz gráfica y para saber cómo interactúa el componente con las otras partes de la aplicación.

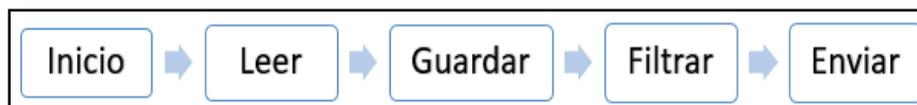


Figura 3.17: Funciones en Node.js.

Se han creado 5 funciones generales en Node.js; con la función Inicio, el programa espera por un comando para iniciar o parar la aplicación, a su vez también prepara todas las funciones posteriores; mediante la función Leer, se establece la conexión serial entre la aplicación y la tarjeta OpenBCI; la función Guardar, utiliza arrays de 256 vectores para almacenar los datos de las señales adquiridas; con la función Filtrar, se realiza el procesamiento de las señales EEG aplicando los filtros Notch y pasabanda diseñados; para finalizar la función Enviar utiliza paquetes de arrays para enviar los datos de las señales EEG filtradas.

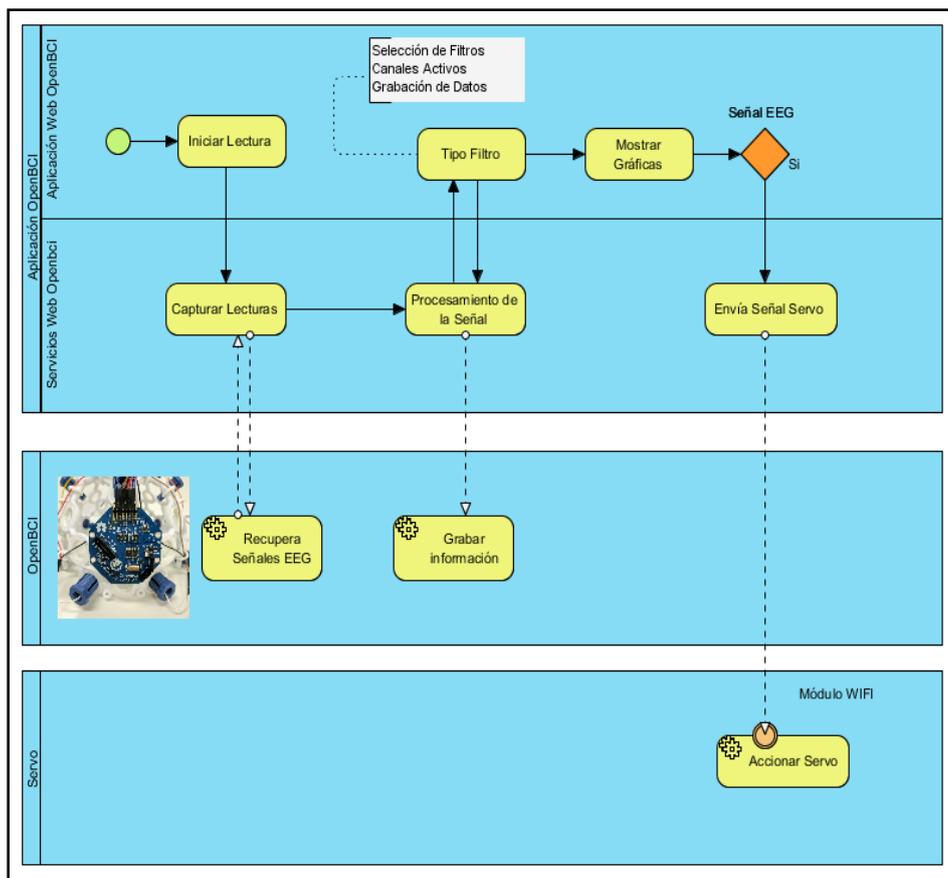


Figura 3.18: Diagrama de bloques de la aplicación Web.

En el diagrama de flujo del sistema BCI, constituido por: la aplicación Web, el módulo OpenBCI y el elemento externo (servo motor). El sistema inicia desde la aplicación al presionar el botón de Inicio en el panel principal, en este proceso se envía un comando al módulo OpenBCI mediante la conexión inalámbrica (Bluetooth) del Dongle, para que el módulo procese y envíe los datos de las señales obtenidas de los electrodos hacia la aplicación; los servicios Web realizan procesos de: captura de datos, envío o recepción

de información de los módulos, procesamiento de la señal y envío de datos a la interfaz de usuario. Dentro del procesamiento de la señal se realizan las etapas de filtrado, amplificación y clasificación de la señal, estas etapas dependen de las configuraciones iniciales.

### **Descripción de la Interfaz Gráfica**

La interfaz de usuario del panel principal permite observar las gráficas de: voltaje versus tiempo, voltaje versus frecuencia, las ondas cerebrales y el promedio de las señales del hemisferio derecho o izquierdo de la cabeza.

En el panel principal de configuraciones, se encuentra en la parte lateral izquierda de la interfaz de usuario, dos tipos de filtros: filtro Notch y filtro Butterworth. El **filtro Notch** elimina banda, se configura para suprimir una frecuencia de 50 o 60 Hz, ya que en dichas frecuencias se producen artefactos por la red eléctrica. El **filtro Butterworth** pasa banda, se utiliza para visualizar las señales en cierto rango de frecuencias, de esta manera se eliminan los artefactos ocasionados por perturbaciones del medio ambiente, las configuraciones que se puede seleccionar son: 1-50 Hz, 7-13 Hz, 15-50 Hz, 5-50 Hz.

En el panel de configuración es posible seleccionar un tiempo entre 24 segundos y 24 horas para almacenar las señales para su posterior análisis, las señales se guardan digitalmente en forma de arrays dentro de un archivo de texto en una tarjeta MicroSD, la cual se coloca en una ranura del Módulo OpenBCI, este proceso se inicia al seleccionar la opción **grabar** y a su vez se puede detenerse en cualquier momento con la opción **parar**. Para inicializar la lectura y visualización de datos en tiempo real existe la opción **iniciar** dentro del **Control del Sistema**, con esta opción se envía un comando al módulo OpenBCI, para que inicie la lectura, transmisión y escritura de datos; se agregó una función para detener los procesos de adquisición de señales, que se puede seleccionar con el botón **detener**.

Se tiene 5 pestañas denominadas: tiempo, frecuencia, bandas de frecuencia y promedios. Al seleccionar la pestaña **tiempo** (figura 3.15), se observa la gráfica en el dominio del tiempo, en el eje Y se encuentran los valores de voltaje en micro voltios y en el eje X se encuentran los valores de frecuencia en Hertz, cada señal EEG de los electrodos se encuentra con un color diferente de acuerdo al sistema 10-20, cada canal puede ser apagado o encendido con los diferentes switchs que se encuentran en la interfaz de

usuario. Con la pestaña de **frecuencia** (figura 3.19), se muestra la gráfica después de aplicar la transformada rápida de Fourier (FFT), de acuerdo al tipo de filtro seleccionado.

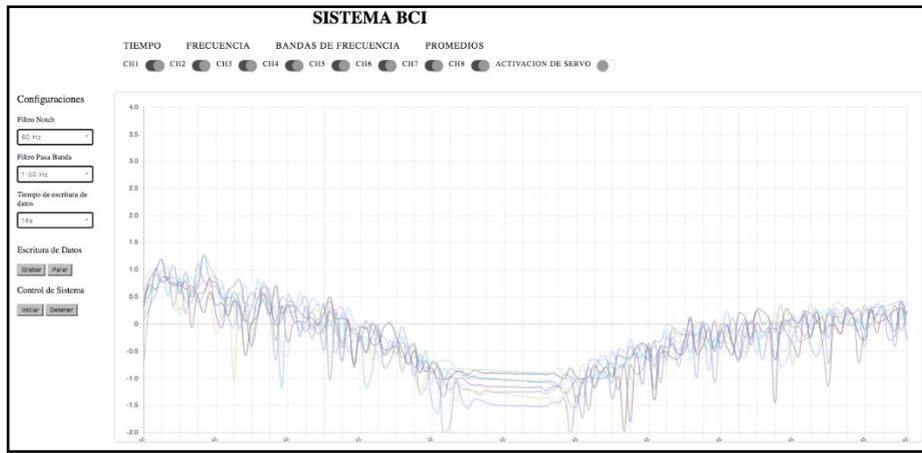


Figura 3.19: Pestaña Frecuencia.

En la pestaña de **banda de frecuencias** (figura 3.20), se visualizan varias gráficas de barras que varían de acuerdo a los valores que se obtengan en los rangos de frecuencia de cada canal del sistema, además se puede deducir niveles de atención, concentración, relajación, entre otros aspectos que se encuentran dentro de dichas bandas.

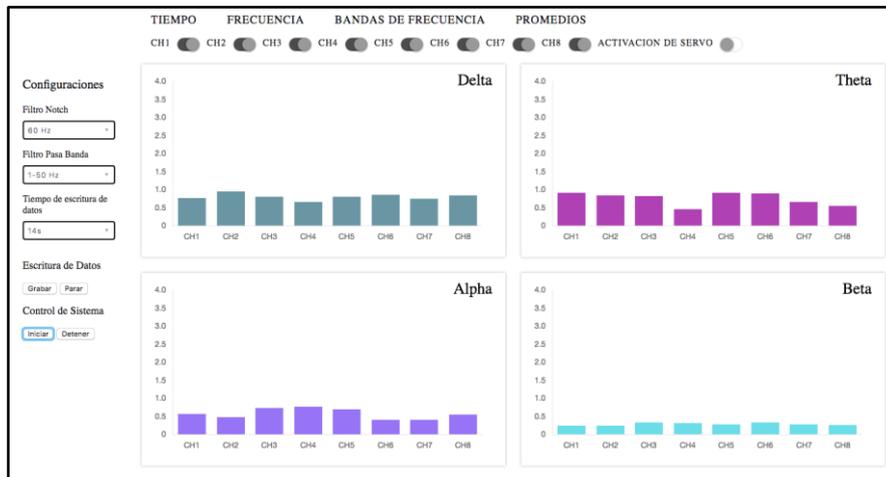


Figura 3.20: Pestaña Bandas de Frecuencias.

Con la pestaña de **promedios** (figura 3.20), se puede observar dos señales que son el resultado de los promedios de las señales de cada hemisferio de la cabeza, esto es utilizado para poder realizar diferentes tipos de análisis, ya que con cada hemisferio se controlan

diferentes funciones del cuerpo, la señal de color celeste representa el Hemisferio derecho y la señal de color azul oscuro representa el hemisferio izquierdo.

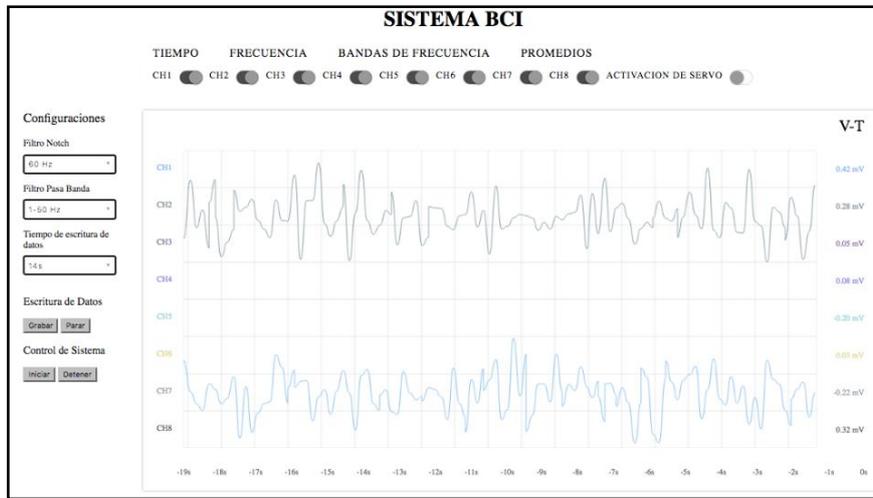


Figura 3.20: Pestaña Promedios.

### Requisitos para ejecutar la aplicación Web

Para iniciar el sistema es necesario instalar en el ordenador node.js y angular CLI. Node.js es un entorno de ejecución de JavaScript en el lado del servidor, éste se puede descargar directamente desde su página web <https://nodejs.org/es/> y Angular CLI es un intérprete de líneas de comandos de Angular 2, el cual facilita el inicio de la aplicación web y la creación del esqueleto o estructura de la mayoría de componentes, para poder instalarlo se debe colocar el siguiente comando dentro del intérprete de comandos (cmd) en Windows, también llamado terminal en los sistemas Mac OS.

#### **npm install -g angular-cli concurrently**

Una vez realizada la instalación, se procede a descargar la carpeta que contiene todos los archivos de nuestro proyecto los cuales se encuentran en el siguiente repositorio: <https://github.com/danielUC27/proyectobci>, al descomprimir la carpeta de archivos se debe acceder a ella por medio del intérprete de comandos con el comando cmd y la dirección en donde se encuentra la carpeta, dependiendo del sistema operativo en el que se encuentre, por ejemplo:

**cd /Users/daniel/Desktop/proyectobci**

**cd C:\Users\daniel\Desktop\proyectobci**

Se debe de tener en cuenta que dentro de la aplicación existen varias librerías que ayudan con los procesos de la aplicación, sin los cuales la aplicación no puede iniciar, para instalar las librerías se utiliza el siguiente comando:

### **npm install**

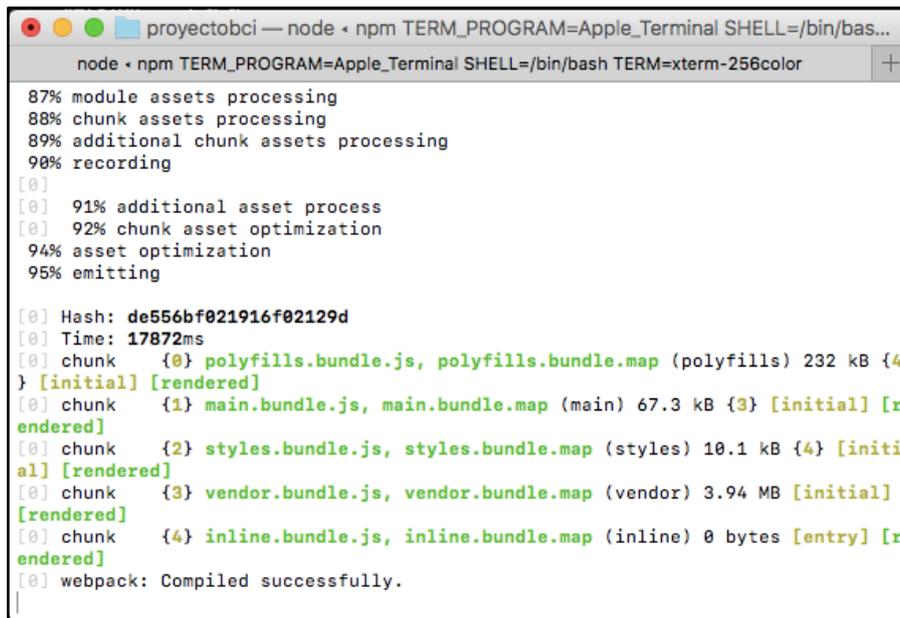
Todas las librerías que han sido utilizadas se encuentran nombradas dentro del archivo package.json, el cual también posee todas las características y especificaciones del proyecto. Existen dos formas para poder ejecutar la aplicación, la primera es la opción de simulación, la cual es utilizada en el caso de no tener un dispositivo OpenBCI, el comando a utilizarse es:

### **npm run simulate**

También, se puede iniciar la aplicación con la lectura en tiempo real de los datos del dispositivo OpenBCI, para esto se utiliza el siguiente comando.

### **npm run visualize**

Se precisa de un tiempo de espera para la compilación de todos los paquetes de manera que puedan usarse todas las funciones de la aplicación (figura 3.21). Para visualizar la aplicación dentro de cualquier navegador web se utiliza la ruta: **localhost:4200**



```

node < npm TERM_PROGRAM=Apple_Terminal SHELL=/bin/bas...
node < npm TERM_PROGRAM=Apple_Terminal SHELL=/bin/bash TERM=xterm-256color
87% module assets processing
88% chunk assets processing
89% additional chunk assets processing
90% recording
[0]
[0] 91% additional asset process
[0] 92% chunk asset optimization
94% asset optimization
95% emitting

[0] Hash: de556bf021916f02129d
[0] Time: 17872ms
[0] chunk {0} polyfills.bundle.js, polyfills.bundle.map (polyfills) 232 kB {4}
} [initial] [rendered]
[0] chunk {1} main.bundle.js, main.bundle.map (main) 67.3 kB {3} [initial] [r
endered]
[0] chunk {2} styles.bundle.js, styles.bundle.map (styles) 10.1 kB {4} [initi
al] [rendered]
[0] chunk {3} vendor.bundle.js, vendor.bundle.map (vendor) 3.94 MB [initial]
[rendered]
[0] chunk {4} inline.bundle.js, inline.bundle.map (inline) 0 bytes [entry] [r
endered]
[0] webpack: Compiled successfully.
|

```

Figura 3.21: Funciones de la aplicación Web.

La salida del sistema BCI está demostrado mediante un servo motor, este se comunica mediante un módulo WiFi Node MCU con la aplicación y se activa al detectar cierto nivel de voltaje dentro de la señal del electrodo FP2, dicho voltaje indica la acción de pestañeo o guiño por parte del usuario.

### Características técnicas WiFi Node MCU:

- El Node MCU es un kit de desarrollo de código abierto basado en el chip ESP8266 (ESP-12E), que utiliza el lenguaje de programación Lua para crear un ambiente de desarrollo propicio para aplicaciones que requiera conectividad WiFi de manera rápida. Es de bajo costo y compatible con Arduino.
- Lua es un lenguaje de programación de software libre, basado en *script* e implementado como una biblioteca escrita en C++ y ANSI C.
- El ESP8266 tiene potentes capacidades a bordo de procesamiento y almacenamiento que le permiten integrarse con sensores y dispositivos específicos de aplicación a través de sus GPIOs con un desarrollo mínimo y carga mínima durante el tiempo de ejecución (Ubach Granados, 2017).
- Ofrece una solución completa y autónoma de redes WiFi, lo que permite alojar la aplicación o servir como puente entre Internet y un microcontrolador.

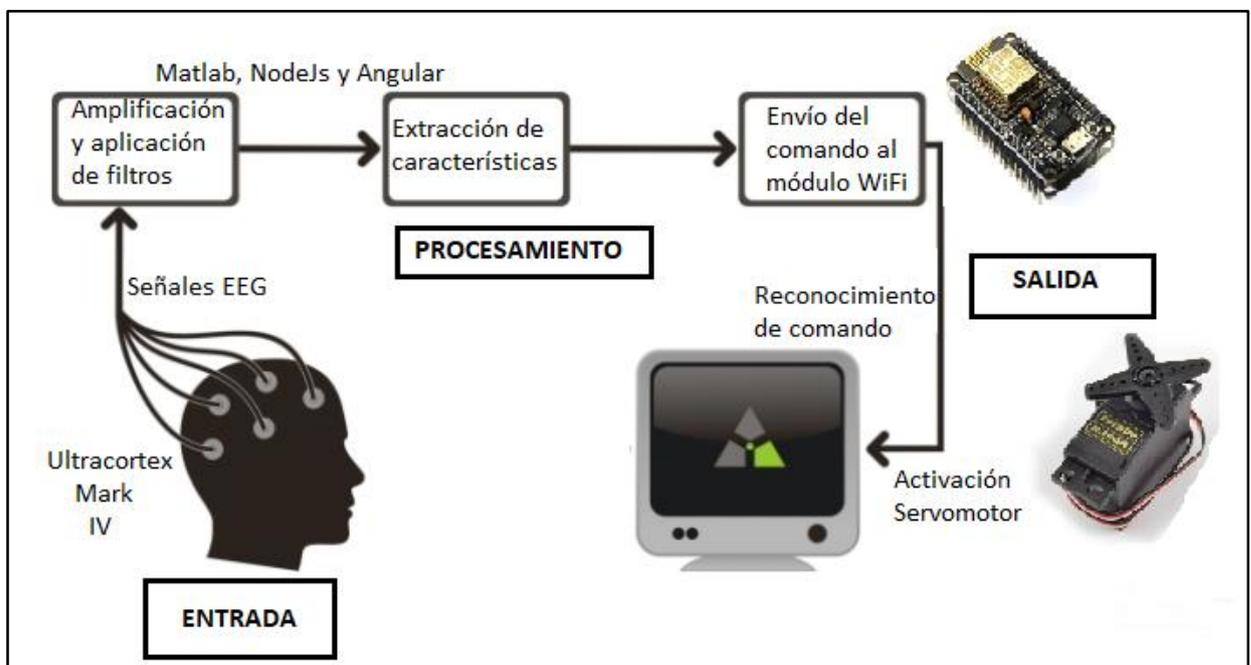


Figura 3.22: Estructura del sistema BCI implementado.

### 3.5 Conclusiones del capítulo

- ✓ El diseño de hardware implementado para la elaboración del casco es el indicado, ya que da la posibilidad de colocar los electrodos de acuerdo al sistema internacional 10-20. Además, puede ser modificado para extender la cantidad de electrodos para aplicaciones futuras.
- ✓ Al tratar señales relativamente bajas como las EEG, se elaboró una etapa de filtrado que tiene la función de evitar los artefactos identificados, en esta etapa se diseñaron los filtros pasa banda de tipo Butterworth y un filtro Notch.
- ✓ La TW da medidas precisas de cuándo y hasta qué punto ocurren los eventos transitorios en una bioseñal neurológica, y cuando y como cambia el contenido en frecuencia de las mismas en el tiempo o la frecuencia.
- ✓ El análisis en frecuencia permite extraer características del EEG en porcentajes de potencial para cada banda, lo cual no es posible con el análisis en el dominio del tiempo.
- ✓ La aplicación Web desarrollada permite una correcta visualización de la salida del sistema BCI, dando al usuario la oportunidad de observar las señales EEG y las ondas cerebrales en amplitud y frecuencia, permitiendo un análisis en tiempo real.

## CAPÍTULO IV

### PRUEBAS Y EVALUACIÓN DE RESULTADOS

#### 4.1 Introducción

Este apartado describe la metodología utilizada para realizar las pruebas, los resultados se muestran mediante gráficos estadísticos para el análisis de las señales neurológicas adquiridas demostrando el correcto funcionamiento del sistema desarrollado.

#### 4.2 Metodología para las pruebas

Se realizaron 10 pruebas con el fin de comprobar la relación existente entre la frecuencia y amplitud de las ondas cerebrales con los estados de relajación y alerta. El procedimiento para obtener los registros EEG, es el siguiente:

- Ajustar el casco de electrodos para el tamaño de la cabeza del sujeto de prueba.
- Explicar a la persona que durante la prueba debe permanecer en estado de relajación o alerta evitando el movimiento corporal.
- Ejecutar la aplicación Web.



Figura 4.1: Sujeto de prueba durante el registro EEG.

Cada prueba tuvo una duración de 5 minutos para registrar la señal EEG de los 8 canales con una frecuencia de muestreo de 250 Hz. La distribución de los canales se realizó en la región frontal, parietal y occipital, aplicando el sistema 10-20, los canales utilizados son: 1(Fp1), 2(Fp2), 3(C3), 4(C4), 5(P7), 6(P8), 7(O1) y 8 (O2).

Se recopilan los datos de amplitud, frecuencia y tiempos de latencia de cada canal en las bandas de frecuencia de los ritmos Alfa, Beta, Theta y Gamma; se realiza un promedio de todos los canales con el fin de obtener similitudes o diferencias entre cada persona de acuerdo al estado mental: relajación ojos abiertos y cerrados, y en estado de alerta.

### 4.3 Evaluación de resultados

Al finalizar la evaluación de cada uno de los registros EEG se determina que, durante el estado de relajación con los ojos abiertos, las ondas Alfa y Beta presentan una morfología de tipo sinusoidal, mientras que el ritmo Theta por estar prácticamente ausente durante este estado y las ondas Gamma por su baja amplitud, presentan formas irregulares (figura 4.2).

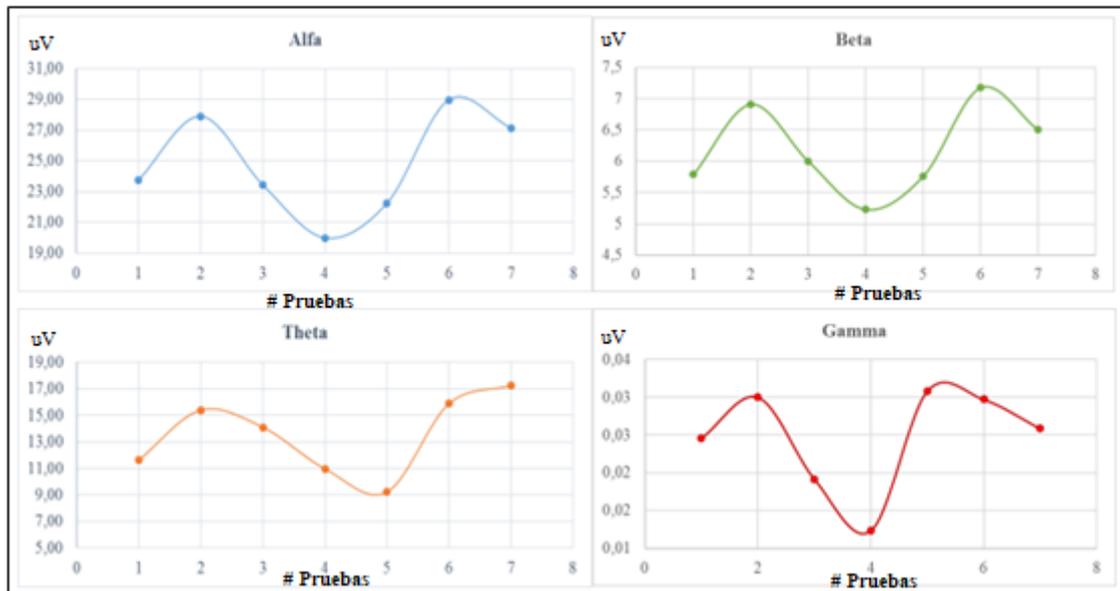


Figura 4.2: Promedio amplitud durante estado de relajación con los ojos abiertos.

En estado de alerta (ojos abiertos) las ondas que predominan son las ondas Beta y Gamma (figura 4.3), aunque el ritmo Gamma se presente en el orden de los milivoltios están relacionadas con los estados de lucidez y alerta, mientras que el ritmo Beta refleja la

actividad mental cuando se tiene los ojos abiertos y observando el exterior (Buzsaki, 2006).

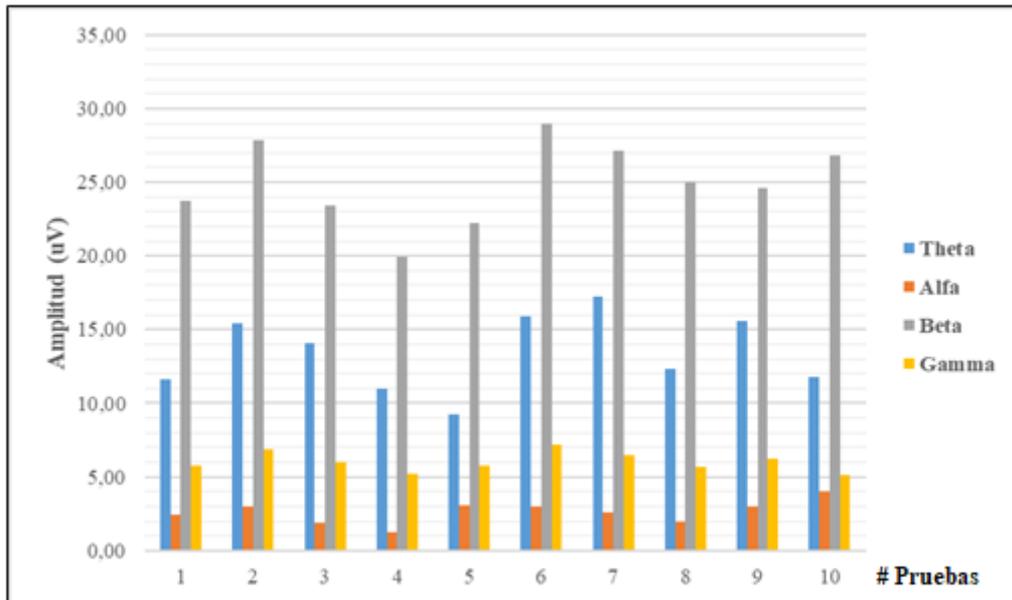


Figura 4.3: Promedio amplitud durante estado de alerta.

Durante el estado de relajación, pero con los ojos cerrados, se observó un aumento de las señales Alfa en todos los sujetos de prueba (figura 4.4), demostrando la relación de estas ondas con un estado de calma y paz mental (Tejeiro Martínez , 2008).

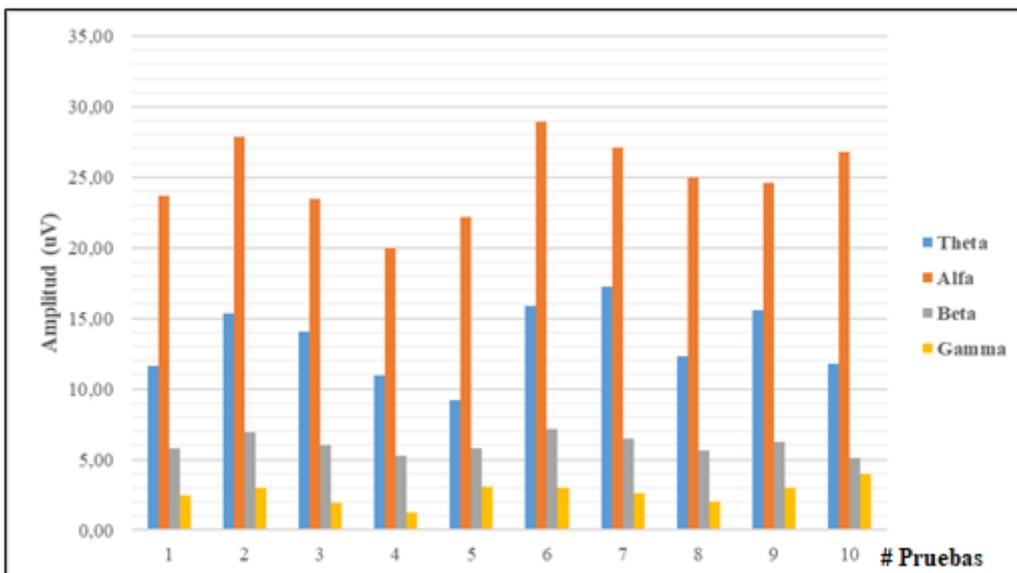


Figura 4.4: Promedio amplitud durante estado de relajación con ojos cerrados.

En cada registro se observó que las ondas Alfa son más lentas y de menor amplitud durante el estado de relajación con los ojos cerrados dentro del ancho de banda de 8-13 Hz (figura 4.5).

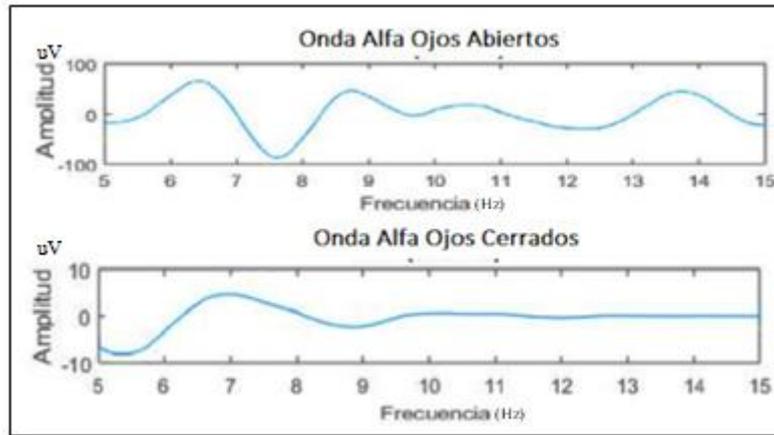


Figura 4.5: Diferencia de las ondas Alfa durante estado de alerta y relajación.

En la figura 4.6, se observa los resultados del promedio de voltaje de las ondas Alfa durante el estado de relajación con los ojos abiertos y cerrados, demostrando un aumento en la amplitud cuando el sujeto se encuentra con los ojos abiertos.

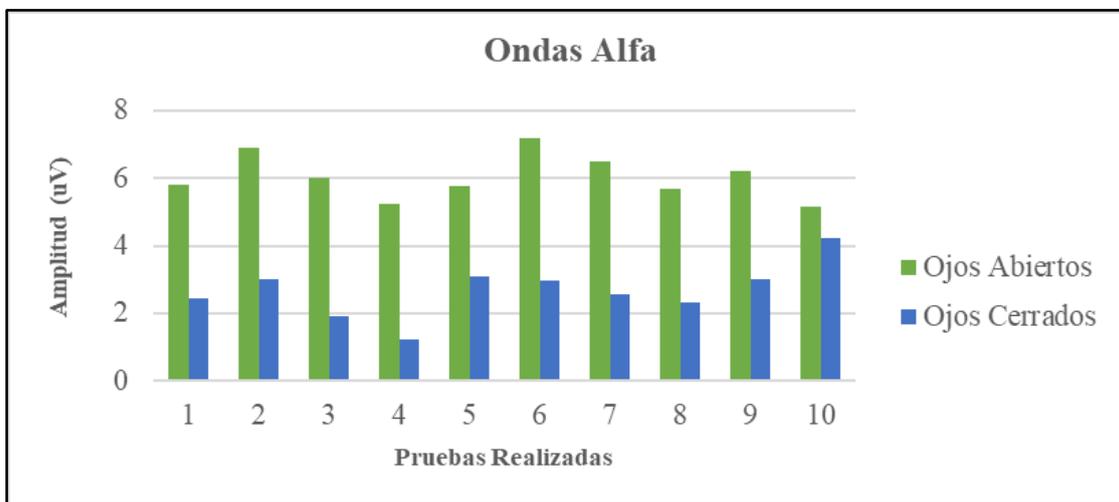


Figura 4.6: Promedio voltajes de amplitud de las ondas Alfa.

Al comparar las ondas Alfa y Beta, se comprueba también que durante el estado de relajación con los ojos cerrados el ritmo Alfa aumenta y en estado de alerta o vigilia predomina el ritmo Beta (figura 4.7).

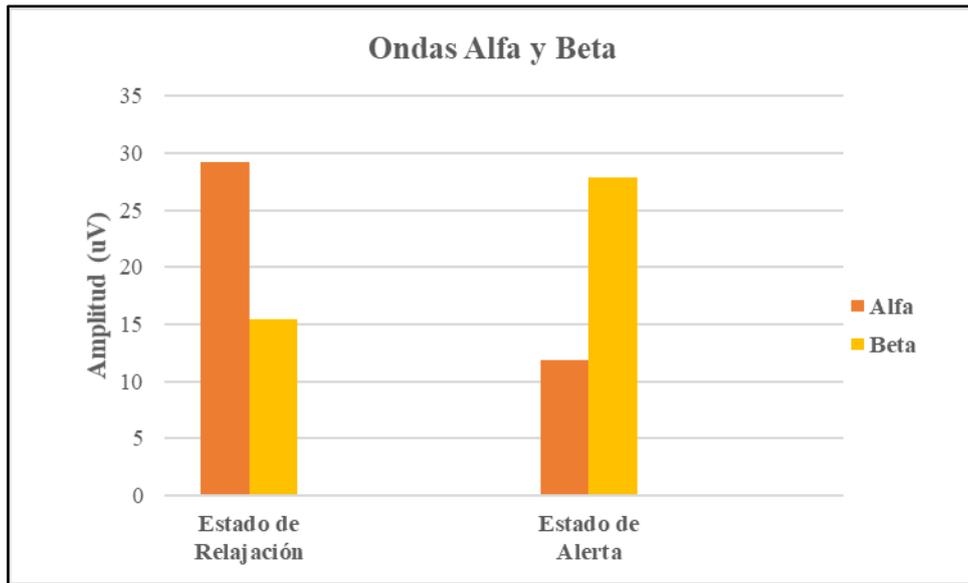


Figura 4.7: Promedio voltajes de amplitud de las ondas Alfa y Beta.

#### 4.4 Detección de potenciales evocados

La finalidad de un sistema BCI es proporcionar un medio de comunicación al usuario de manera que se interpreten sus intenciones por medio de su actividad cerebral, existe un grupo de señales cerebrales que pueden ser usadas como señales de control en sistemas BCI, entre ellos se destacan los potenciales evocados.

Los potenciales evocados son manifestaciones eléctricas cerebrales de la recepción de la respuesta a un estímulo externo aplicado a un órgano sensitivo, según la fuente de la que provienen se clasifican en visuales, auditivos, motores o somato sensoriales (Nunez & Cutillo, 2013), conforman una secuencia de ondas caracterizadas por su latencia y amplitud, son estables en el tiempo y pueden variar con la intensidad del estímulo. La tabla 4.1 muestra los principales potenciales evocados y sus características.

El objetivo en estas pruebas es, lograr detectar la presencia de potenciales evocados de tipo visual o la señal P300, para esto se sigue el mismo procedimiento de las pruebas anteriores, pero se agrega un estímulo visual al inicio del registro mediante una luz estroboscópica, con el fin de presenciar la onda característica del potencial evocado visual (PEV) en los primeros 500 ms. Es importante mencionar que cualquier cambio en la señal puede ser provocado por un estímulo exterior, ya sea visual o auditivo; pero si el cambio en la señal se produce alrededor de los 300 ms, puede considerarse potencial P300.

Tabla 4.1: Tipos de potenciales evocados y características.

SEÑAL	FUENTE FISIOLÓGICA	ENTRENAMIENTO	TASA DE TRANSFERENCIA DE INFORMACIÓN
VEP ( Visual Evoked Potentials)	Modulaciones de la señal cerebral en la corteza visual	No	60-100 bits/minuto
SCP (Slow Cortical Potentials)	Cambios lentos de voltaje generados sobre el córtex cerebral	Si	5-12 bits/minuto
P300	Picos positivos debido a estímulos infrecuentes	No	20-25 bits/minuto
Ritmos sensoriomotores	Modulaciones en ritmos sensoriales sincronizados a actividades motoras	Si	3-35 bits/minuto

Fuente: (Nicolas Alonso & Gomez Gil, 2012)

**Prueba 1:** se registra una deflexión positiva de voltaje alrededor de los 300 ms, con amplitud de 4.26 uV, se detectó en el canal O2, en la banda de frecuencias de 10 a 25 Hz correspondiente a las ondas Beta.

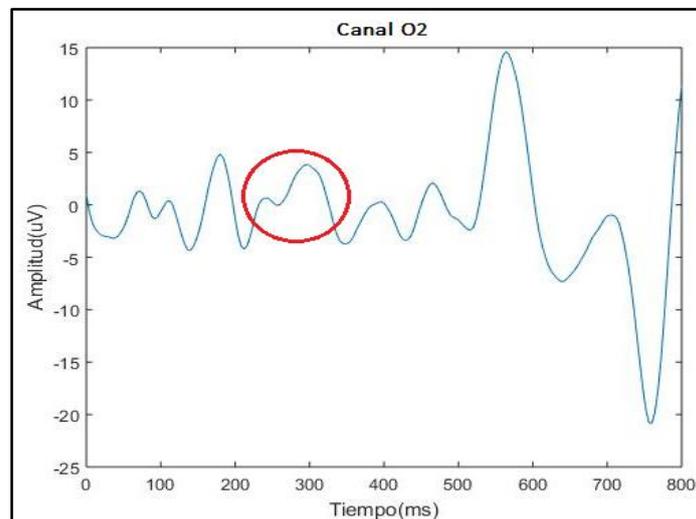


Figura 4.9: P300 en el canal O2.

**Prueba 2:** se presencié una señal de bajo voltaje en los 316 ms, en el canal O1 de la zona occipital, dentro de la banda de frecuencias del ritmo Alfa con una amplitud de 37 uV.

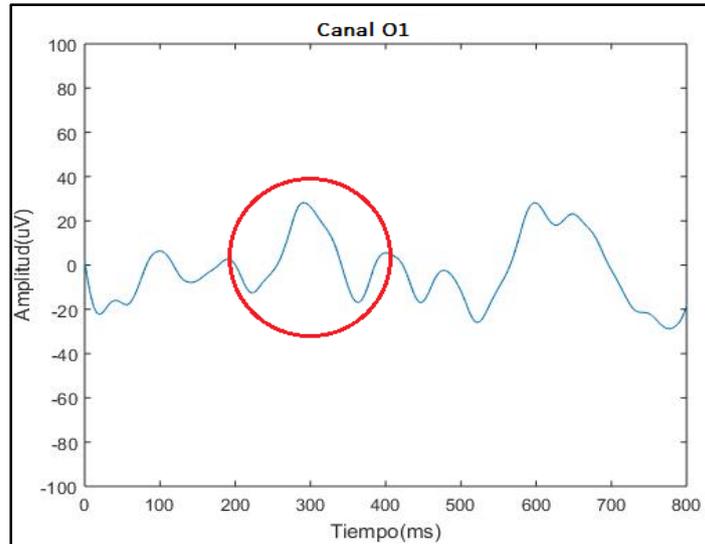


Figura 4.10: PEV en el canal O1.

**Prueba 3:** en este caso se observó la presencia de una señal negativa aproximadamente a los 400ms, este potencial denominado N400 es la respuesta cerebral normal a los estímulos producidos por el habla y el lenguaje, incluidos también estímulos de sonidos ambientales.

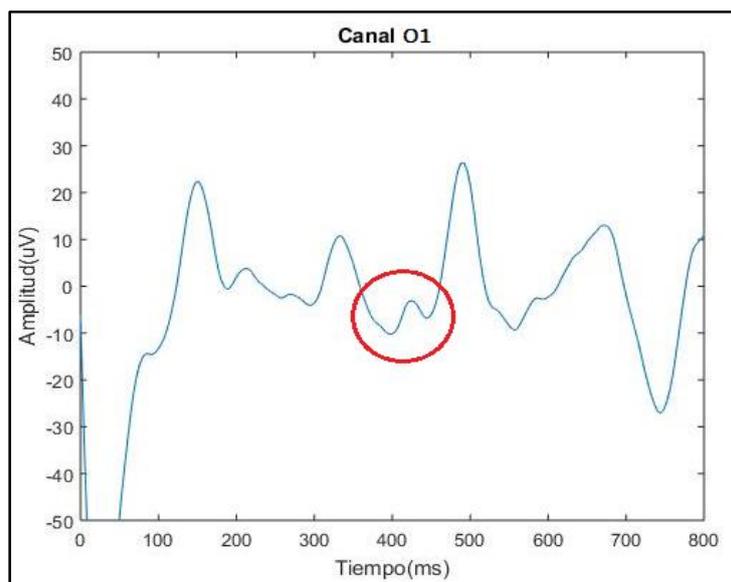


Figura 4.11: N400 en el canal O1.

**Prueba 4:** se registraron dos picos de voltajes similares (50 y 48 uV) en la zona frontal del canal Fp1, se atribuyen estas señales a un doble guiño que el sujeto de prueba realizó después del estímulo luminoso.

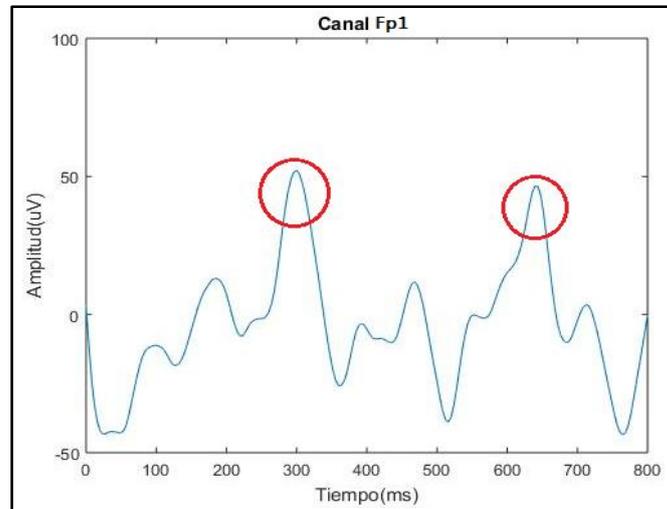


Figura 4.12: Movimiento ocular en el canal FP1.

Dada la complejidad de las señales EEG y de los potenciales evocados, se han mostrado los resultados más significativos ya que en la mayoría de las pruebas se obtuvo datos similares. La tabla 4.2 muestra un resumen de todos los potenciales evocados detectados, determinando que corresponden solo a estímulos visuales PEV.

Tabla 4.2: Promedio de potenciales evocados visuales.

PRUEBAS	CANAL	AMPLITUD	TIEMPO
1	7(O1)	7.62	280
2	6(C4)	5.17	300
3	5(O1)	6.38	304
4	8(O2)	6.72	315
5	6(P7)	4.26	292
6	5(O2)	6.4	310
7	2(O1)	5.62	285
<b>PROMEDIO</b>		<b>6.02</b>	<b>298</b>

Los PEV varían en su forma, tiempo y amplitud, es por esto que no ha sido posible obtener una sola señal estable que pueda usarse como señal de control para el sistema BCI, pero se presenció que el guiño producido por el movimiento ocular en la zona frontal de los canales Fp1 y Fp2 permiten obtener señales de mayor amplitud, estas señales tienen mayor estabilidad y pueden ser utilizadas como señales de mando en la aplicación Web.

El sistema permite activar un servomotor mediante un pestañeo voluntario, el mismo que se obtiene de las señales producidas por la relajación de la actividad cerebral, este potencial visual genera un rango de voltaje que debe ser configurado en el sistema de acuerdo a la persona que vaya a realizar la activación del servomotor, para las pruebas se realizaron varios intentos con una sola persona para detectar los rangos para definir un comando fijo de salida. En la tabla 4.3 se muestran los valores de amplitud adquiridos durante los guiños voluntarios, determinado que el rango de valores para activar el servomotor está entre 28 y 42 uV, estos valores cambiarán en cada persona debido a que la actividad cerebral no es igual en todos los usuarios.

Tabla 4.3: Valores de amplitud del guiño voluntario.

<b>Pruebas</b>	<b>Tiempo de duración(s)</b>	<b>Amplitud del guiño(uV)</b>
1	0.08	28
2	0.05	40
3	0.26	42
4	0.58	32
5	0.10	41
6	0.07	28
7	0.05	26
8	0.29	42
9	0.13	42
10	0.58	31

#### 4.5 Conclusiones del capítulo

- ✓ La ubicación de los electrodos determina la obtención de cada ritmo cerebral, para el ritmo Alfa en la zona temporal, parietal y occipital, para Beta sobre la región frontal y para Theta en las zonas frontal, central y temporal.
- ✓ En total durante el registro de todas las pruebas en estado de alerta y relajación, se observó la abundancia de las ondas cerebrales de la siguiente manera: en un 70% a las ondas Alfa, mientras que las Beta se presentaban en un 25%, las Theta y Gamma en un 5%.
- ✓ Se observó la presencia de potenciales evocados visuales en las áreas frontales, estos PEV varían de acuerdo a los estímulos del exterior por lo cual no se ha podido hacer un análisis profundo de los mismos.
- ✓ Al realizar las pruebas se precisa de al menos un minuto de tiempo de estabilización para obtener el estado de relajación que permita extraer el rango de voltaje para la activación del servomotor.
- ✓ El sistema tiene mejores resultados cuando los usuarios logran llegar al estado de relajación Alfa ya que este permite obtener parpadeos con amplitudes de hasta 100 uV, con mayores valores para el rango de voltaje se obtiene un mejor control sobre la salida del sistema BCI.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El sistema implementado permite obtener y realizar un análisis de las bioseñales neurológicas en tiempo real, está constituido por 3 partes: la adquisición de señales, el procesamiento y la salida del sistema BCI. Presenta 8 canales EEG para exhibir los parámetros de voltaje y amplitud mediante una aplicación Web, la misma que también permite observar las ondas Alfa, Beta, Theta, Delta y Gamma de cada canal y de forma general.

La etapa de adquisición está compuesta por el casco de electrodos denominado “Ultracortex Mark IV” el mismo que fue elaborado mediante tecnología aditiva, utilizando electrodos secos de plata clorada para mejorar la calidad de las bioseñales; el procesamiento tuvo una etapa de pre amplificación en la cual interviene el amplificador de instrumentación médica ADS1299, en la etapa de amplificación se hizo uso de filtros Notch para eliminar el ruido inducido por la red eléctrica a 50 o 60 Hz, y filtros pasa banda Butterworth para mejorar la calidad de las señales.

Con el pre procesamiento en Matlab se realizó el análisis en tiempo y frecuencia de las bioseñales, utilizando Transformada de Fourier y Wavelets, para obtener la separación en las ondas cerebrales: Alfa, Beta, Theta, Delta y Gamma, con este análisis fue posible demostrar que los potenciales evocados se presentan con mayor intensidad en las zonas frontales de los electrodos FP1 y FP2 en donde predominan las ondas Beta cuando la persona está en estado de alerta.

La salida del sistema BCI permite la activación de un servomotor MG90S mediante un tren de pulsos activados por el guiño voluntario del sujeto de prueba, esta señal de control fue obtenida después de realizar el análisis de los potenciales evocados visuales. Los 8 canales del sistema son capaces de adquirir las señales de las zonas frontal, temporal, parietal y occipital, sin embargo, para el objeto de estudio del sistema implementado se centra en los electrodos frontales FP1 y FP2, ya que se demostró que en esta zona es la de mayor actividad cerebral cuando los sujetos de prueba realizaban un parpadeo o guiño voluntario.

La aplicación Web permite visualizar las señales neurológicas en tiempo real, de esta manera se observa el comportamiento de las señales cuando se realiza el parpadeo, esto

genera que se tenga mayor control de esta acción para mejorar la calidad de la señal, de modo que se obtenga un rango de voltaje apto para activar el servomotor.

El entrenamiento para activar el dispositivo externo se lo realizó con una sola persona debido a la complejidad de las señales con las que se trabaja, de esta manera se puede controlar los guiños voluntarios y obtener un valor de voltaje que se ajuste a la señal de control.

La limitación más importante del sistema BCI implementado está dado por la condición biológica de las señales neurológicas y la baja amplitud de las mismas, se requiere de un estudio más profundo para analizar de manera estadística el comportamiento de cada onda cerebral y los cambios que presentan ante cualquier estímulo externo.

La aplicación que muestra los canales EEG está programada y desarrollada desde cero, lo cual implica una calibración de rangos de amplitud y frecuencia para cada persona al momento de realizar la prueba, razón por la cual los registros tomaron más tiempo de lo previsto, pero se obtuvo los resultados esperados. Para evitar esto, se recomienda utilizar la aplicación de OpenBCI para análisis inmediatos y para trabajos a futuro la aplicación del sistema implementado puede ser mejorada ya que está desarrollada mediante software libre.

Para análisis y aplicaciones más extensas se recomienda formar grupos multidisciplinarios de investigación donde formen parte personas de las áreas de neurología y así realizar un estudio más científico y completo en lo que se refiere a las señales del cerebro humano.

Con la implementación del sistema BCI se abre todo un campo de investigación, en el futuro se pueden plantear proyectos destinados a mejorar la calidad de vida de las personas con traumatismos de tipo neurológico, a través del estudio y análisis de sus registros encefalográficos (EEG).

## BIBLIOGRAFÍA

- Allan H. Ropper, R. H. (2010). *Principios de Neurología*. Boston: McGraw Hill.
- Anatomy of Brain*. (2013). Utah: University of Utah Health Care.
- Beltramone, D. (2013). Development of a Low-cost Upper-limb Myoelectrical Prosthesis and its Open Source Training System. *IEEE Latin America Transactions*, 162-167.
- Bermúdez Cicchino, A. N. (2013). Técnicas de procesamiento de EEG para detección de eventos . La Plata, Argentina.
- Buzsaki, G. (2006). *Rhythms of the Brain*. New York: Oxford University Press.
- Cáceres, J. P. (Agosto de 2010). Transformada Corta de Fourier y Ventanas. Stanford, California: CCRMA.
- Castaño, N., Zapata, J., & Villegas, J. (2009). Detección de puntas epilépticas en señales electroencefalográficas para pacientes con epilepsia del lóbulo temporal utilizando wavelets. *Ingeniería y Ciencia*, 145-165.
- Chang, M. H., Lee, J. S., & Heo, J. (2016). Eliciting dual-frequency SSVEP using a hybrid SSVEP-P300 BCI. *Journal of neuroscience methods*, 104-113.
- Cortés, J., Medina, F., & Chaves, A. (2007). *Del análisis de fourier a las wavelets análisis de fourier*. Pereira: Scientia et technica.
- Crowley, K., Sliney, A., Pitt, I., & Murphy, D. (16 de Septiembre de 2010). Evaluating a Brain-Computer Interface to Categorise Human Emotional Response. *Advanced Learning Technologies (ICALT)*, 276-278.
- Díaz, R. C. (2008). Modelo Biofísico del Acoplamiento de las Actividades Eléctrica, Neuronal, Metabólica y Hemodinámica en el Cerebro. *CENIC Ciencias Biológicas*, 194-195.
- Drake Moyano, J. M. (2005). Instrumentación Electrónica de comunicaciones. *El amplificador de instrumentación*. España: Santander.
- Estepa Martínez, F. A. (2009). Procesamiento y análisis de señales electroencefalográficas, obtenidas durante la aplicación de una prueba de memoria emocional. Bucaramanga, Santander, Colombia.

- Frederic H. Martini, M. J. (2009). *Anatomía Humana*. Napoli: EdiSES.
- Friman, O., Volosyak, I., & Graser, A. (2007). Multiple channel detection of steady-state visual evoked potentials for brain-computer interfaces. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 742-750.
- Gómez Figueroa, L. J. (12 de Septiembre de 2016). Análisis de señales EEG para detección de eventos oculares, musculares y cognitivos . Madrid, España.
- González Sánchez, J. (Septiembre de 2014). Técnicas de toma de datos y análisis de Electroencefalografía . Sevilla, España.
- Gordo, M. (2009). Interfaz BCI de altas prestaciones basada en la detección y procesamiento de la actividad cerebral. *BCI-DEPRACAP*.
- Guerrero Martínez, J. (2011). *Ingeniería Biomédica*. España: Universidad de Valencia.
- Gutiérrez, J. (2013). Los sistemas de interfaz cerebro-computadora: una herramienta para apoyar la rehabilitación de pacientes con discapacidad motora. *Investigación en Discapacidad*, 62-69.
- Hernández, D. (2014). Desarrollo e implementación de una interfaz de comunicación que permita la interacción entre un usuario y las señales emitidas por sus ondas cerebrales usando un dispositivo de EEG de neurosky para controlar periféricos electrónicos. Guayaquil, Ecuador.
- Hughes, J. (2008). Gamma, fast, and ultrafast waves of the brain: their relationships with epilepsy and behavior. *Epilepsy Behav*, 25-31.
- Iglesias López, P. (Febrero de 2016). Desarrollo de un sistema de identificación de estados mentales alfa. Madrid, España.
- Jia, X., & Thakor, N. (2008). Post-cardiac arrest temperature manipulation alters early EEG bursting in rats. *Resuscitation*, 367-373.
- Klem, G., Lüders, H., Jasper, H., & Elger, C. (2010). The ten±twenty electrode system of the International Federation. En G. Deuschl, & A. Eisen, *Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology* (págs. 3-6). Elsevier Science B.V.
- Lovelace, J., Witt, T., & Beyette, F. (2013). Modular, bluetooth enabled, wireless electroencephalograph (EEG) platform. *EMBC*, 6361-6364.

- Malmivuo, J., & Plonsey, R. (2007). *Bioelectromagnetism*. New York: Oxford University Press.
- Martínez, M., & Guardiola, G. (2006). Conceptos básicos de electroencefalografía . *Duazary*, 18-23.
- Mora López Tercero, I. (01 de Julio de 2013). Detección de crisis epilépticas a partir de señales EEG mediante índices basados en el algoritmo de Lempel-Ziv. Villanueva y Geltrú, España.
- Mújica, A. (2013). Adquisición de señales EEG con bioelectrodos no-invasivos de alta sensibilidad. *INAOE*.
- Muñoz Morgado, L. M. (28 de 10 de 2015). Detección de la fatiga de un conductor basado en EEG. Barcelona, España.
- Nácher, V., Ledberg, A., Deco, G., & Romo, R. (2013). Coherent delta-band oscillations between cortical areas correlate with decision making. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 15085-15090.
- Navarro, R. (2012). *Instrumentación Biomédica*. España: Universidad de Alcalá.
- Neuper, C., Müller, G., Kübler, A., & Birbaumer. (2003). Clinical application of an EEG-based brain-computer interface: a case study in a patient with severe motor impairment. *Clinical neurophysiology*, 399-409.
- Nicolas Alonso, L., & Gomez Gil, J. (2012). Brain Computer Interfaces. *MDPI AG*, 1211-1279.
- Niedermeyer E., & d. (2005). *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. . Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Nunez, P., & Cutillo, B. (2013). *Neocortical dynamics and human EEG rhythms*. Oxford: University Press.
- Odabae, M. (2013). Spatial patterning of the neonatal EEG suggests a need for a high number of electrodes. *Neuroimage*, 229-235.
- OpenBCI*. (9 de Enero de 2017). Obtenido de OpenBCI: <http://openbci.com/>
- Pérez-Muelas, A. (Enero de 2017). Sistema de Software de Adquisición y Procesado de EEG mediante MATLAB. Cartagena, Colombia.

- Pinillos, E. (Octubre de 2010). Propuesta para el Diseño de un Sistema de Electroencefalografía computarizada y autodiagnóstico basado en reconocimiento de patrones. Guatemala.
- Putz R., P. R. (2008). *Atlas de Anatomía Humana*. Madrid: Panamericana.
- Rai, R. (2013). *Real-time Web Application Development*. Birmingham: Packt Publishing.
- Ramirez, N. (2011). *Procesamiento de Señales Biomédicas*. Madrid.
- Rawlings, N., Ricard, M., & Davidson, R. (2008). Meditación, compasión y ondas cerebrales. *DIGITALIS*.
- Sandoval, F., & Cabestany, J. (2011). Bio-inspired systems: computational and ambient intelligence. *Neurocomputing*, 2591-2593.
- Sanei, S., & Chambers, J. (2013). *EEG signal processing*. Canadá: John Wiley & Sons.
- Sarasa Durán, G. (Septiembre de 2016). Estudio de técnicas de análisis y tratamiento de información en P300. Madrid, España.
- Sharman, K., & Alfaro-Cid, E. (2014). Genetic programming and serial processing for time series classification. *Evolutionary computation*, 265-285.
- Sutton, S., Braren, M., & Zubin, J. (2010). Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty. *Science*, 1187-1188.
- Talamillo García, T. (2011). Manual básico para enfermeros. *Enfermería Docente*, 29-33.
- Tejeiro Martínez, J. (2008). *Electroencefalografía Clínica Básica*. Madrid: VIGUERA.
- Wali, M., Murugappan, M., & Ahmmad, B. (2013). Wavelet packet transform based driver distraction level classification using EEG. *Mathematical Problems in Engineering*.
- Wang, Y. (2006). A practical VEP-based brain-computer interface. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 234-240.
- Wolpaw, J., & Birbaumer, N. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical neurophysiology*, 767-791.