



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Diseño y desarrollo de un
dispositivo de adquisición de
señales EEG mediante
electrodos superficiales**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero en Mecatrónica

P R E S E N T A

Saúl Abiran Gallegos García

DIRECTOR DE TESIS

M.A. Luis Yair Bautista Blanco



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2019

INDICE

1 INTRODUCCIÓN.....	1
2 PROBLEMÁTICA.....	3
3 JUSTIFICACIÓN.....	7
4 OBJETIVOS.....	8
4.1 Objetivos Generales.....	8
4.2 Objetivos Específicos.....	8
5 ALCANCES.....	8
6 ESTADO DEL ARTE.....	9
7 MARCO TEÓRICO.....	12
7.1 El Encéfalo.....	12
7.1.1 Organización y distribución de las funciones cerebrales.....	13
7.1.2 Actividad eléctrica en el cerebro.....	15
7.1.3 Artefactos.....	20
7.1.4 Desarrollo del lenguaje.....	20
7.2 Tipos de Electrodo.....	22
7.2.1 Superficiales.....	22
7.2.2 De aguja.....	24
7.2.3 Microelectrodos.....	25
7.3 Distribución de los electrodos.....	25
7.3.1 Normas 10-20.....	25
7.4 Tratamiento Digital de Señales.....	26
7.4.1 Clasificación de las señales.....	26
7.4.2 Conversión A/D.....	27
7.4.3 Muestreo.....	27
7.4.4 Cuantificación.....	28
7.4.5 Codificación.....	28
7.5 Filtros.....	28
7.5.1 Analógicos.....	29
7.5.2 Digitales.....	30

7.6 Interfaz Cerebro Computadora.....	32
8 MÉTODO PROPUESTO.....	33
8.1 Diseño y Desarrollo de Tarjeta de Adquisición de Señales.....	33
8.1.1 Diseño conceptual.....	33
8.1.1.1 Necesidades.....	34
8.1.1.2 Requerimientos.....	34
8.1.1.3 Especificaciones.....	35
8.1.1.4 Concepto.....	36
8.1.2 Sistemas involucrados.....	37
8.1.3 Selección y Evaluación de Conceptos de Solución.....	38
8.1.4 Configuración de Diseño.....	41
8.1.5 Diseño a detalle.....	45
8.2 Realización de Pruebas con la Tarjeta de Adquisición empleando una Batería Psicológica.....	57
8.2.1 Protocolo.....	58
8.2.2 Pruebas de Selección.....	60
8.2.3 Pruebas de Laboratorio.....	63
8.2.3.1 PCB Modular 1.....	63
8.2.3.2 PCB Modular 2.....	63
9 EXPERIMENTACIÓN Y RESULTADOS.....	65
10 CONCLUSIONES.....	70
11 TRABAJO A FUTURO.....	71
12 BIBLIOGRAFÍA.....	73
13 ANEXO.....	80
13.1 Anexo 1: Carta de conocimiento informado.....	80
13.2 Anexo 2: Resultados de los sujetos de pruebas a quienes se les aplicó la prueba de tamizaje denominada “Neuropsi Breve”.....	82

INTRODUCCIÓN

En este documento se expone el desarrollo funcional de una tarjeta de adquisición de señales EEG mediante electrodos superficiales, pasando a través de una metodología de diseño, la cual permite una implementación más óptima de tiempos y recursos al momento de proceder a las etapas de fabricación de un proyecto, socorrido a su vez de herramientas psicológicas para obtener su validación.

En el capítulo 2 se hablará de la problemática que originó el planteamiento de este trabajo. Implementando datos estadísticos que atañen a la población mexicana, y haciendo foco en la importancia que tienen las habilidades verbales y de comunicación en la vida actual de los seres humano.

En el capítulo 3 se hablará del cómo lo establecido en el capítulo anterior permite la justificación de la elaboración del dispositivo del cual es objetivo está tesis.

En el capítulo 4 se presentan los objetivos que se plantearon para la elaboración de este proyecto, partiendo de lo general a lo particular, para así, de este modo, esclarecer de la mejor manera posible, aquello que se pretende lograr con la culminación de este proyecto en conjunto con el capítulo 5, el cual define los alcances del mismo.

En el capítulo 6 se presentan aquellas otras tecnologías que ofrecen algo similar a la línea de acción que se está siguiendo en este proyecto, haciendo una diferenciación entre aquellos que están presentes de manera comercial y aquellos que tienen un uso con un enfoque más clínico. De mismo modo, se presenta una contraposición de aquellas características que se consideran más relevantes para el desarrollo del proyecto.

En el capítulo 7 se encuentra toda la información de respaldo que se requiere para comprender el funcionamiento de las señales con las cuales planea trabajar, así como demás elementos informativos que le permitirán al lector entrar en contexto con todo lo que respecta a este proyecto de tesis desde la parte anatómico funcional del encéfalo hasta las herramientas y tecnologías que permiten hacer posible el desarrollo del proyecto.

Posteriormente en el capítulo 8 se lleva a cabo todo el planteamiento de la metodología de diseño, a partir de los análisis más básicos que competen a las necesidades, requerimientos y especificaciones que fungen como las bases para el desarrollo de un proyecto de estas características. De este modo, se puede establecer de manera muy puntual la configuración del dispositivo y los elementos que interactúan tanto interna como externamente con este mismo, dando pauta a la posible mejora constante de dicho dispositivo al incitar un proceso iterativo.

En los últimos capítulos se muestran los experimentos que se efectuaron para poder validar el funcionamiento de la tarjeta, el planteamiento de los mismos y los protocolos que se generaron para fomentar la repetibilidad de cada uno de los experimentos, disminuyendo de este modo el número de variables a considerar, encaminando así un mejor análisis de los resultados y determinar de este modo el correcto funcionamiento de la tarjeta.

Posteriormente, se presentan las conclusiones derivadas del desarrollo de este trabajo, las cuales engloban objetivamente todo el desarrollo y el cómo este repercutió en los resultados, ofertando al final de este trabajo una serie de propuestas que permitirán mejorar los resultados en un subsiguiente trabajo a futuro.

PROBLEMÁTICA

La comunicación, como lo dicta el tercer significado otorgado por la Real Academia Española (RAE), es la transmisión de señales mediante un código común al emisor y al receptor ^[1], la cual, pese a no ser una necesidad fisiológica básica, si es una de carácter humano. Dicha necesidad es de índole social y esto se puede apreciar en la pirámide de Maslow, la cual divide las necesidades del ser humano en inferiores y superiores catalogando las primeras en la base de la pirámide, al ser las necesidades más primitivas del ser humano, tales como lo son el alimentarse, dormir, respirar y otras de la misma naturaleza. Conforme se asciende en dicha pirámide, las necesidades se hacen de un carácter más humano debido a la complejidad de estas, las cuales están encaminadas a un enfoque más ascético, como así lo expresa Abraham H. Maslow en su libro “Motivación y Personalidad” ^[2].

Hoy en día se puede decir que la comunicación es una habilidad social imprescindible que le permite al ser humano relacionarse con sus semejantes en un determinado entorno o grupo que lo faculta con un sentido de pertenencia; no obstante, dicha habilidad se puede ver afectada por diversos trastornos, los cuales dependiendo de la causa que los origine pueden recibir el nombre de afasias (si es el caso una lesión cerebral) o bien, por algún tipo de paresia (parálisis parcial) o limitación en la actividad. Dichas limitacionesafortunadamente afectan a un porcentaje minoritario de la población en México, de no más del 4%, el cual traducido a cifras representa a 4,527,784 habitantes ^[3].

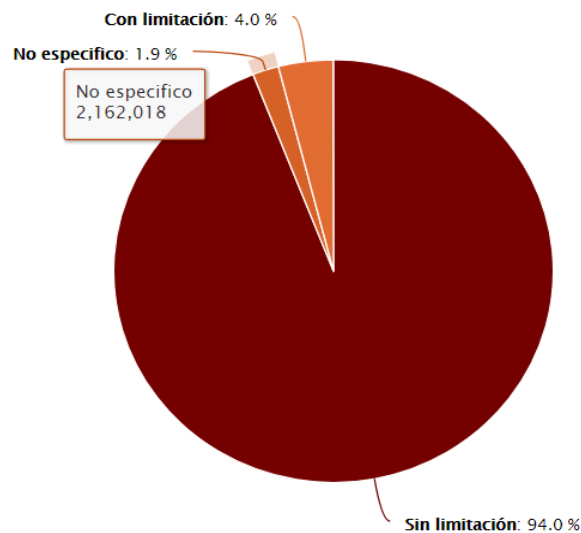


Ilustración 1. Gráfica de pastel de la población total según condición [3]

En muchas ocasiones el ser humano como individuo ignora o pasa por alto los padecimientos de terceros debido a múltiples factores, a menos que la persona se encuentre directamente involucrada. Uno de dichos padecimientos, el cual se ha convertido en objeto de estudio, es lo que compete a la imposibilidad o dificultad en el desarrollo de actividades relacionadas a la comunicación.

En México el 4% de la población sufre de algún padecimiento que limita sus actividades, entre las cuales se encuentran las asociadas a la motricidad, limitaciones en los sentidos y en la habilidad mental, entre algunas otras, las cuales tienen su origen proveniente de alguna enfermedad, accidente, procesos degenerativos (vejez) o nacimiento.

En la mayoría de estos casos (como se puede apreciar en la gráfica) esto es derivado de algún tipo de enfermedad, aunque los casos provenientes de razones degenerativas también componen números importantes con respecto a las limitaciones en la actividad.

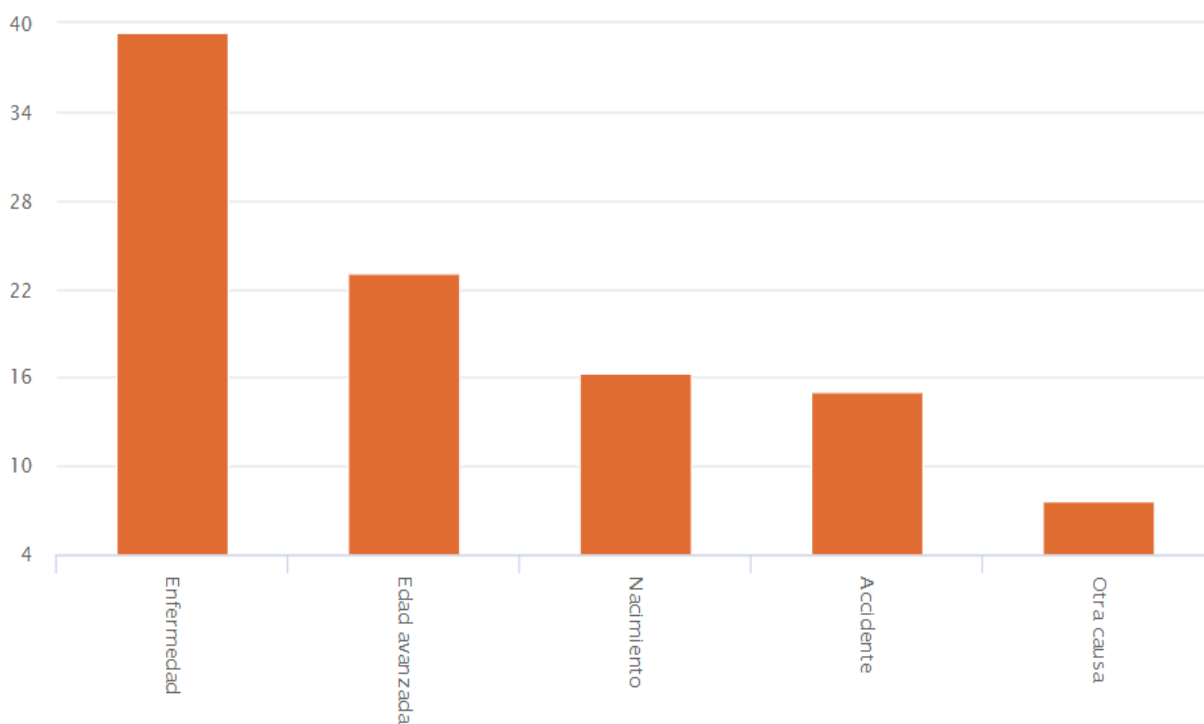


Ilustración 2. Distribución porcentual de la población con discapacidad según causa [3]

Ahora bien, como se puede apreciar en las gráficas, el conjunto de las personas limitadas en la habilidad de escuchar al igual que en las relacionadas al habla o a la comunicación representan el 20.4% de las personas con alguna limitación lo cual se puede traducir a un total de 900,174 personas según cifras del INEGI [3]

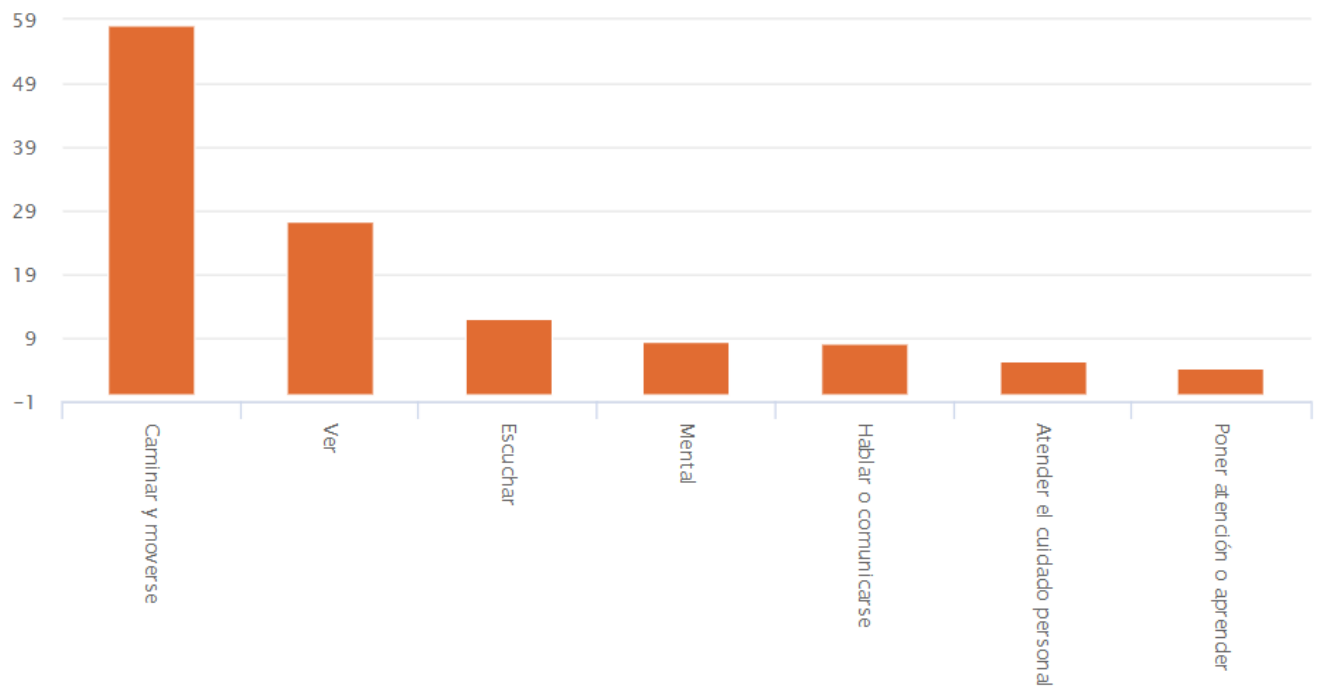


Ilustración 3. Población con limitación en la actividad según su tipo de limitación [3]

Pese a que el INEGI [3] permite concebir una idea respecto a los posibles candidatos que pueden fungir como sujetos de estudio para el desarrollo de esta tesis, no permite saber datos tales como la liquidez o fluidez económica de las personas que pertenecen a determinados grupos de personas con limitaciones en la actividad o que porcentaje de aquellos que cuentan con limitaciones en la actividad de escuchar o del habla se encuentran en los grupos en los cuales dicho padecimiento se generó por enfermedad, edad avanzada o cualquiera de los otros nombrados en las gráficas. En pocas palabras, no permite saber a cuantos grupos pertenece una misma persona.

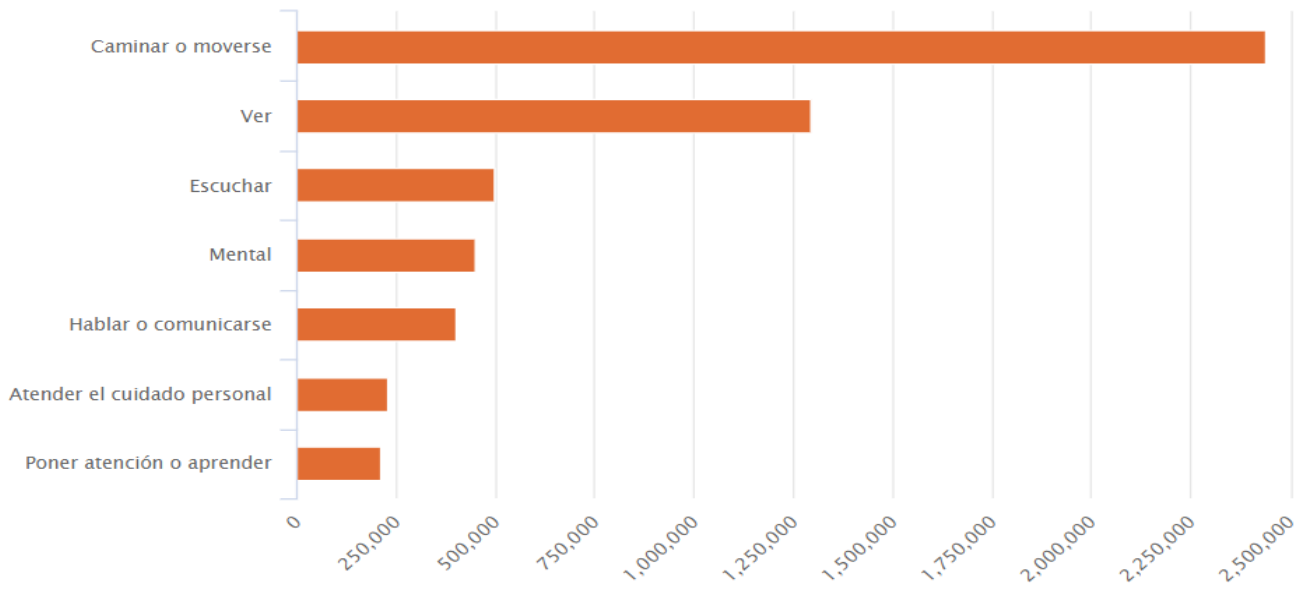


Ilustración 4. Porcentaje de la población con limitación en la actividad según tipo de limitación [3]

No obstante, otorga datos sumamente importantes, como la distribución de estas personas a lo largo de la república, lo cual permitirá acotar una posible búsqueda para futuras referencias. Dicha distribución puede apreciarse en los mapas subsecuentes que aquí se muestran.

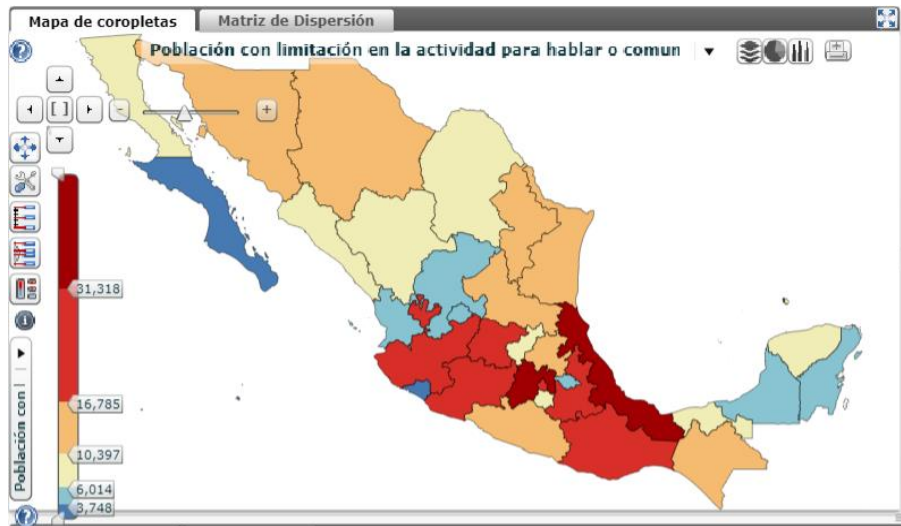


Ilustración 5. Mapa de la república con la representación de los índices poblacionales de personas que cuentan con algún tipo de limitación para hablar o comunicarse [4]



Ilustración 6. Mapa de la república con la representación de los índices poblacionales de personas que cuentan con algún tipo de limitación para escuchar [4]

JUSTIFICACIÓN

Por consiguiente, a aquello planteado en la sección anterior, se presenta la oportunidad de generar un dispositivo que le permita a aquellos individuos que presenten algún tipo de limitación para comunicarse, la oportunidad de recuperar el dominio de esta habilidad o la adquisición de la misma (según sea el caso), pero dado que dicha limitación puede ser derivada de algún tipo de trastorno motriz, tal como se explicó anteriormente, se busca prescindir de soluciones o elementos que impliquen motricidad.

Las interfases cerebro computadora (BCI por sus siglas en inglés) permiten al usuario prescindir del uso de elementos que impliquen una interacción motriz. Así mismo, existen diversos dispositivos que un ser humano puede utilizar sin necesidad de efectuar algún tipo de movimiento, ya que estos aprovechan las señales otorgadas por la biometría de la persona, pudiéndolas incluso emplear como una serie de comandos para la interacción con diversos objetos.

Pese a que existe una gran variedad de dispositivos que permiten obtener información relacionada a la actividad cerebral, su presencia en México es primordialmente clínica o de tarea dedicada, aunado a que suelen ser sumamente grandes y difíciles de transportar, como es el caso de las máquinas de IRMf (Imagen por Resonancia Magnética funcional).

OBJETIVOS

Objetivo General:

1. Desarrollar un dispositivo que permita obtener un grupo de señales cerebrales asociadas a la actividad eléctrica generada en las áreas de Wernicke y de Broca, a las cuales se les atribuyen las funciones del lenguaje.
2. Validar el funcionamiento de dicho dispositivo por medio de herramientas neuropsicológicas.

Objetivos Específicos:

1. Diseño y desarrollo de una tarjeta de adquisición de datos provenientes de una señal EEG.
2. Desarrollar un protocolo para efectuar diversos ensayos experimentales en los sujetos de pruebas.
3. Generar un banco de datos de los resultados obtenidos ante diversos estímulos en cada uno de los sujetos de pruebas contrastándolos con su respectivo estado basal.
4. Implementar una batería psicológica para contrastar los resultados recabados entre sí, y de este modo sustentar el funcionamiento de la tarjeta

ALCANCES

El presente trabajo está basado principalmente en el desarrollo de una tarjeta de adquisición de señales provenientes del encéfalo y a la validez funcional del mismo socorrido por diversos elementos de análisis psicológicos, aunado a la visualización de dichas señales, ya sea por medio de un osciloscopio, o bien de un equipo de cómputo para su estudio posterior. Los posibles artefactos que se pudiesen encontrar durante la observación de la señal se encuentran contemplados y se pretende eliminarlos al implementar ciertas técnicas de filtrado analógico en esta primer iteración del proyecto. Por último, se pretende llevar el presente trabajo únicamente hasta el punto de monitorear la morfología de diversas señales distinguibles entre el estado basal del individuo y aquel incitado por medio del uso de una batería psicológica.

ESTADO DEL ARTE

Existen en la actualidad una serie de dispositivos que nos permiten tanto leer como interpretar la actividad eléctrica del cerebro, e incluso algunos de ellos el manipular ciertos artefactos electrónicos, tales como drones, vehículos a control remoto, televisores, lámparas, y algunos otros por medio de señales EEG. Dichos artefactos no solo comienzan a tener una mayor presencia en el mercado, sí no que son compatibles con una alta gama de sistemas operativos como IOS y Android e inclusive con Softwares del tipo de Arduino, Visual Studio y Unity.

Entre dichos dispositivos se pueden resaltar 2, los cuales, con base en el proceso de investigación efectuado para recabar datos acerca de ellos, se podría decir que son los más conocidos o accesibles en el mercado. Estos son la diadema “Mindwave Mobile” y el dispositivo “EmotivEpoC”. El primero de ellos emplea un software de nombre Neurosky eSense, el cual puede detectar los niveles de atención y de meditación del usuario, así como las señales mioeléctricas que se generan al parpadear, ya sea uno o ambos ojos [5]. La “Mindwave Mobile” consta de una especie de auricular en forma de pinza, el cual funge como electrodo de referencia y que se posiciona en el lóbulo de la oreja, en adición a un electrodo posicionado en el extremo de un brazo rígido de plástico, el cual es pensado para que este posicionado en FP1 (sobre la ceja del ojo izquierdo), acorde a la norma 10-20 de posicionamiento de electrodos para EEG, de la cual se hablara posteriormente.



Ilustración 7. Diadema MindWave Mobile [5]

El EMOTIV EPOC+, el cual fue diseñado para investigación contextualizada y aplicaciones avanzadas de interfaz cerebro computadora (BCI por sus siglas en inglés), es un artefacto inalámbrico que obtiene lecturas por medio de 14 canales de EEG. La diadema EPOC+ proporciona acceso a matrices densas de alta calidad y datos brutos de EEG empleando el software propio de la compañía que lo desarrollo, EmotivPRO [7].



Ilustración 8. EMOTIV EPOC+ [7]

A continuación, se presenta una tabla comparativa de las especificaciones otorgadas para aquellos dispositivos disponibles en el mercado, incluyendo los dos anteriores.

Tabla 1. Especificaciones de los dispositivos móviles de adquisición de datos EEG en el mercado

Especificaciones	Dispositivos				
	MindWave	EmotivEpoC	The Touch	BrainLink	Muse
Canales		14	8		
Ondas Cerebrales	12 bits	14 bits			
Frecuencia de Muestreo	512 Hz	2048 Hz	256 Hz		
Conectividad	Bluetooth	<ul style="list-style-type: none"> • Bluetooth • Banda 2.4GHz 	Bluetooth	Bluetooth	Bluetooth
Compatibilidad	<ul style="list-style-type: none"> • IOS • Android • Windows • Mac OS 	<ul style="list-style-type: none"> • IOS • Android • Windows • Mac OS 	<ul style="list-style-type: none"> • Android • IOS 	<ul style="list-style-type: none"> • IOS • Android • Windows • Mac OS 	<ul style="list-style-type: none"> • Android • IOS
Batería	Pila AAA	640 mAh	370 mAh	160 mAh	
Peso	90 g			61.8 g	50 g
Precio	99.99 USD	799 USD	199 USD	279 EUR	199 USD

En adición a los dispositivos previamente mostrados, también se cuenta con muchos otros de un uso no tan comercial, pero con un alto impacto en el área médica. Estos pueden emplear o no electrodos para obtener las señales deseadas; empero, son mayormente usados para analizar la actividad cognitiva o posibles patologías.

El primero de estos es el electroencefalograma (EEG), el cual está basado en el uso de electrodos de cloruro de plata distribuidos alrededor de la cabeza y fijados a una especie de casco, el cual a su vez se conecta a un aparato de EEG y registra por medio de algunas plumas o galvanómetros el trazado de la señal. Un método muy similar pero que recurre a la implantación directa de los electrodos sobre la superficie pial es el electrocorticograma (EcoG) ^[11].

A su vez, existe otro método para la adquisición de señales de carácter no invasivo, el cual se aprovecha de los campos magnéticos producidos por las corrientes iónicas intracorticales, recibiendo así el nombre de magnetoencefalografía (MEG). Dicho método registra campos magnéticos cuyas oscilaciones se asemejan ligeramente al registro obtenido por medio del EEG al tener estas, la forma de señales senoidales ^[11].

Uno más de estos dispositivos es el IRMf (Imagen por Resonancia Magnética funcional), el cual emplea una tecnología no invasiva que produce imágenes anatómicas tridimensionales detalladas por medio de un potente campo magnético que provoca la alineación de los protones que se encuentran en el cuerpo con ese campo magnético ^[12].

MARCO TEÓRICO

EL ENCÉFALO

Acorde con el diccionario de la Real Academia Española (RAE), el encéfalo es el “Conjunto de órganos que forman parte del sistema nervioso de los vertebrados y están contenidos en la cavidad interna del cráneo” ^[13], así mismo este conjunto de órganos le permite a una alta gama de organismos pluricelulares vivos el desarrollo y ejecución de sus actividades, que van desde la homeostasis hasta la ejecución del control motor tanto voluntario como involuntario de su huésped.

Pese a que haya una gran variedad de seres vivos que han sido bendecidos con la posesión de dicho conjunto de órganos. Se presume que hasta el momento el más sofisticado de ellos es el del ser humano, dada la alta gama de funciones que este nos permite realizar, así como de habilidades complejas características del ser humano que no se han apreciado en otros animales, o no al menos con la misma complejidad ^[14].

La concepción del uso del encéfalo ha ido evolucionando a lo largo de la historia, como nos lo plasma Saladin en su libro “Anatomía y Fisiología. La unidad entre forma y función” ^[14], donde hace remembranza a las ideas de algunos filósofos de tiempos distantes como lo eran Aristóteles e Hipócrates, los cuales solo teorizaban al respecto de las funciones de este conjunto de órganos. No obstante, con el paso de los años y un profundo estudio de las ciencias médicas hoy en día conocemos más a detalle el cómo trabaja nuestro encéfalo y el cómo está compuesto, pero aún no se ha terminado de dilucidar por completo de lo que es capaz ni el cómo lo hace.

El encéfalo está constituido por 4 grandes áreas o porciones, las cuales son:

1. El cerebro, el cual es la estructura más grande de las 4
2. El cerebelo
3. El tronco encefálico conformado por el mesencéfalo, la protuberancia y el bulbo raquídeo (el tronco encefálico continúa en la médula espinal).
4. El diencefalo conformado por el tálamo, el hipotálamo y el epítalamo ^[15].

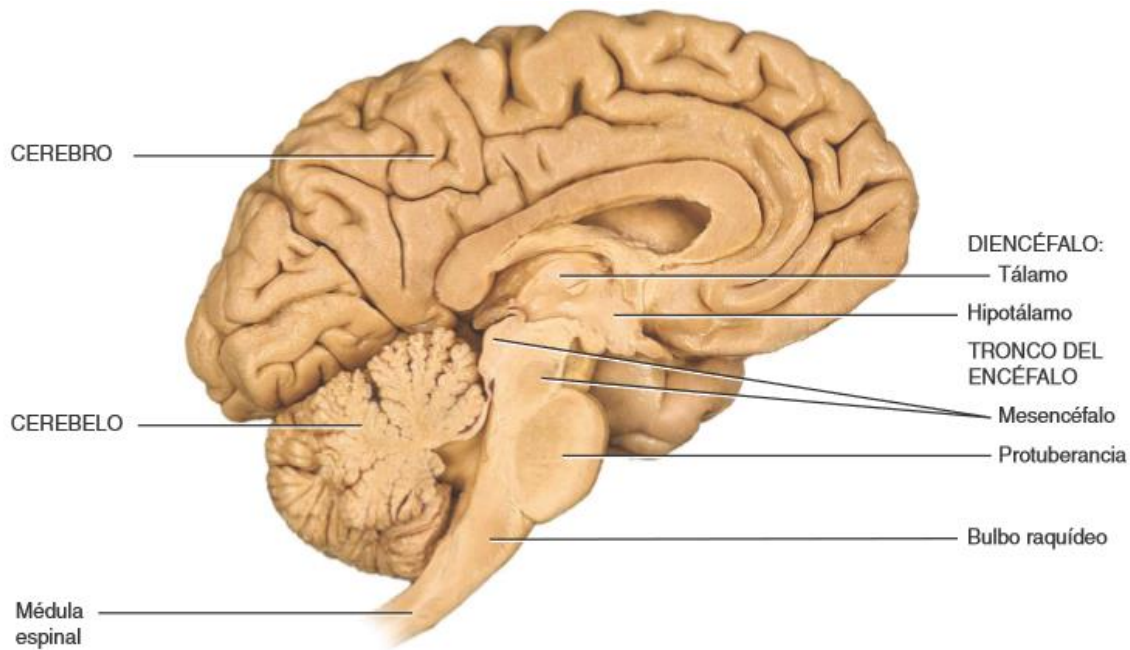


Ilustración 9 Encéfalo del ser humano, corte sagital, vista medial. (Tortora, 2006, p. 529) [15]

Organización y Distribución de las Funciones Cerebrales

Cada una de las funciones que realiza el ser humano están relacionadas a determinadas regiones en el encéfalo o a la acción coordinada de múltiples de ellas, pero es el cerebro el que nos dota de las funciones superiores tales como el razonamiento, la escritura, la lectura, el habla, etc. e incluso en el Tortora de principios de anatomía ^[15], se le refiere como “el asiento de la inteligencia” debido a todas aquellas habilidades previamente nombradas.

El cerebro está conformado por la corteza cerebral en el exterior, sustancia blanca en el interior y ciertos núcleos de sustancia gris en la profundidad de la sustancia blanca. La corteza cerebral cuenta con una gran variedad de circunvoluciones que dependiendo de su profundidad reciben el nombre de surco (para las más superficiales) o fisura (para las más profundas). La más profunda de todas ellas recibe el nombre de fisura longitudinal y divide al cerebro en dos hemisferios (izquierdo y derecho), los cuales se encuentran interconectados por algo llamado cuerpo calloso, que no es más que un grupo de axones dispuestos dentro de una banda ancha de sustancia blanca ^[15]. En adición, dichas circunvoluciones tienen una composición anatómica que puede llegar a diferir no solo entre

un cerebro y otro, si no entre las diferentes regiones del mismo cerebro e inclusive entre hemisferios, permitiendo así, distinguir cinco lóbulos con funciones distintas ^[14].

Los primeros cuatro de ellos reciben su nombre con respecto al hueso del cráneo que se encuentra más próximo a ellos, situando así al lóbulo frontal por debajo del hueso frontal y así sucesivamente con los demás.

A continuación, se presenta un breve listado en el cual se describe a grandes rasgos tanto la ubicación de estos lóbulos, así como las funciones asociadas a cada uno de ellos contrastando la información obtenida por medio del Saladin de anatomía y fisiología ^[14], y el Siuly de clasificación y análisis de señales EEG ^[17].

1. El lóbulo frontal, situado en la zona anterior de la cabeza se extiende en sentido caudal hasta un surco conocido como la cisura de Rolando. A dicho lóbulo se le atribuyen sobre todo a las funciones motoras voluntarias, pero también a la personalidad, emociones, solución de problemas, razonamiento, motivación, planificación, estado de ánimo y partes del lenguaje.
2. El lóbulo parietal, situado en la parte superior del encéfalo se extiende a partir de la cisura de Rolando en sentido caudal hasta el surco parietooccipital. Dicho lóbulo es responsable de la recepción e interpretación de las señales producidas por sensaciones tales como el dolor, el tacto y el gusto, además de la orientación y el movimiento.
3. El lóbulo occipital, situado en la zona posterior de la cabeza, justo detrás del lóbulo parietal y ligeramente por encima de la nuca es el principal encargado del procesamiento visual.
4. El lóbulo temporal se encuentra situado de forma perpendicular al plano sagital, anterior al lóbulo occipital e inferior al parietal, estando separado de él por la cisura de Silvio. Este lóbulo se asocia al reconocimiento de estímulos visuales, audición, olfato, aprendizaje, memoria, lenguaje y percepción.
5. La ínsula es el más oculto de los lóbulos debido a que se sitúa por debajo de la cisura de Silvio y solo es visible al retraer los lóbulos frontal y temporal. Pese a ser poco lo que se ha estudiado a este lóbulo dado su difícil acceso, se cree que está involucrado en el lenguaje hablado, el sentido del gusto y en la sensibilidad visceral.

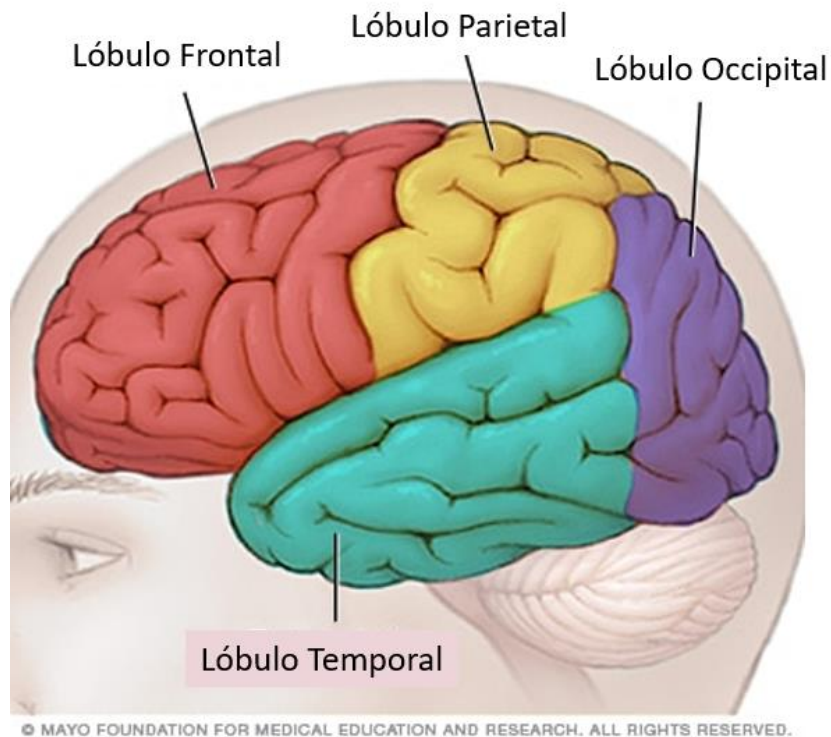


Ilustración 10 Distribución anatómica de 4 de los 5 lóbulos cerebrales [16]

Actividad Eléctrica en el Cerebro

El cerebro humano cuenta con miles de millones de neuronas, las cuales son células excitables eléctricamente especializadas en la recepción y generación de señales.

Acorde con Conti, en su libro de “Fisiología Médica” (2010) ^[11], “En cada neurona se distinguen cuatro dominios funcionales, que corresponden a las cuatro especializaciones anatómicas: el cuerpo celular, las dendritas, el axón y la terminal presináptica” (p. 250). Dichas estructuras pueden ser divisadas en la siguiente imagen:

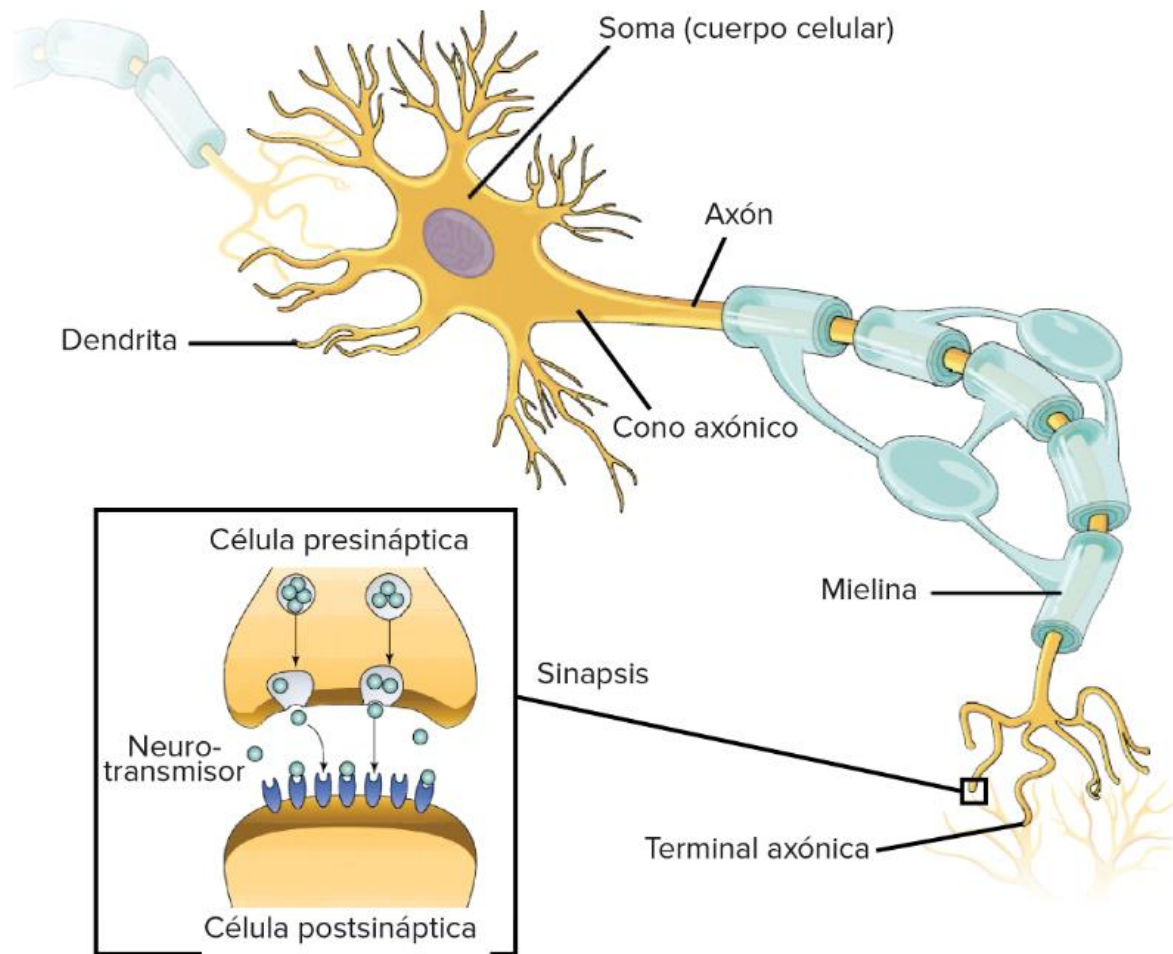


Ilustración 11 Estructura de la neurona [18]

Como podemos observar, el soma es el cuerpo de la neurona en el cual se encuentran contenidos todos los componentes internos elementales que conforman a las células, tales como, los lisosomas, las mitocondrias y el complejo de Golgi ^[15]. Las dendritas son prolongaciones en forma de raíz especialmente diseñadas para favorecer la asimilación de neurotransmisores y es el principal encargado de la recepción de mensajes provenientes de otras neuronas ^[11]. El axón es una protuberancia especializada en la transmisión de señales nerviosas a puntos remotos al soma, que al igual que las dendritas tiene su origen en el cuerpo celular, pero este a diferencia de ellas es más largo y carece casi por completo de otras ramificaciones; empero, aun así, puede llegar a tener unas cuantas de ellas, las cuales son denominadas colaterales del axón. Aunado a lo anterior, la mayoría de los axones cuentan con múltiples ramificaciones al final de estos ^[14].

Antes de proseguir con la última de las cuatro especializaciones anatómicas en las cuales Conti divide la estructura celular de una neurona, él también señala (acorde con la interpretación clásica) que las ondas que podemos obtener por medio de los electrodos que suelen estar dispuestos en diversos puntos a lo largo de la cabeza, son un reflejo de “las respuestas postsinápticas provocadas de manera sincronizada en un grupo de neuronas piramidales” (Conti, 2010, p.250) ^[11]. Ahora, con el conocimiento de que la actividad eléctrica que se desarrolla en el interior de nuestro encéfalo es producida de manera inherente al producirse la comunicación inter neuronal podemos proseguir, no solo a hablar de la terminal presináptica, si no de los procesos que ahí toman lugar.

La terminal presináptica de una neurona está en el extremo más distal de las bifurcaciones que tiene el axón. Ahí es donde se origina la comunicación entre las neuronas y recibe el nombre de sinapsis.

Las neuronas pueden comunicarse de forma eléctrica al pasar de manera directa la señal nerviosa entre las terminales presináptica de una neurona y postsináptica de otra, o bien de manera química por medio de un potencial de acción o un potencial graduado ^[11]. Un potencial de acción es una señal eléctrica que se propaga en la membrana plasmática de una neurona al liberarse las sustancias químicas o neurotransmisores alojados en la vesícula sináptica. Dichas sustancias se desplazan entre el líquido intersticial y el interior de la neurona a través de canales iónicos específicos albergados en la membrana ^[14]. La sinapsis eléctrica es más rápida que la química debido a que en el caso de la primera, esta ocurre de manera inmediata y la segunda siempre es acompañada por un retraso ^[11]. Un potencial graduado es una pequeña desviación del potencial de membrana, el cual produce que esta se encuentre más polarizada ^[15].

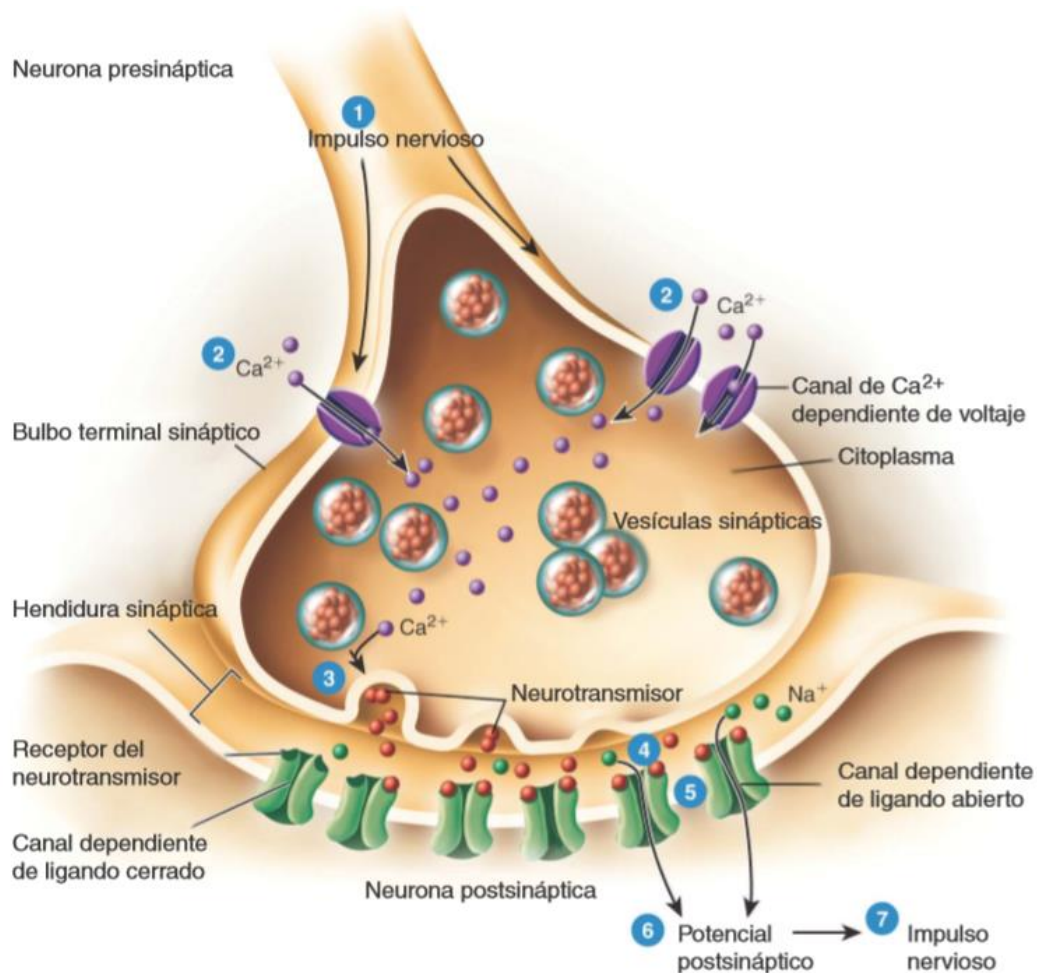


Ilustración 12 Sinapsis química (Tortora, 2006, p. 474) [15]

Ahora, teniendo el conocimiento del dónde y él porqué es que se produce la actividad eléctrica al interior de nuestra cavidad craneal, podemos proseguir con el estudio de que es lo que podemos esperar obtener al momento de obtener la lectura de las señales EEG.

Contrastando la información provista en los 4 libros que más se han referenciado en el desarrollo de esta sección, llámese “Fisiología Médica”, “Principios de Anatomía y Fisiología”, “Anatomía y Fisiología. La Unidad Entre Forma y Función” o “*EEG Signal Analysis and Classification. Techniques and Applications*”, podemos distinguir 5 diferentes bandas de frecuencia identificables en el EEG normal del ser humano; así mismo podemos asociar dichas bandas a determinadas actividades como lo podremos vislumbrar a continuación.

1. **Delta (δ)** es aquella banda de frecuencia menor a los 4 Hz asociada al sueño profundo en los adultos, aunque se pueden apreciar en los lactantes al despertar. En el estado de vigilia en adultos representaría lesiones cerebrales. Son las ondas de mayor amplitud registrable, oscilando dicha amplitud alrededor de los 200 μ V.
2. **Theta (θ) o zeta** es aquella que se encuentra entre 4 y 8 Hz representan estrés emocional, especialmente frustración o decepción, inspiración, creatividad o meditación profunda. Amplitud entre 25 y 50 μ V.
3. **Alpha (α)** oscila entre los 8 y los 13 Hz. Se localizan principalmente en la parte posterior de la cabeza, más precisamente en el lóbulo occipital cuando el sujeto en cuestión se encuentra con los ojos cerrados o este se relaja, no obstante, dicha señal desaparece durante el sueño. Amplitud entre 30 y 50 μ V.
4. **Beta (β)** oscila entre los 13 y los 30 Hz, presentándose generalmente ante la actividad mental o estimulación sensitiva y localizándose en las regiones frontal y parietal. Amplitud entre 25 y 30 μ V.
5. **Gamma (γ)** está asociada con varias funciones motoras y cognitivas, presentando frecuencias mayores a los 30 Hz.

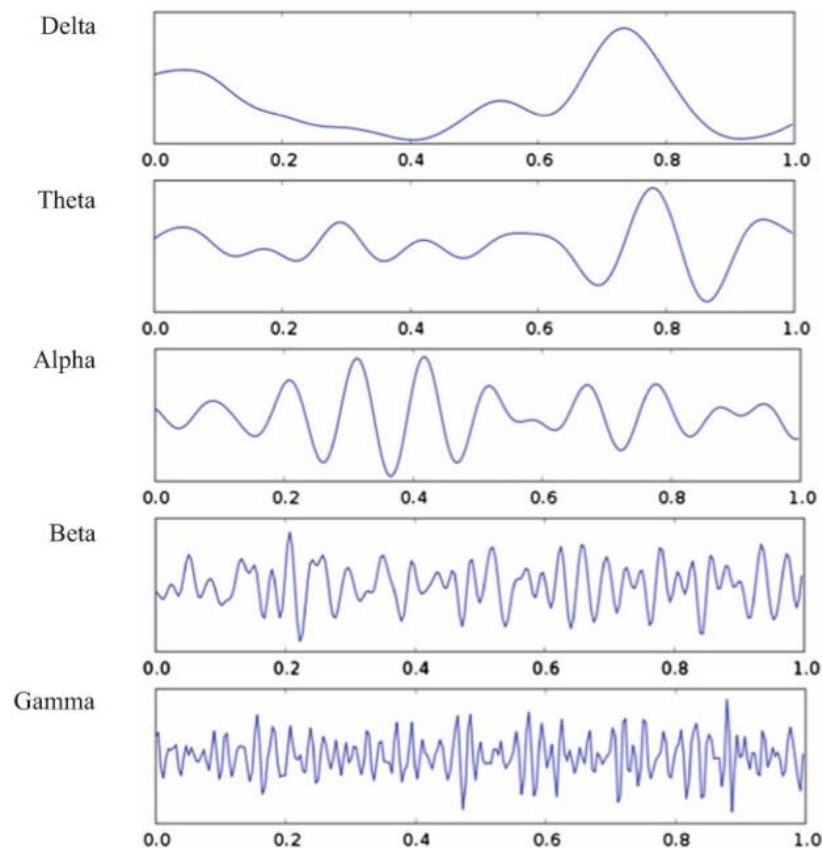


Ilustración 13 Ejemplo de bandas de frecuencia (Siuly,2016, p. 12) [17]

Artefactos

No solo podemos encontrar este tipo de señales eléctricas al momento de efectuar un EEG debido a que contamos con muchas otras estructuras intermedias que se sitúan entre el electrodo que empleamos para adquirir la señal y las neuronas piramidales. Las señales eléctricas que resultan ajenas a aquellas originadas en el cerebro son llamadas artefactos, los cuales casi siempre contaminan los datos adquiridos en un EEG. Dichos artefactos cuentan con una amplitud relativa, razón por la cual se dice que es necesaria una gran experiencia para poder identificarlos ^[18].

A continuación, se presenta un listado en el que se describen los 4 artefactos más comúnmente encontrados en los EEG, dicho listado se obtuvo del libro “*EEG Signal Analysis and Classification. Techniques and Applications*” (Syuli, 2016, p.13) ^[17].

1. **Artefacto Electrooculografico:** Es causado por la excitación de los músculos de la bola del ojo (relacionados con guiñar los ojos, por dar un ejemplo). Gran amplitud, lenta, ondas positivas prominentes en los electrodos frontales.
2. **Artefacto de los electrodos:** Causados por un mal contacto (y así una mayor impedancia) entre el electrodo P3 y la piel.
3. **Artefacto de deglución**
4. **Artefacto del electrodo de referencia en común:** Causado por un mal contacto entre el electrodo de referencia y la piel. Ondas amplias en todos los canales.

Desarrollo del Lenguaje

El lenguaje, acorde con la Real Academia Española se define como “facultad del ser humano de expresarse y comunicarse con los demás a través del sonido articulado o de otros sistemas de signos” ^[19]. Dicha habilidad, así como otras que se han llegado a mencionar, son posibles gracias a la acción coordinada de diversas áreas de nuestro cerebro. Los procesos concomitantes que toman lugar para hacer posible el lenguaje, son la fonación y la articulación de los fonemas principalmente.

Como ya se ha estado estudiado en los capítulos anteriores, el cerebro se divide en diversas áreas o regiones, las cuales están encargadas de efectuar determinadas tareas. Estas tareas, que pueden ser de naturaleza sensitiva, motora y asociativa, son necesarias para proveernos las habilidades propias del lenguaje.

El área del lenguaje de Broca, es un área motora situada en las áreas 44 y 45 de Brodmann desde la cual los impulsos nerviosos son transmitidos en dirección a las regiones premotoras que manipulan los músculos de la laringe, la faringe y la boca. Así mismo, los impulsos nerviosos también controlan los músculos respiratorios, que como bien sabemos, es fundamental la acción concomitante de los músculos con un flujo determinado de aire para regular la voz de una persona [15].

Otra de las áreas que juegan un papel muy importante en la producción del lenguaje es el área de Wernicke, la cual acorde con el Tortora, está localizada en el área 22, y posiblemente 39 y 40 de Brodmann. Esta área en cuestión está más enfocada en interpretar el significado del habla al reconocer las palabras pronunciadas y a su vez en el pensamiento lógico de las mismas. Se activa cuando las palabras se traducen en pensamientos [15].

El libro de Tortora también refiere que las regiones en el hemisferio derecho que corresponden análogamente a las áreas de Wernicke y de Broca (situadas en el hemisferio izquierdo) juegan un papel importante en la producción del lenguaje al proporcionarle emociones, para no tener así un lenguaje tan plano [15].

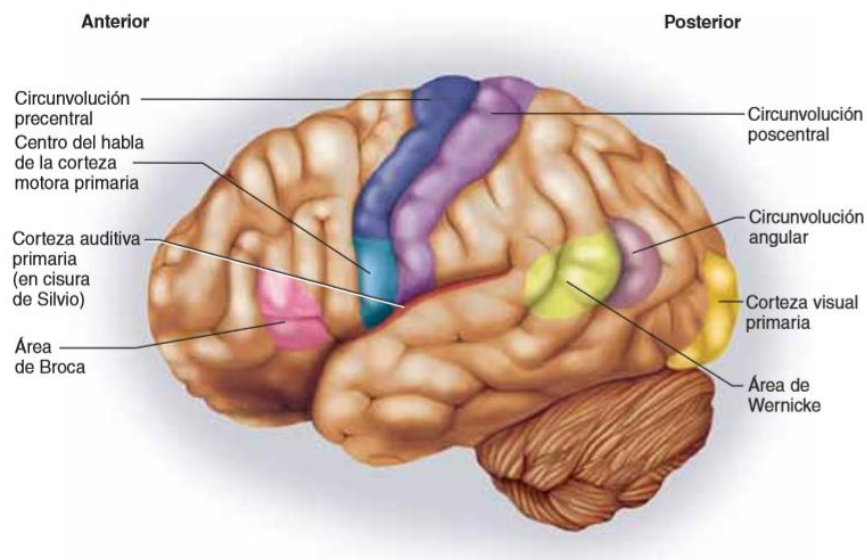


Ilustración 14 Áreas de desarrollo del lenguaje en el hemisferio izquierdo (Saladin, 2013, p. 545) [14]

TIPOS DE ELECTRODOS

Como se ha estado observando a lo largo del desarrollo de este capítulo, son producidas una alta gama de señales eléctricas dentro de la cavidad encefálica del ser humano; así como en muchas otras partes del cuerpo debido a la manera en la que se comunican las células nerviosas.

Para poder medir este tipo de señales que se producen dentro del cuerpo humano, se han desarrollado diversos instrumentos conocidos como electrodos, cuya morfología cambia dependiendo del tipo de señal que se desee obtener al igual que de la zona en la que esta se origine.

Un electrodo es “un dispositivo de conducción para registrar un potencial eléctrico (electrodo de registro) o para aplicar una corriente eléctrica (electrodo estimulador). Además del electrodo de tierra que se usa para registros clínicos, siempre se requieren dos electrodos para registrar un potencial eléctrico o para aplicar una corriente eléctrica. Sin embargo, dependiendo del tamaño relativo y la situación de los electrodos, la condición de la estimulación o del registro puede denominarse monopolar o unipolar.” (Rothstein, 2005, p.331) ^[20].



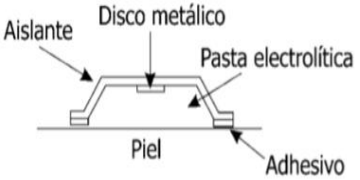


Podemos agrupar los principales tipos de electrodos empleados en instrumentación biomédica en tres categorías acorde con sus características, clasificándose así en superficiales, de aguja y microelectrodos.

Superficiales

Consisten en una superficie metálica conectada al instrumento de medida por medio de un conductor. Entre el electrodo y la piel se emplean un algodón o gaza con una solución salina, o se aplica gel conductor. Esto para favorecer la lectura de la señal. El electrodo debe de mantenerse fijado por medio de elementos auxiliares como lo podrían ser bandas elásticas, superficies adhesivas u otros ^[21].

Dentro de los electrodos superficiales se pueden encontrar más subdivisiones que van acorde tanto con la morfología de estos o bien por el tipo de sujeción o superficie que poseen.

Tabla 2. Electrodoos superficiales


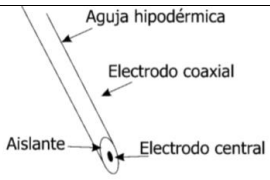
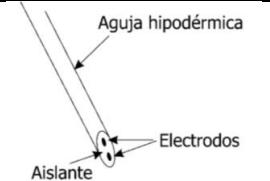

Tipo de electrodo	Descripción	Imagen
Placas metálicas	Electrodo desechable para ECG y diagnóstico general, uso adulto, fabricado en espuma, Ag/AgCl, adhesivo, hipoalergénico y pregelizado, broche a presión, metálico, alta conducción de la señal ECG, diámetro de 55mm. [22].	 <p>[22]</p>
Electrodos de succión	Electrodos metálicos cubiertos por una goma flexible con la forma de una copa invertida [23].	 <p>[24]</p>
Electrodos flotantes	Suelen emplearse en electromiografía superficial. Su característica principal es su estabilidad ante los movimientos [25].	 <p>(Tucci, 2007, p. 136) [21]</p>
Electrodos flexibles	Son los que mejor se adaptan a la superficie del cuerpo obteniendo un contacto con la piel de mejor calidad minimizando así ciertos artefactos [26].	 <p>[27]</p>
Electrodos secos	No emplean sustancias electrolíticas ni geles. Empleados para EEG	 <p>[28]</p>

De Aguja

Esta clase de electrodos son invasivos, por lo que permiten medir los biopotenciales dentro del cuerpo. Hay dos categorías en las cuales se pueden clasificar este tipo de electrodos acorde con la profundidad a la que estos serán implantados, de este modo tenemos a los transcutáneos que tal como su nombre lo indica son diseñados para solo atravesar la piel, a diferencia de los internos que se implantan directamente en otros órganos [21].

La intención de emplear electrodos de aguja es con la finalidad de obtener valores más puntuales en los tejidos. Para su fabricación se emplean finos alambres de zinc, acero inoxidable, tungsteno o aleaciones de platino, ya que el emplear otros elementos conductores normalmente utilizados como lo son el cobre o la plata resultaría tóxico para las células de nuestro cuerpo. Estos a su vez pueden ser monopolares o bipolares (aislados y coaxiales). Los primeros consisten en una aguja sólida, normalmente de acero inoxidable y cubierta por algún material aislante a excepción de la punta [25]. Los coaxiales, “consisten en una aguja hipodérmica por cuya cánula se ha hecho pasar un hilo fino conductor, normalmente de platino recubierto de material aislante” (Rothstein, 2005, p. 332) [20].

Tabla 3. Electrodos de aguja

Tipo de electrodo	Descripción	Imagen
Electrodos de aguja aislados	Utilizado en EMG y en ECG [26]	 [29]
Electrodos de aguja coaxial	Se emplea en pacientes en cirugía para monitorizar el ECG continuamente. [26]	 (Tucci, 2007, p. 142) [21]
Electrodo bifilar	“Electrodo de registro que mide las variaciones de voltaje entre las puntas descubiertas de dos alambres aislados revestidos uno junto a otro en una cánula de acero” (Varios autores, 1993, p. 89) [25].	 (Tucci, 2007, p. 142) [21]
Electrodos de vidrio o de pipeta	“Consisten en un tubo de vidrio lleno con una sustancia conductora líquida o gelatinosa” (Tucci, 2007, p. 143) [21]. Usadas generalmente para medir pH	 [21]

Microelectrodos

Este tipo de electrodos están diseñados para medir la diferencia de potencial entre la parte interna y externa de la membrana celular, los cuales suelen ser de dos tipos: de punta metálica y de micropipeta^[21]. “Los de punta metálica se construyen afilando electroquímicamente el extremo de un hilo de acero, tungsteno o aleaciones de platino-iridio, de forma que pueda penetrar fácilmente la membrana celular” (Tucci, 2007, p. 144)^[21]. Contrario a estos, los de micropipeta emplean tubos capilares de vidrio con un electrolito compatible con el líquido celular en su interior^[21].

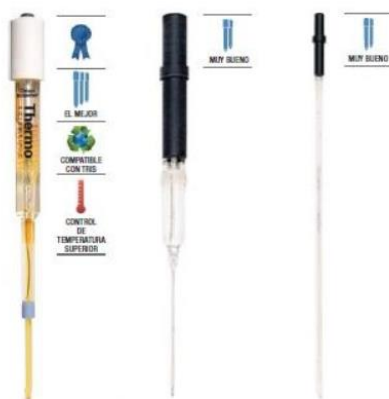


Ilustración 15 Micro electrodos de pH thermo scientific orion^[31].

DISTRIBUCIÓN DE LOS ELECTRODOS

Norma 10-20

Es imprescindible conocer el correcto posicionamiento de los electrodos debido a que cómo se vio en capítulos anteriores, el cerebro tiene distribuidas sus funciones en diferentes regiones del mismo. El método más utilizado actualmente para establecer el posicionamiento de los electrodos superficiales es la conocida “Norma 10-20”, la cual es recomendada por la Federación Internacional de Sociedades de Electroencefalografía y Neurofisiología Clínica^[32]. Dicha norma debe su nombre por la separación que hay entre las posiciones de los electros, el cual implica un 10 o 20% de la distancia total que hay entre la parte frontal y trasera del cráneo o de izquierda a derecha. Así mismo, cada nodo tiene una letra y un número que lo identifica con respecto a los demás y permite saber el lóbulo en el que se encuentra posicionado, recibiendo así la letra F en caso de referirse al lóbulo Frontal, la T para el parietal, y así sucesivamente a excepción de la letra C la cual es un indicativo de que el electrodo se encuentra posicionado sobre la línea central de la cabeza.

Los puntos de referencia para establecer el resto de las marcas acorde con la norma 10-20 son los puntos conocidos como Nasion e Inion, los cuales están situados sobre la línea sagital y frontal del cuerpo respectivamente, el primero ubicado fácilmente a la altura de los ojos, en la curvatura que se forma entre la frente y la nariz, y el segundo de ellos es la protuberancia ósea que se encuentra posicionada ligeramente por encima de la nuca.

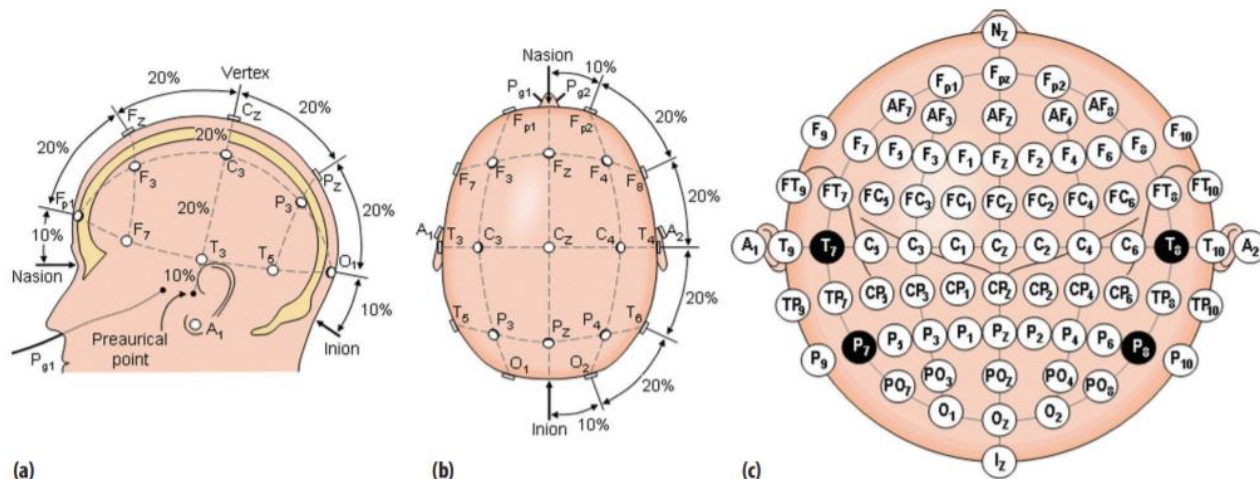


Ilustración 16 Arreglo de posicionamiento de electrodos superficiales acorde a lo estipulado en la norma 10-20. (a) Vista lateral izquierda, (b) vista superior, (c) vista superior con arreglo extendido de la norma "10-20" con 75 electrodos superficiales para otorgar una mayor resolución espacial. (Campisi, 2012) [32]

Tratamiento Digital de Señales

Clasificación de las Señales

“Una señal se define como cualquier magnitud física que varía con el tiempo, el espacio o cualquier otra variable o variables independientes” (Poatris, 2007, p. 2) [33], por ende, una señal podrá contar con diferentes atributos dependiendo de la fuente que la esté generando.

Dichas señales pueden ser descritas mediante una función de una o más variables independientes (unidimensional o M-dimensional respectivamente) que pueden ser, si bien un escalar, un complejo o un vector [33].

Las señales se pueden clasificar en cuatro categorías diferentes dependiendo de las características de su variable independiente y de los valores que éstas tomen [33].

1. Señales continuas en el tiempo (analógicas): Son aquellas que están definidas para cada instante de tiempo
2. Señales discretas en el tiempo (digitales): Solo están definidas para momentos específicos en el tiempo, pudiéndose obtener estas por un proceso llamado muestreo, el cual como su mismo nombre lo indica, consiste en tomar muestras de un fenómeno cada determinado periodo de tiempo. Así mismo se pueden obtener al acumular una variable en cierto periodo de tiempo.
3. Señal determinista: Es toda aquella señal que puede ser definida unívocamente por medio de una expresión matemática explícita, una tabla de datos o una regla definida.
4. Señales aleatorias: Son todas aquellas que, a diferencia de la anterior, no pueden ser representadas por un modelo matemático, o bien son demasiado complejas para poder otorgarles un uso práctico [33].

Conversión A/D

Dado que el tipo de señales que son de nuestro interés son señales continuas y se pretende tratarlas con medios digitales, es necesario convertirlas a un formato digital por un proceso conocido como conversión analógica-digital (A/D). Acorde con Poatris en su libro de “Tratamiento Digital de Señales” [33], dicho procedimiento puede ser descrito en tres pasos: Muestreo, Cuantificación y Codificación. Estos procesos se describen a continuación.

Muestreo

El muestreo de la señal consiste en discretizar una señal de valores continuos al tomar una serie de “muestras” de la señal en cuestión, las cuales pueden ser tomadas cada determinado intervalo tiempo de manera periódica. “Por tanto, si $x_a(t)$ es la entrada del muestreador, la salida será $x_a(nT) \equiv x(n)$, donde T es el intervalo de muestreo” (Poatris, 2007, p. 17) [33]. En dicha expresión el subíndice a en $x(t)$ indica que estamos hablando de una señal analógica.

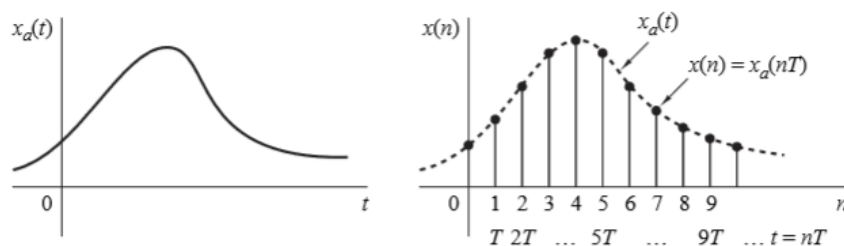


Ilustración 17 Muestreo periódico de una señal analógica (Poatris,2007, p.19) [33]

Como podemos observar en la figura 17, la señal analógica $x_a(t)$ es discretizada al tomar “muestras” de ella cada determinado intervalo de tiempo.

Este proceso tiene un problema en particular dado a que en ocasiones el muestreo de dos señales diferentes puede llegar a otorgarnos resultados idénticos. Dicha ambigüedad (conocida como *aliasing*) provoca que se pueda distinguir de que señal provino originalmente nuestra señal discretizada. Para evitar este problema en particular es conveniente emplear el teorema de muestreo, el cual en resumen nos señala que para evitar el efecto de *aliasing* la frecuencia mínima de muestreo debe ser igual a 2 veces la frecuencia máxima que se pretende digitalizar o lo que es igual $F_s = 2F_{\text{máx}}$ denominada frecuencia de Nyquist.

Cuantificación

La cuantificación es aquel proceso que realiza la conversión de una señal analógica discretizada en una señal digital otorgándoles un valor numérico finito, aunque dicho proceso genera un error de cuantificación.

El error de cuantificación es provocado por la cantidad de números significativos que se toman de la señal en cuestión, ya que en ocasiones por las capacidades de procesamiento de los microcontroladores o equipos de cómputo empleados se tienen que truncar o redondear los valores adquiridos en la lectura de la señal.

Codificación

Este proceso es el encargado de representar los valores discretos como una secuencia de bits asignando un número binario unívoco a cada dígito o nivel de cuantificación.

Filtros

Acorde con el diccionario de la Real Academia Española (RAE), un filtro es aquel “dispositivo que elimina o selecciona ciertas frecuencias de un espectro eléctrico, acústico, óptico o mecánico” [34].

Existen, a grandes rasgos dos tipos de filtros, analógicos y digitales. Estos filtros reciben su nombre acorde con la tecnología empleada para su implementación. Así mismo, los filtros se pueden subdividir acorde con los elementos que los conforman (filtros activos y pasivos) y por sus características en el dominio de la frecuencia, tales como, filtros pasa bajas, pasa altas y pasa bandas

Analógicos

Los filtros analógicos, como su nombre lo indica, son filtros empleados para el tratamiento de señales analógicas por medio de la implementación de diversos componentes electrónicos para realizar una serie de operaciones sobre señal en cuestión, de tal forma que nos permita mitigar o eliminar el ruido de medición aislando la señal que nos compete de otras que pudiesen estar presentes en la adquisición de esta última.

Cabe mencionar que el orden de un filtro está determinado por cuantas veces una década antes o después de la frecuencia de corte ha caído 20 dB.

Los filtros más empleados en la práctica son *Butterworth*, *Chebyshev* y *Cauer* (también conocido como elíptico), pero para objeto de esta tesis nos enfocaremos en el primero de ellos ya que tiene un comportamiento más cercano al comportamiento ideal en lo que a un filtro pasa bajas se refiere, lo cual lo podemos apreciar en la siguiente figura.

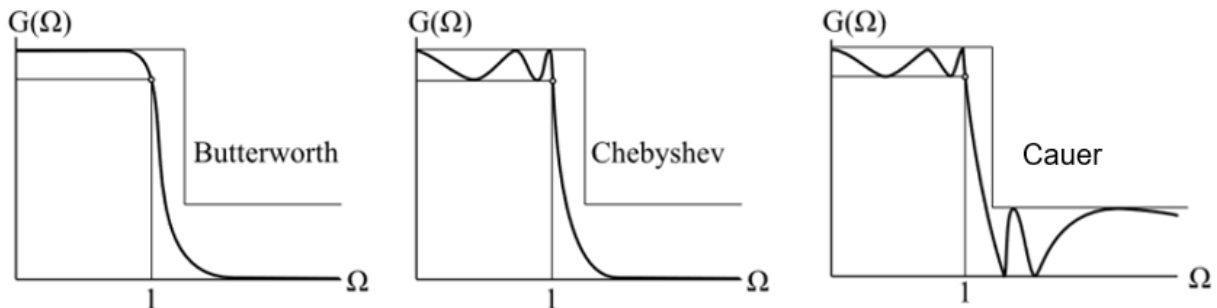


Ilustración 18 Aproximaciones de Butterworth, Chebyshev y Cauer adaptado (Diamopoulos H., 2012, p. 32) [35]

La frecuencia de corte para un filtro Butterworth pasa bajas activo esta dado por la siguiente expresión:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Donde R y C son los valores del resistor y capacitor empleados para su construcción respectivamente. Así mismo, la señal recibe una ganancia de $1/\sqrt{2}$ independientemente del orden del filtro, lo cual equivale aproximadamente a una caída de 3 dB en la frecuencia de corte [35].

El diseño electrónico de un filtro Butterworth pasa bajas activo de primer orden es el siguiente

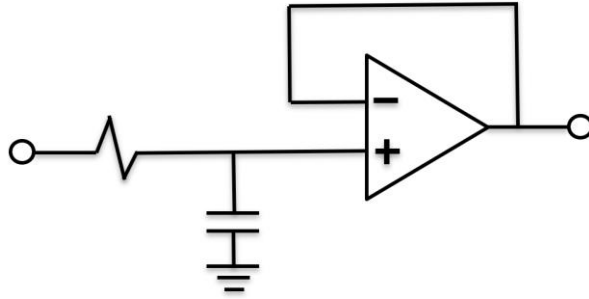


Ilustración 19 Filtro Pasa Bajas Activo Butterworth de 1er Orden

Digitales

Básicamente un filtro digital es un algoritmo matemático que relaciona una señal de entrada con una señal de salida en el dominio digital ^[36], representado generalmente por medio de elementos gráficos como diagramas de bloques ^[37].

FIR

Un filtro de respuesta de impulso finito o filtro FIR (*Finite Impulse Response*, por sus siglas en inglés) es un filtro que se caracteriza porque “la secuencia de salida es calculada como una combinación lineal de la señal de entrada actual y un M número de señales posteriores” (Schlichthärle, 2011 , p. 127, adaptación al español) ^[36] .

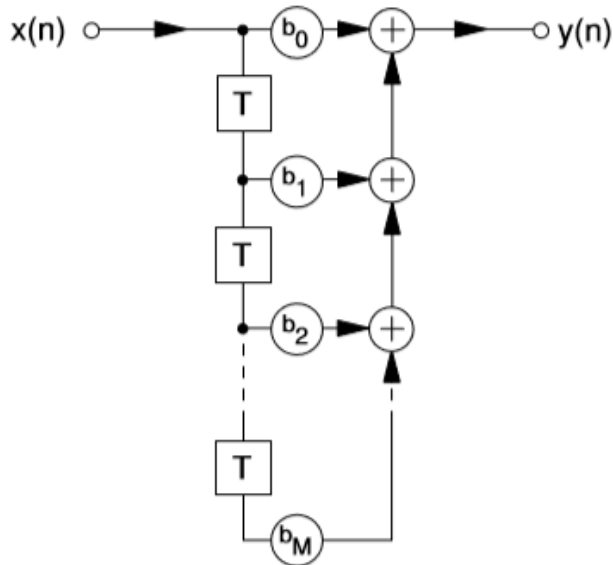


Ilustración 20 Diagrama de Bloques de un filtro FIR (Schlichthärle,2011, p. 127) [37]

Así mismo un sistema FIR se puede describir por medio de la siguiente ecuación en diferencias ^[31].

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} b_k x(n - k)$$

IIR

Un filtro de respuesta de impulso infinito o filtro IIR (*Infinite Impulse Response*, por sus siglas en inglés), puede interpretarse como dos sistemas conectados en cascada donde el primero de ellos es un sistema FIR ^[33]., el cual representa la parte no recursiva del filtro. La otra parte del filtro es su parte recursiva, cuyas características están determinadas por los coeficientes de a_i ^[37].

La ecuación que rige el comportamiento de la forma directa de este filtro, así como el diagrama de bloques que lo ilustra se muestran a continuación:

$$y(n) = \sum_{r=0}^M b_r x(n - r) - \sum_{i=1}^N a_i y(n - i)$$

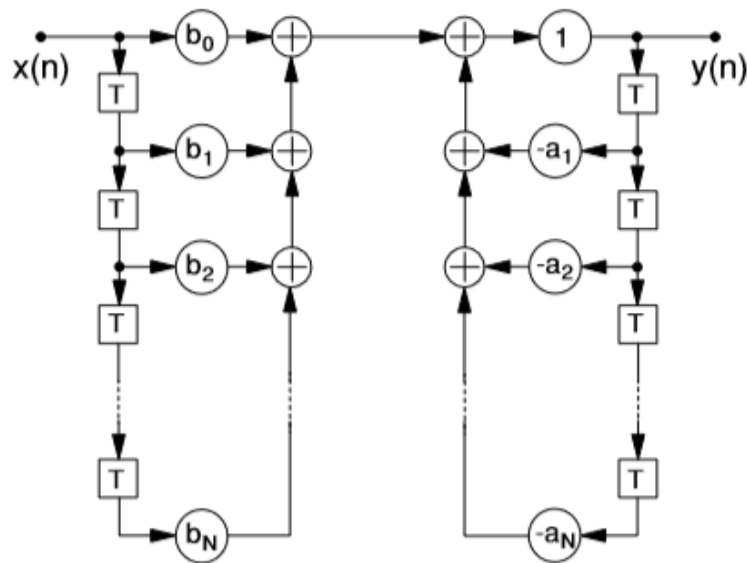


Ilustración 21 Diagrama de bloques de un filtro IIR (Schlichthärle, 2011, p. 127) [37]

Interfaz Cerebro Computadora

“Una interfaz cerebro computadora es un sistema artificial que pasa por alto las vías aferentes normales del cuerpo, las cuales son canales de salida neuromusculares” (Bernhard, 2010, p. 3) ^[38]. En otras palabras, los sistemas BCI (*Interface Brain-Computer*, por sus siglas en inglés) son aquellos sistemas que te permiten interactuar directamente con un sistema de cómputo al transformar las señales adquiridas provenientes del cerebro asociadas con actos intencionados de los usuarios en señales de control ^[38].

Esta clase de sistemas deben de contar con cuatro características para ser considerados propiamente una BCI. Ellos deben de medir directamente la señal del cerebro y como lo hemos visto anteriormente esto puede ser de manera invasiva o no invasiva, además de otorgarle retroalimentación a su usuario en tiempo real y debe poder ser controlado de manera voluntaria, es decir que debe responder a señales como las que nosotros enviamos a nuestras manos para moverse o alguna tarea mental. Como detalle adicional, el autor del libro anteriormente citado en esta sección hace el comentario de que aquellos positivos que solo monitoreen la actividad cerebral de señales que no representen una acción intencional por parte del usuario como lo son el dormir, la excitación u otro tipo de actividad afín no podrían ser consideradas BCI ^[38].

Las interfaces cerebro computadora utilizan los mismos procedimientos y herramientas de medición que hemos visto a lo largo del desarrollo de esta tesis, por lo que lo que diferencia a un electroencefalógrafo con uno de los dispositivos mostrados en el estado del arte es la parte de tratamiento y procesamiento de las señales monitoreadas de tal manera que se asocia cierto cambio en la señal con un determinado comportamiento o intención de cometer una acción del usuario para así ser interpretado como una orden o un comando hacia la BCI.

MÉTODO PROPUESTO

Diseño y Desarrollo de Tarjeta de Adquisición de Señales

Para el diseño de un producto es prudente seguir una serie de pasos o metodologías que permitan optimizar el proceso. En esta ocasión se han de contraponer los elementos otorgados por Ulrich en su libro “Diseño y Desarrollo de Productos” [39] en los cuales se hace hincapié en la identificación del problema (necesidades del cliente), especificaciones del producto y generación de conceptos de diseño (propuestas de solución del problema), los cuales han de atravesar un proceso en el cual el diseñador discernirá entre los conceptos propuestos para su posterior puesta en marcha, para satisfacer los requerimientos del producto. Estos elementos propuestos por Ulrich fueron ligeramente modificados para acoplarse mejor a este proyecto.

Dichos elementos se han reestructurado de la siguiente manera otorgando así una serie de pasos que bien pueden fungir a groso modo como una metodología de diseño:

- Diseño Conceptual
 - Necesidades
 - Requerimientos
 - Especificaciones
 - Concepto
- Sistemas involucrados
- Selección y Evaluación de Conceptos de Solución
- Diseño a Detalle
- Desarrollo del Modelo Funcional
- Pruebas y Resultados

Diseño Conceptual

Ahora bien, acorde con Ulrich “El concepto de un producto es una descripción aproximada de la tecnología, principios de trabajo y forma del producto. Es una descripción concisa de la forma en que el producto va a satisfacer las necesidades del cliente” (Ulrich, 2013, p. 120) [39]. Por ende, en esta sección se han de mencionar en términos generales los aspectos que constituirán a la tarjeta de adquisición de datos que se pretende desarrollar.

Necesidades

Acorde con Ulrich, las necesidades son todos aquellos atributos deseables para el producto que se pretenda desarrollar ^[39], los cuales pueden expresarse cómo una lista de características que se espera que cumpla dicho producto.

Tomando en consideración tanto los objetivos cómo los alcances propuestos en este trabajo, aunado al hecho de que es la primera iteración del mismo, se espera satisfacer las siguientes necesidades:

- N1: Adquirir señales eléctricas provenientes del encéfalo sin presentar un riesgo para el usuario.
- N2: Asegurar que las señales sean tomadas siempre en el mismo punto (para así promover la repetibilidad de los experimentos a realizar).
- N3: Permitir la visualización de la señal.

Requerimientos

Un requerimiento es la forma en la que se vincula una necesidad con la acción o elemento con el que se pretende satisfacer la necesidad en cuestión.

Para efectos de esta tesis, se asociará una serie de requerimientos para satisfacer cada una de las necesidades previamente señaladas.

N1

- R1: Elementos que permitan la conductividad y la lectura de la señal.
- R2: Elementos de seguridad que impidan algún posible regreso de corriente que pudiese dañar al usuario.

N2

- R3: Elementos que permitan identificar los puntos de los cuales será tomada la lectura de la señal.
- R4: Elementos que permitan la repetibilidad de las mediciones.

N3

- R5: Elementos que permitan el acondicionamiento de la señal.
- R6: Elementos que permitan el despliegue de la señal.

Especificaciones

Las especificaciones permiten denotar de una manera más directa el cómo serán satisfechas las necesidades del proyecto, por medio de una serie de métricas y valores numéricos. De este modo se pretende deslindar al proyecto del aspecto subjetivo en el que lo habían posicionado los dos puntos anteriores.

Dadas las características del proyecto, las especificaciones aquí definidas podrán estar sujetas a múltiples modificaciones a lo largo del desarrollo de este mismo, ya que, como lo señala Ulrich, al principio de la etapa de diseño se desconocen las limitantes y restricciones inherentes a las posibles soluciones tecnológicas que permitan el desarrollo del proyecto. Esto implica también, que algunas de las especificaciones objetivo que se establezcan en esta parte del trabajo posiblemente no se logren satisfacer, pero eso será determinado una vez se analice a detalle la generación del concepto del proyecto, en el cual serán exploradas las propuestas de solución.

Así mismo, al ser tanto las necesidades como los requerimientos del proyecto elementos subjetivos, la traducción de estos a especificaciones estarán ligados a la interpretación del autor ^[40].

Tabla 4. Especificaciones objetivo

NECESIDADES	REQUERIMIENTOS	ESPECIFICACIONES
N1: Adquirir señales eléctricas provenientes del encéfalo sin presentar un riesgo para el usuario.	R1: Elementos que permitan la conductividad y la lectura de la señal.	Número mínimo de electrodos
	R2: Elementos de seguridad que impidan algún posible regreso de corriente que pudiese dañar al usuario.	Circuito de protección
N2: Asegurar que las señales sean tomadas siempre en el mismo punto	R3: Elementos que permitan identificar los puntos de los cuales será tomada la lectura de la señal.	Cantidad de indicadores de medición
	R4: Elementos que permitan la repetibilidad de las mediciones.	
N3: Permitir la visualización de la señal.	R5: Elementos que permitan el acondicionamiento de la señal.	Cantidad de circuitos electrónicos
	R6: Elementos que permitan el despliegue de la señal.	Percepción gráfica del usuario.

Tabla 5. Especificaciones con métricas

Especificaciones	Métrica	Justificación
Número Mínimo de electrodos	Al menos uno por cada nodo	Se propone colocar un electrodo por cada nodo que esté relacionado directamente con las áreas de Wernicke y de Broca.
Circuito de protección	Uno por electrodo	Para evitar posibles regresos de corriente y daños al usuario
Cantidad de indicadores de medición	Uno por electrodo	Para favorecer la repetibilidad de las pruebas experimentales
Cantidad de circuitos electrónicos	Uno por canal de EEG	Cada uno de los canales tiene que ser acondicionado para la posterior visualización de este mismo.
Percepción gráfica del usuario	34.5 [cm] x 19.5 [cm]	

Concepto

Una vez establecido todo lo anterior, se puede proceder con la generación del concepto, el cual puede ser representado como un bosquejo o un modelo funcional aproximado que en ocasiones puede venir acompañado de una breve descripción contextual ^[39].

Para esclarecer este paso, se puede retomar el objetivo de esta tesis, puesto que este representa el problema que se pretende resolver, el cual, como previamente se mencionó, pretende generar un dispositivo que permita evidenciar la actividad eléctrica que se desarrolla en el cerebro en las áreas de Wernicke y de Broca. No obstante, este sigue siendo muy ambiguo, por lo que habrá que reestructurarlo tomando en cuenta las necesidades, requerimientos y especificaciones del proyecto que se han establecido. De este modo, el concepto del proyecto podría reescribirse de la siguiente manera:

Un dispositivo que, por medio de un número reducido de electrodos posicionados en lugares específicos de la cabeza del usuario, permita evidenciar gráficamente la actividad eléctrica que se desarrolla en las áreas del cerebro que corresponden al lenguaje (áreas de Wernicke y de Broca) a través de diversos circuitos electrónicos que permitan el acondicionamiento de la señal y protejan al usuario de posibles siniestros relacionados con él uso del mismo.

Este nuevo concepto alberga a grandes aspectos lo establecido en las tablas 4 y 5, permitiendo así una mejor interpretación de la implicación del mismo; no obstante, debido a la complejidad que implica el desarrollo del dispositivo cómo un todo, este será dividido.

Sistemas involucrados

Ulrich recomienda emplear una descomposición del “problema de diseño” en varios subproblemas por medio de la representación del mismo a través de un diagrama de caja negra, el cual permite ver el “problema de diseño” de manera secuencial, indicando los flujos de material, energía y de señales involucradas según sea el caso, partiendo desde la visión general de la funcionalidad del sistema en cuestión [39].

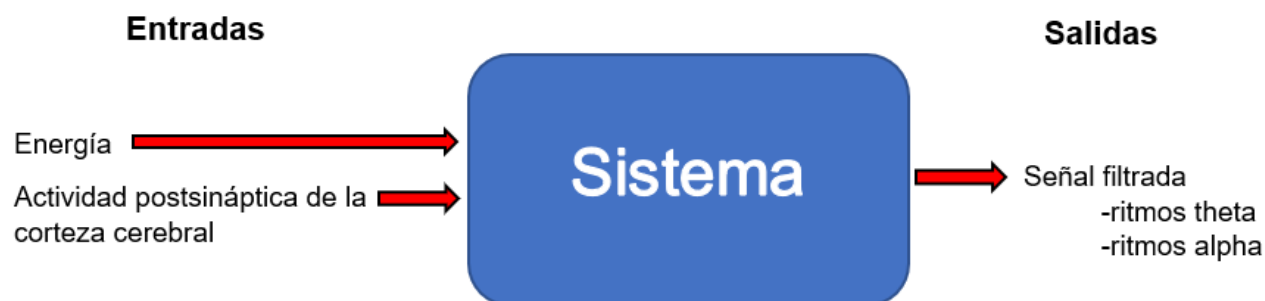


Ilustración 22 Diagrama de caja negra

En este diagrama de caja negra se observa lo que ingresa al sistema (Entradas) y lo que se espera obtener de él (Salidas), pero para obtener una mejor percepción del cómo el sistema transforma las entradas en la salida deseada, se procederá con la visualización de los subsistemas que lo componen y la interacción que hay entre ellos.

Para establecer aquellos subsistemas que permitirán la resolución de la problemática de diseño presentada en esta tesis, se decidió dividir el desarrollo de la tarjeta de adquisición de datos en diversas etapas, las cuales se han visto en otros trabajos relacionados, entre los cuales es pertinente mencionar el artículo elaborado por Yuge Sun, NingYe y Feng Pan en 2012 [41], en el que se abordan de manera adecuada las etapas necesarias para el tratamiento analógico del tipo de señales con las que se está trabajando en esta tesis. De este modo, dichas etapas pasarían a fungir como los siguientes subsistemas:

➤ Sistema de Adquisición

Permite transducir la actividad postsináptica de las neuronas a una señal eléctrica, de manera no invasiva al tomar la lectura de la señal en diversos puntos especificados a lo largo del cuero cabelludo, siguiendo lo establecido en la norma “10-20”.

➤ Sistema de Amplificación

Permite aumentar la amplitud de voltaje de la señal eléctrica obtenida por el sistema de adquisición.

➤ Sistema de Filtrado

Impide el paso de señales eléctricas provenientes del sistema de amplificación que se encuentren fuera del rango de frecuencias establecido para esta etapa, permitiendo así la mitigación del ruido eléctrico e incluso la eliminación de algunos artefactos.

➤ Sistema de Digitalización

Permite la transducción de la señal proporcionada por el sistema de filtrado a una señal discreta, para que posteriormente se pueda trabajar con dicha señal en un equipo de cómputo.

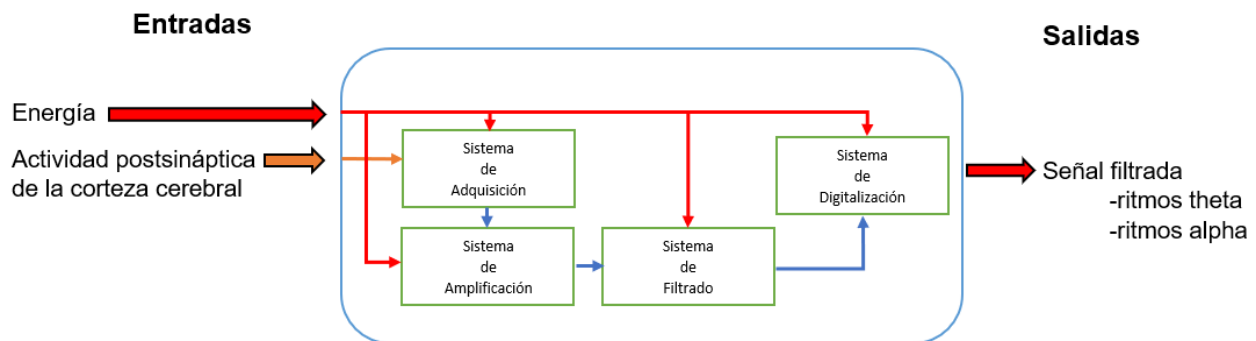


Ilustración 23 Diagrama de subsistemas

Selección y Evaluación de Conceptos de Solución

En esta sección se proponen soluciones para el desarrollo de cada uno de los subsistemas previamente vistos, llámese: adquisición, amplificación, filtrado y digitalización. Estas propuestas pueden ser respecto al uso de alguna tecnología o configuración en particular con las que el autor de este trabajo considera que se pueden satisfacer las necesidades del proyecto; no obstante, se han de contraponer diversas soluciones para así discernir en cual resuelve mejor las demandas del proyecto.

Adquisición

Como se observó en el marco teórico, existen una gran variedad de electrodos con diferentes propósitos. Aquellos electrodos que más se acoplan a las necesidades de este proyecto y que son comúnmente utilizados en estudios de EEG son los electrodos secos, los cuales ofrecen una gran ventaja al ser reutilizables y no requerir de agentes

conductores adicionales, tales como cremas o geles. En este caso, se propone utilizar electrodos de cuchara chapados en oro, debido a que son de fácil adquisición y otorgan una buena conducción.



Ilustración 24 Electrodo tipo cuchara de cobre chapados en oro [44]

Amplificación

Dadas las características de las señales, así como de su origen, se propone emplear amplificadores operacionales, los cuales son lo más comúnmente empleados en trabajos similares al que se propone en esta tesis. Un factor común en los trabajos consultados, es el uso del AD620, el cual es un amplificador de instrumentación de tarea dedicada con muy buenas características; empero, al momento de analizar sus especificaciones proporcionadas por su hoja de datos y contrastándolas con las características de las señales con las cuales se pretende trabajar, se determinó que no es el más apropiado para esta tarea, o al menos no en las primeras etapas del circuito. A continuación, se ofrece una tabla comparativa en la cual se podrán observar más detalladamente las características de algunos componentes existentes en el mercado.

Tabla 6. Tabla comparativa de diversos amplificadores operacionales existentes en el mercado

Componente	Encapsulado	No. De Canales	Alimentación	Slew Rate	Offset
LM324	CDIP-14	4	3-32V	0.5V/ μ s	2-3mV
LM741	PDIP-8	1	\pm 22V	0.5V/ μ s	3mV
TL081	PDIP-8	1	\pm 18V	13V/ μ s	6mV
AD522	PDIP-14	1	\pm 18V	0.1V/ μ s	0.4mV
AD620	PDIP-8	1	\pm 18V	1.2V/ μ s	30 μ V
TSZ121	SC70-5	1	\pm 5.5V	0.17V/ μ s	1 μ V
TSZ124	TSSOP14	4	\pm 5.5V	0.19V/ μ s	1 μ V

Como se mencionó en el marco teórico, las señales EEG oscilan entre los 30 μ V de amplitud, a excepción de las ondas delta, pero estas solo están presentes durante el sueño profundo. Por ende, el tener un offset de la misma amplitud ocasionaría demasiado ruido en la señal, por lo que se descarta el uso del AD620 en las primeras etapas de amplificación del sistema. Pero como se puede observar en la tabla 6, los componentes de la familia TSZ12-X cuentan con un offset mucho menor en comparación con la amplitud de las EEG con las que se pretende trabajar, lo cual lo convierte en un componente idóneo para satisfacer los fines de esta tesis.

Filtrado

Contraponiendo los diferentes tipos de filtros analógicos que hay, tal cómo se mencionó en el marco teórico, el filtro Butterworth tiene un comportamiento más parecido al ideal en comparación con los filtros de Cauer y *Chebyshev*, por lo que se considera la mejor opción para ser implementado en este trabajo de tesis.

Digitalización

Para llevar a cabo este proceso es necesario muestrear la señal que se obtuvo del sistema de filtrado. La máxima frecuencia presente en señales de EEG, acorde a lo señalado en el marco teórico, puede llegar a superar los 30Hz. Tomando en cuenta lo anterior, así como la frecuencia de Nyquist, la frecuencia de muestreo que permita digitalizar la señal obtenida en el sistema de filtrado tiene que ser de al menos 60Hz, por lo que se procederá a analizar algunas de las tarjetas de desarrollo cuyas características permitan una tasa de muestreo superior a los 60Hz.

Tabla 7. Tabla comparativa de diversas tarjetas de desarrollo presentes en el mercado

Tarjeta de desarrollo	Microcontrolador	Velocidad	Lenguaje de Programación	Resolución	Alimentación
Arduino UNO	ATmega328P	16MHZ	Arduino IDE	10 bits	5V
Arduino MEGA 2560	ATmega2560	16MHZ	Arduino IDE	10 bits	5 V
MSP432	MSP432P401R	48MHZ	Arduino IDE, CSS	16 bits	1.62 – 3.7 V
-	PIC16F887	20MHZ	PICC, CCS	10 bits	2 – 5.5 V
TIVA C	TM4C123GH6PM	80MHZ	Arduino IDE, CSS	12 bits	4.75 – 5.25 V

Como se puede observar en la tabla 7, cada una de las tarjetas de desarrollo comparadas cumplen con los requerimientos necesarios para el muestreo de la señal; no obstante, se empleará la primera de ellas dada la facilidad que existe para adquirirla, así como su precio. En adición a lo anterior, dicha tarjeta será empleada únicamente como un intermediario entre los demás sistemas y el software de análisis numérico conocido como MATLAB, en el cual se propone que sean analizados los datos experimentales recabados de los diversos sujetos de prueba de los que se dispondrá en esta tesis. Esto por la amplia gama de herramientas de análisis que ofrece este software, aunado a toda la documentación, tutoriales, foros y *toolkits* con los que cuenta este software, de los que se puede disponer fácilmente.

Configuración de Diseño

Tomando en cuenta los conceptos de solución que se analizaron en el apartado anterior, se procederá a proponer combinaciones entre ellos, para obtener la configuración final del dispositivo.

Adquisición

Para este primer modelo funcional, el posicionamiento y número de los electrodos estará basado tanto en la norma 10-20 (la cual fue descrita durante el desarrollo del marco teórico), como en el trabajo del Dr. Alejandro Antonio Torres García “Análisis y clasificación de electroencefalogramas (EEG) registrados durante el habla imaginada” ^[43], en el que optimiza el número de electrodos necesarios para el procesamiento del habla imaginada. Los canales seleccionados por el doctor fueron F7, FC5, T7 y P7 por ser los que más se acercaban a las zonas de interés; empero, en el manual consultado “10-20 *System Positioning Manual*” ^[42] para situar dichos puntos, no sé localizaron en su totalidad con la misma nomenclatura, por lo que se renombran algunos de ellos con base en lo que se indica en dicho manual, al sobreponer las posiciones otorgadas por ambas fuentes. Se tomó dicha decisión, dado que el manual es muy explícito al momento de indicar cómo detectar el correcto posicionamiento de cada electrodo.

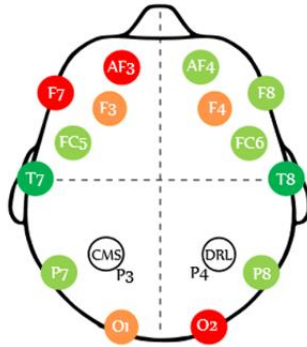


Ilustración 25 Distribución de canales de EEG. Canales más seleccionados para estudios de EEG (Torres, 2016, p. 98) [43]

Ajustando lo propuesto por el Dr. Torres a lo indicado por el manual “10-20 System Positioning Manual” [42] (el cual no se puede mostrar debido a derechos de autor), conservamos F7 y FC5, pero serán tomados los nodos T3 y T5 en lugar de T7 y P7 respectivamente.

Amplificación

Para este sistema se propone implementar un seguidor de voltaje como un elemento de seguridad para preservar la integridad física del usuario, esto previo a la primera etapa de amplificación.

Debido a las características físicas de los amplificadores de instrumentación TSZ121 y TSZ124 es imprescindible elaborar una PCB (*Printed Circuit Board*) para poder efectuar pruebas, ya que los encapsulados en que están manufacturados son de montaje superficial; empero, previo a ello se propuso efectuar pruebas preliminares en *protoboard*, implementando el amplificador de instrumentación AD620 con la siguiente configuración.

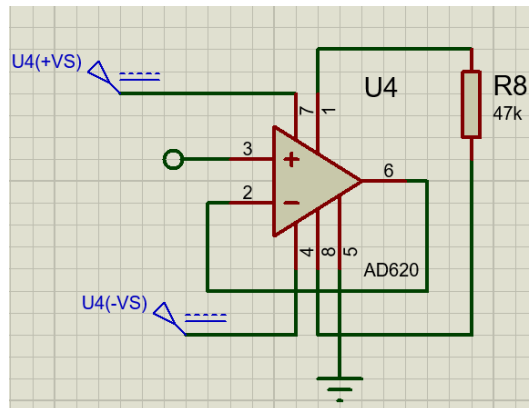


Ilustración 26 Circuito Amplificador Seguidor empleando el Amp AD620.

La configuración del integrado AD620 acorde con su hoja de datos ^[46] requiere el uso de una resistencia de ganancia cuyo valor se rige por la siguiente ecuación obtenida de la misma hoja.

$$R_G = \frac{49.4k\Omega}{G - 1}$$

Por la misma naturaleza de la ecuación que modela la ganancia del amplificador, no se puede obtener una ganancia unitaria por lo que para mantenerla al mínimo se decidió implementar una resistencia de 47kΩ, la cual cuenta con el valor comercial más próximo al valor numérico presente en la expresión anterior, otorgando así una ganancia de 2.05106 veces la amplitud de la señal de entrada. Esto para que dicha configuración se pueda asemejar lo más posible al comportamiento de un seguidor de voltaje.

Para minimizar el número de componentes a implementar se planteó utilizar un montaje bipolar como se señala en el libro *“EEG Signal Analysis and Classification. Techniques and Applications”* ^[17], lo cual disminuye el número de amplificadores operacionales que se podrían emplear en contraste con otras configuraciones. El montaje bipolar combina dos canales que se encuentren adyacentes uno del otro, para formar así uno solo.

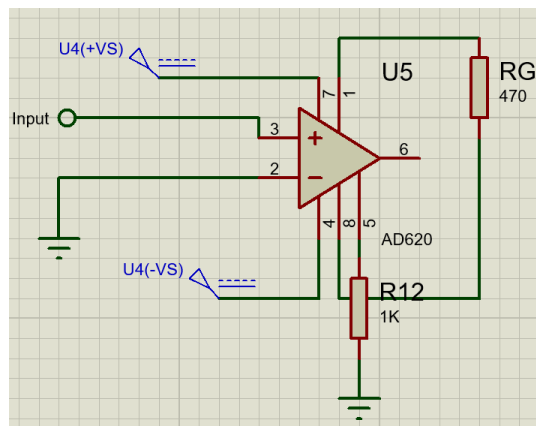


Ilustración 27 Configuración de montaje Bipolar.

Filtrado

Para la implementación de este sistema, se propone implementar nuevamente un seguidor, el cual fungirá como intermediario entre este sistema y el sistema de amplificación.

Se propone implementar un filtro *Butterworth* de 4to orden, esto para poder mitigar el ruido de la señal. Así mismo, se implementarán los amplificadores operacionales TL081 con su configuración de *offset null* proporcionada por la hoja de datos del componente ^[47].

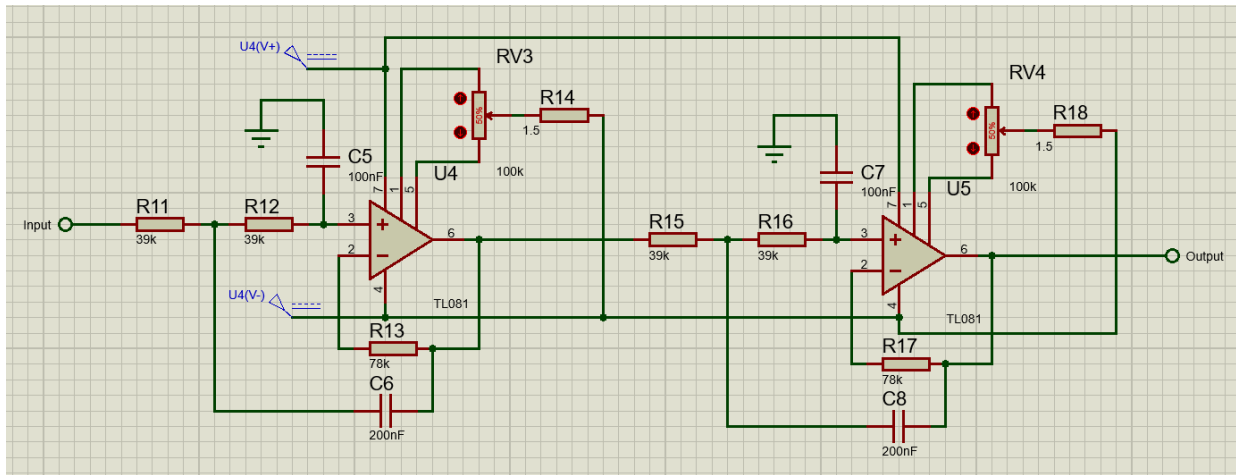


Ilustración 28 Filtro Butterworth de 4to orden.

Digitalización

Para la digitalización tal y cómo se había planteado en la sección de “Selección y Evaluación de Conceptos de Solución”, se implementó el uso de la tarjeta de desarrollo “Arduino UNO” en conjunto con los *toolkits* de Arduino con los que dispone MATLAB. La salida analógica que se obtenga a la salida del sistema de filtrado será leída por el puerto analógico A0.

Para probar la correcta ejecución del código de conversión analógica digital, se efectuaron pruebas variando la entrada de voltaje con un potenciómetro como se indica en la ilustración 29.

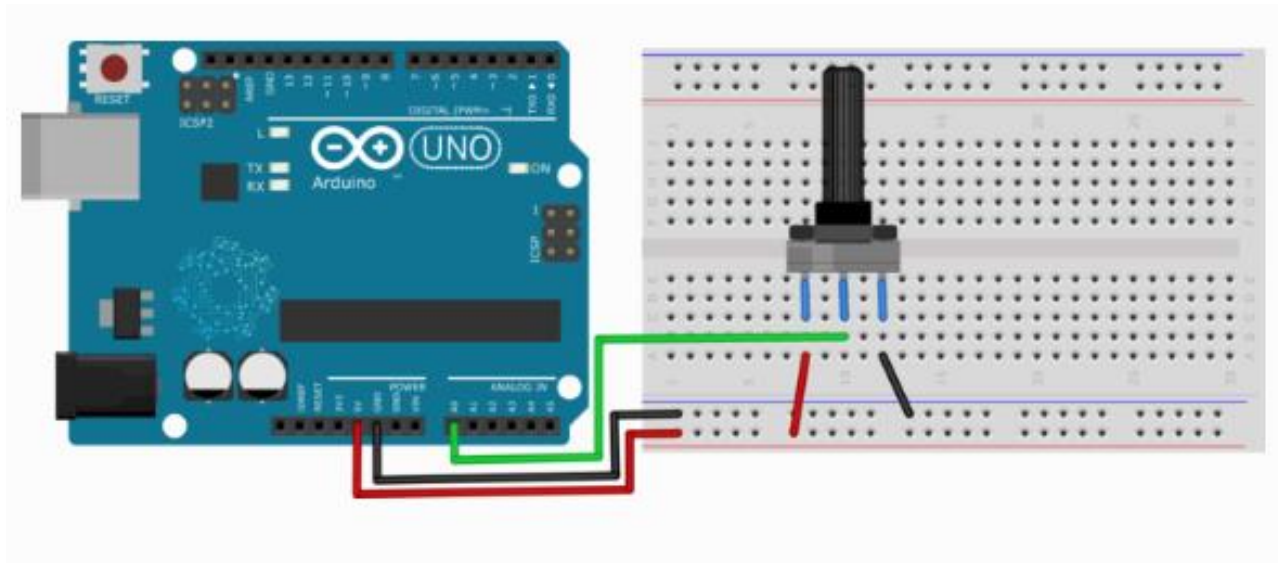


Ilustración 29 Circuito prueba de conversión analógica digital con Arduino. [48]

De dichas pruebas se pudieron obtener resultados como el que se presenta a continuación en la ilustración 30.

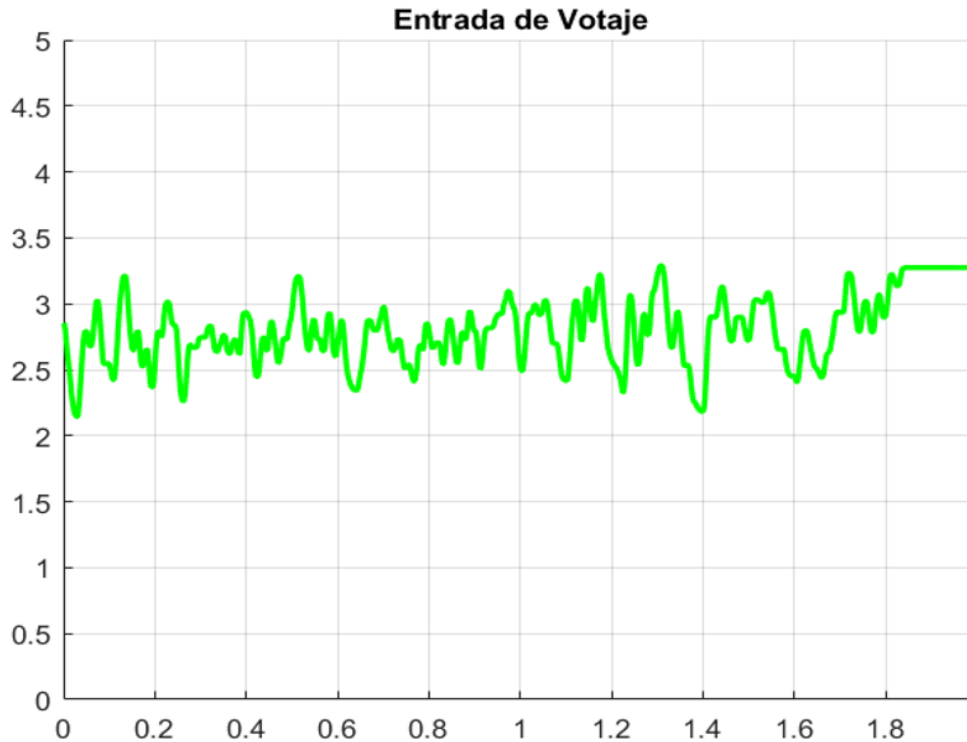


Ilustración 30 Señal obtenida con la configuración propuesta en la ilustración 29.

Diseño a Detalle

En esta sección se implementaron las diversas configuraciones propuestas en la sección anterior “Configuración de Diseño” para cada uno de los subsistemas. Dichas configuraciones se fueron modificando y mejorando gradualmente conforme a los resultados obtenidos.

De este modo se determinó anexar un subsistema adicional que regule la alimentación que reciba el sistema, esto para disminuir el número de conectores, además de que le permite al sistema deslindarse de la necesidad de tener una fuente simétrica para obtener los diversos niveles de voltaje que requieren los componentes.

Alimentación

Para la alimentación del circuito debido a que los amplificadores operacionales requieren polarizarse simétricamente y considerando que el circuito pueda llegar a ser portátil en un futuro, se implementó el uso de un convertidor de voltaje ICL7662 con la siguiente configuración obtenida directamente de la hoja de datos consultada ^[45].

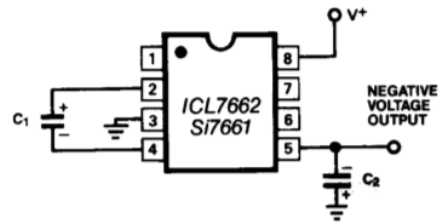


Ilustración 31 Configuración típica para obtener un inversor de voltaje empleando el circuito integrado ICL7662CPA (Maxim Integrated, p. 1) [45]

La eficiencia del dispositivo acorde con su *datasheet* no es del 100% si no del 99.7%, lo cual, pese a ser bastante objetivo generara ruido al no otorgar un valor completamente simétrico, por lo que se decidió implementar reguladores de voltaje 78XX y 79XX para poder mitigar los efectos del ruido en la polarización de los amplificadores de instrumentación.

Modelo Funcional 1

De este modo se obtuvo el modelo funcional 1, el cual fue implementado en *protoboard*, utilizando la configuración descrita originalmente en conjunto con el sistema de alimentación.

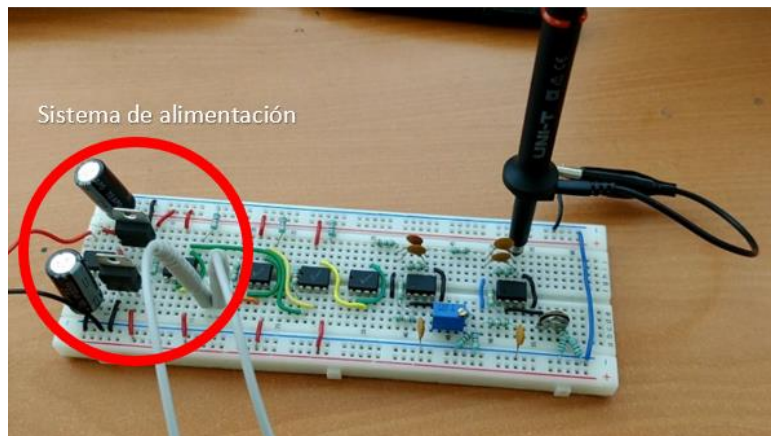


Ilustración 32 Modelo Funcional 1

Modelo Funcional 2

La respuesta de la configuración del “Modelo Funcional 1” fue satisfactoria al momento de efectuar pruebas con señales controladas en un rango de milivolts; no obstante, se denotaba mucho ruido en la señal de salida, por lo cual se probó la implementación de un tercer filtro *Butterworth* pasa bajas de 2do orden, para aumentar así el grado del filtrado de la señal a 6to orden.

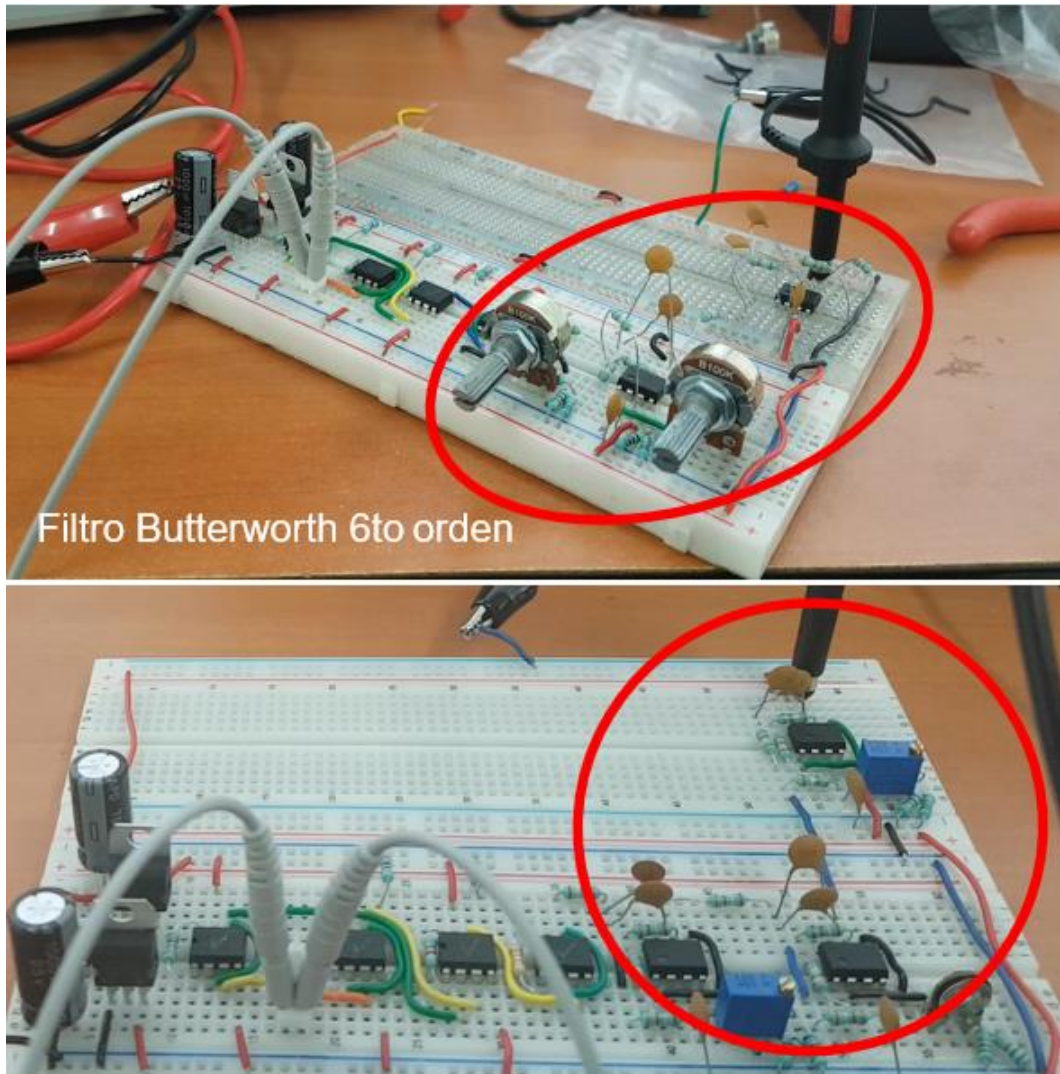


Ilustración 33 Modelo Funcional 2. Versión 1 utilizando potenciómetros (arriba), Versión 2 cambiando el uso de los potenciómetros por trimpot abajo.

Durante el desarrollo de esta segunda iteración del sistema se encontraron falsos contactos en la *proto-board*, lo cual no permitía corroborar apropiadamente el desempeño de la configuración, por lo que se decidió llevar a cabo la siguiente iteración, montando los elementos que la conforman en una placa fenólica.

Modelo Funcional 3

Con esta configuración se analizaron las señales obtenidas a la salida tanto del segundo como del 3er filtro *Butterworth*; empero, no se apreció alguna mejoría aparente entre ellas, por lo cual se decidió prescindir del 3er filtro *Butterworth* pasa bajas de segundo orden, ya que sólo implicaba desperdicio de recursos.

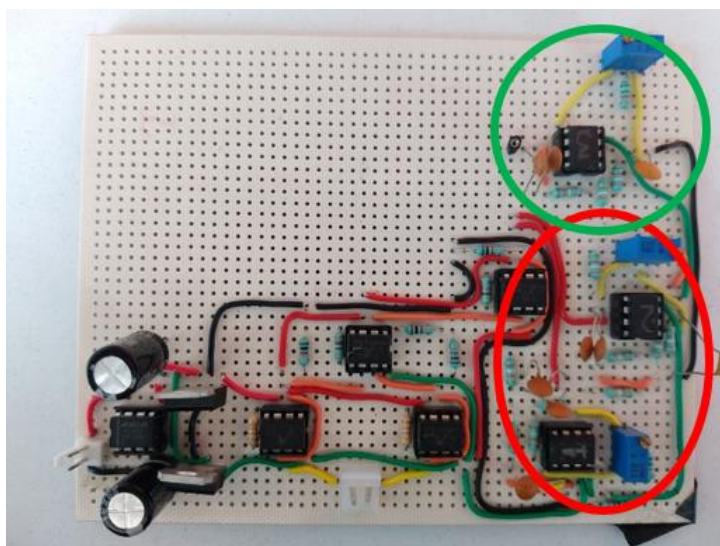


Ilustración 34 Modelo Funcional 3. El ovalo señala la parte del filtro Butterworth de 4to orden y el círculo la parte del circuito que lo vuelve un filtro de 6to orden

Durante el desarrollo de pruebas preliminares empleando variables controladas, se obtuvieron resultados que lograron satisfacer el planteamiento teórico del problema; sin embargo, al intentar emplear señales provenientes directamente de la corteza cerebral, no se obtuvieron resultados alentadores, por lo que se decidió proceder con los amplificadores de la familia TSZ12X. Aunado a lo anterior, se había pasado por alto el rango de valores admisibles en la entrada analógica de la tarjeta de desarrollo que se había propuesto (ARDUINO), por lo que se optó por incluir un subsistema adicional para remediar dicho error.

Rectificación

Para este subsistema se propone la implementación del uso de un circuito sumador no inversor, el cual permitirá desplazar el rango de la señal de salida, de tal forma que sus valores sean siempre positivos, para ello se realizaron los cálculos correspondientes con respecto a lo que se espera obtener en cada uno de los subsistemas.

Modelo Funcional 4

Para este modelo funcional, tal cómo se mencionó en el apartado anterior, serán empleados los amplificadores TSZ121 y TSZ124, siguiendo la configuración de un amplificador diferencial, la cual pese a ser una configuración recomendada para trabajar con mini volts, se espera que amplifique apropiadamente la señal debido al *offset* con el que operan dichos dispositivos.

Ahora bien, para llevar la señal dentro de un rango de voltaje admisible por la tarjeta de desarrollo con la cual se está trabajando, e efectuaron los siguientes cálculos tomando en cuenta lo visto en la sección “Actividad eléctrica en el cerebro”, en la cual se habló al respecto de los rangos de amplitud de voltaje que pueden alcanzar las señales EEG. Dichos cálculos se dividirán acorde con cada uno de los subsistemas que intervienen con la señal obtenida directamente de la corteza cerebral del sujeto de pruebas.

Amplificación

A partir de la información presentada en el marco teórico de esta tesis, se prevé obtener una señal en un rango de 20 a 50 μV a la entrada del sistema de amplificación, el cual se optó por dividirlo en dos fases. La primera de ellas involucra la configuración de amplificador diferencial previamente mencionada, y la segunda simplemente una segunda amplificación empleando el amplificador de instrumentación AD620, aprovechando que el rango de operación es ahora mayor que al momento de la adquisición.

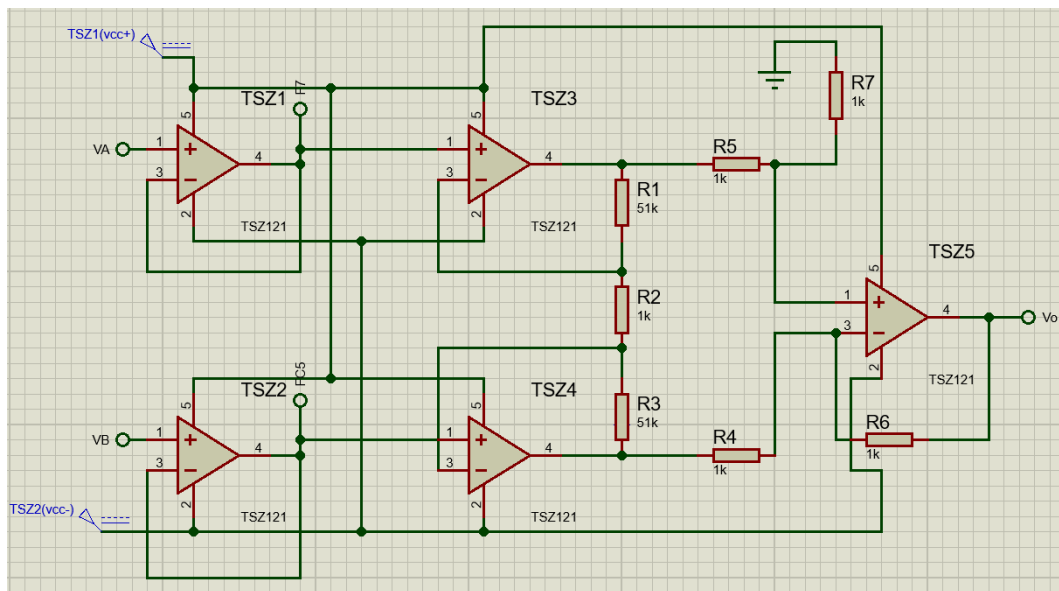


Ilustración 35 Configuración amplificador diferencial

$$V_o = \left(1 + \frac{2R}{R_G}\right)(V_B - V_A)$$

Considerando una diferencia máxima de 50 μV y una ganancia de 103 veces la amplitud de entrada, se obtendría a la salida un valor de $\pm 5.15\text{mV}$.

Con la segunda etapa de amplificación, siguiendo la configuración de montaje bipolar previamente mostrada con el AD620 y una ganancia de 106.11 veces la amplitud de entrada, se obtendría a la salida un valor de ± 0.5465 V.

Filtrado

El siguiente es un cálculo muy simple, ya que la ganancia obtenida en el filtro *Butterworth* de 4to orden es de 0.7 veces la señal a la entrada, obteniendo así un valor de ± 0.3825 V a la salida del filtro.

Sumador

Por último, se propone emplear un circuito sumador no inversor, esto tal como se había mencionado, para no generar daños en la tarjeta Arduino con la que se está trabajando. Dicho circuito es modelado por la siguiente ecuación:

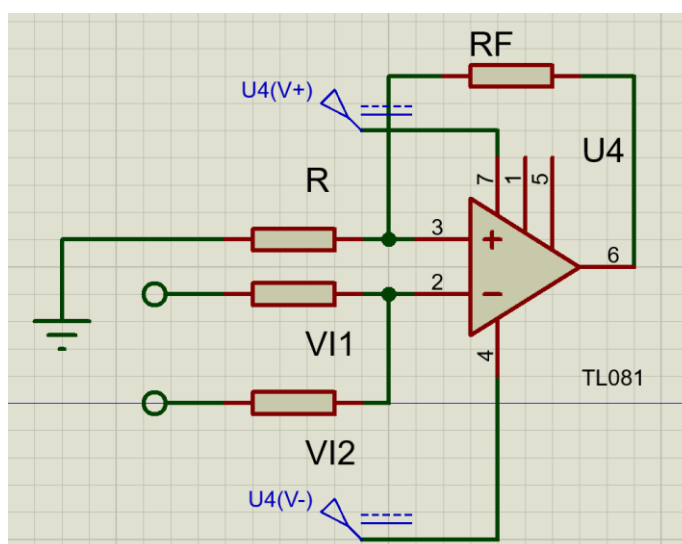


Ilustración 36 Amplificador Sumador No Inversor

$$V_o = \left(1 + \frac{R_f}{R}\right) \left(\frac{\sum_{l=1}^n V_l}{n}\right)$$

Se propone sumarle a la señal proveniente del subsistema de filtrado un valor de 2.5 V ya que se puede considerar un valor central para el rango de valores admisible por la entrada analógica de la tarjeta Arduino.

Así mismo, y debido a que se pretende emplear elementos de montaje superficial, se optó por llevar a cabo el desarrollo de esta iteración en PCB; sin embargo, el desarrollo de dicha placa también pasó por múltiples procesos iterativos.

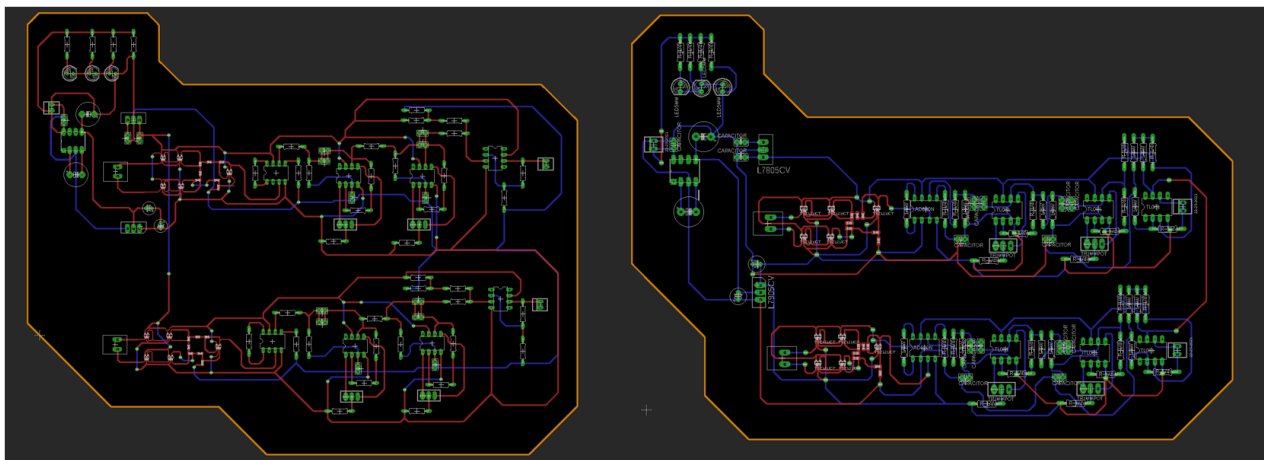


Ilustración 37 Diseño de PCB del Modelo Funcional 4, Versiones 1(izquierda) y 2 (derecha)

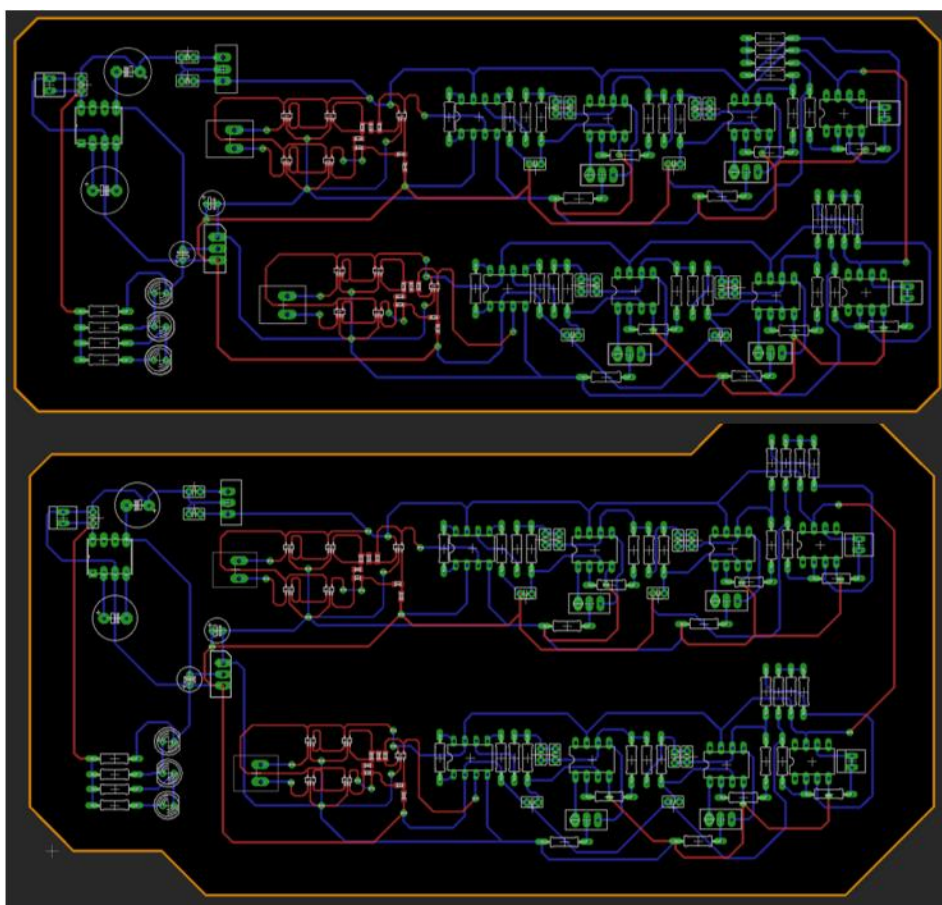


Ilustración 38 Diseño de PCB del modelo funcional 4, versiones 3 (abajo) y 4 (arriba)

Durante dichas iteraciones se agregó un nuevo subsistema, el cual consiste en un arreglo de leds y resistencias que fungirán como un indicador de voltaje, ya que, si la alimentación del sistema desciende de 6V, los reguladores de voltaje no operarían al valor deseado ($\pm 5V$), esto pensando en la posibilidad de emplear una batería en lugar de una fuente de alimentación para evitar añadirle mayor ruido al sistema. Además de que al incluir un indicador visual que alerte al respecto del nivel de voltaje se evita la necesidad de estar monitoreando constantemente los niveles de voltaje de la batería, la cual, en caso de ser de cloruro de litio, resultaría peligroso que disminuyera de ciertos valores nominales (dicho valor nominal depende del número de celdas con las que cuente la batería en cuestión).

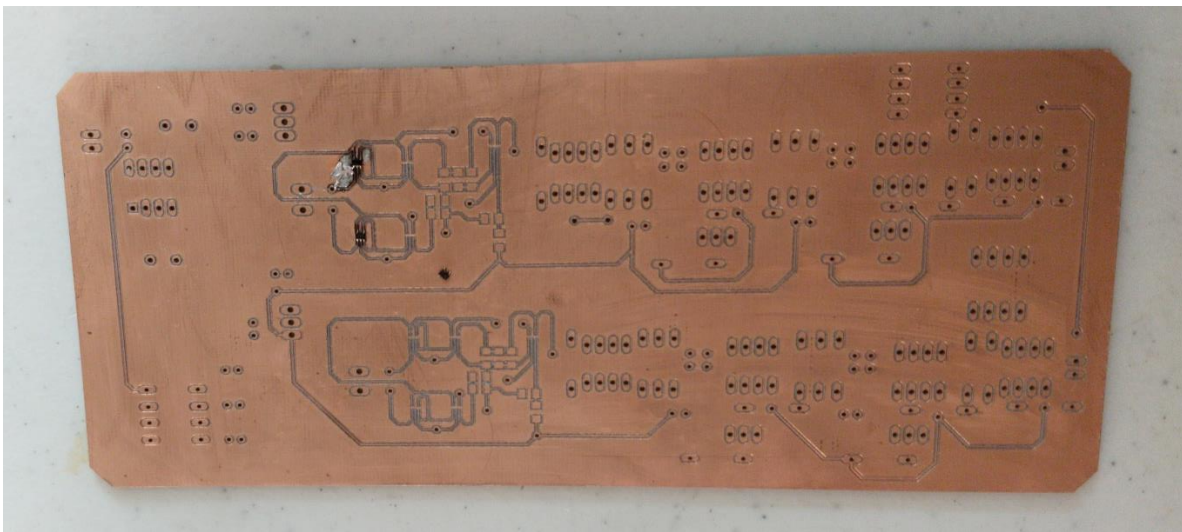


Ilustración 39 PCB manufacturada a partir del diseño del modelo funcional 4 versión 4

Así mismo, se determinó que era más eficiente dividir la tarjeta en módulos, de tal modo que se tuviesen por separado la parte del amplificador diferencial (que no se pudo probar en *proto-board* debido al tipo de encapsulado de los componentes) y el resto del circuito (cuya configuración se pudo probar anteriormente), ya que, al conllevar la primera de estas partes un mayor grado de dificultad tanto en su manufactura cómo en el proceso de soldadura de sus componentes, esto le permitiría al autor de este trabajo cambiar la configuración de la parte que no había sido probada, en caso de ser necesario, sin tener que rehacer todo el circuito, y así no generar gastos innecesarios.

Tal como pasó durante el desarrollo del diseño de la primer PCB, el diseño de las PCB's modulares conllevo un proceso en el cual pasaron por múltiples iteraciones, lo cual generó el modelo funcional siguiente.

Modelo Funcional 5

A lo largo del desarrollo de este modelo funcional, tal como se indicó anteriormente, se dividió la tarjeta de adquisición de señales propuesta en esta tesis, en dos tarjetas modulares; sin embargo, en esta iteración se optó por cambiar de proveedor en más de una ocasión, esto debido a que no se obtuvieron los resultados esperados en los productos finales, aunado a los altos costos de manufactura que estos manejaban.

A continuación, se ofrece una tabla comparativa de algunas empresas tanto nacionales como internacionales que se dedican al desarrollo de PCB.

Tabla 8. Tabla de comparación de costos de manufactura y ensamble de PCB

Empresa	Costo PCB	Número mínimo de pzs.	Stencil	Costo Stencil	Ensamble	Costo de Ensamble	Costo Envío
JLC PCB	2 USD	5	SI	6 USD	NO	-	26 USD
PCB WAY	5 USD	5	SI	15 USD	SI	30 USD	53 USD
Yingstar Electronics	50 USD	-	-	-	SI	Cotizable	-
PCB CART	23 USD	5	SI	10 USD	SI	Cotizable	-
Rayming PCB & Assembly	Cotizable	-	-	-	-	-	-
PCB-México	4.7 USD	5	SI	78.37 USD	NO	-	-

Con base en la tabla anterior, se seleccionó como proveedor a “JLC PCB”, tomando en cuenta, tanto sus bajos costos de manufactura de prototipos de PCB, como sus bajos costos de envío y la pronta entrega del producto, ya que este llega en un lapso de 3 a 5 días (lo cual se corroboró posteriormente), sin mencionar que entregan un trabajo de gran calidad con acabado profesional.

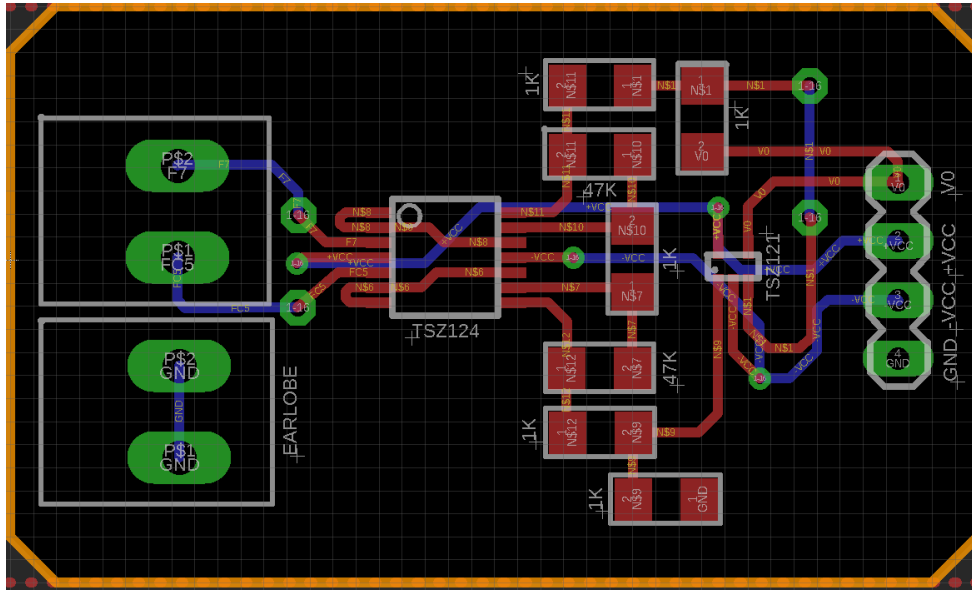


Ilustración 40 Diseño de PCB Modular 1: Amplificador diferencial, versión final.

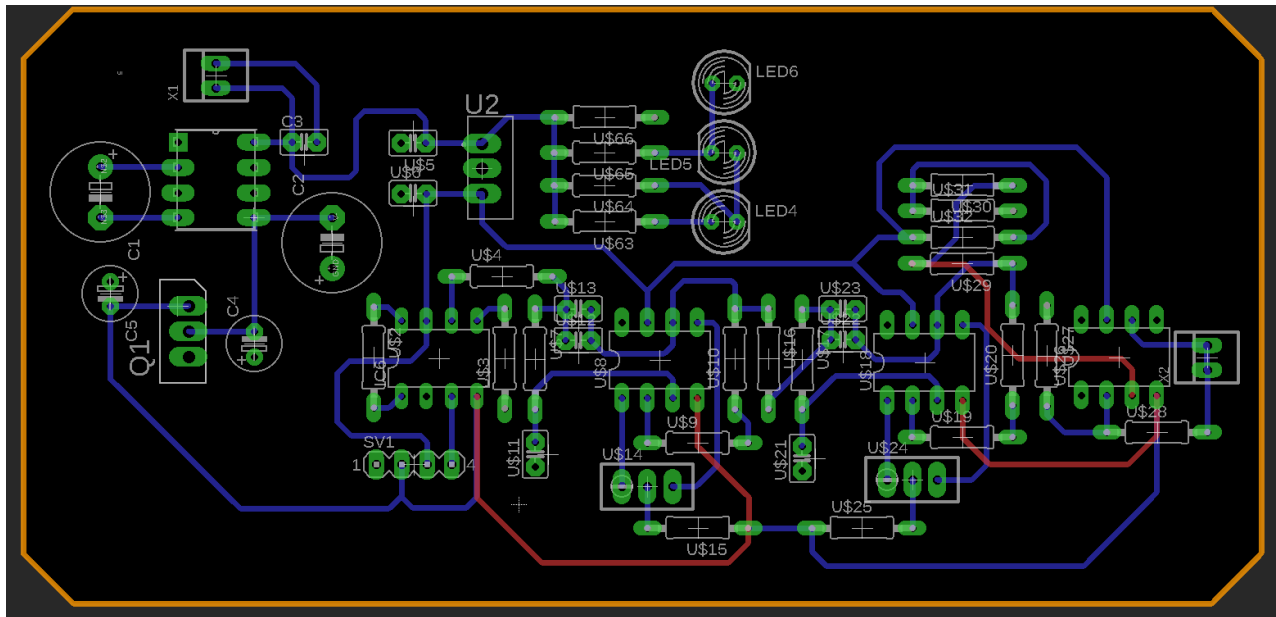


Ilustración 41 Diseño de PCB Modular 2: Incluye los subsistemas de alimentación, amplificación, filtrado, rectificación y de indicación de voltaje, versión final.

Cabe mencionar, que a diferencia del modelo funcional 4, en esta iteración se optó por sólo implementar un canal de EEG en lugar de dos, como se había mencionado anteriormente, ya que en los alcances de esta tesis sólo se plantea la validación funcional de la tarjeta, y para generar más canales, sólo bastaría con replicar la configuración mostrada en las PCB modulares 1 y 2.

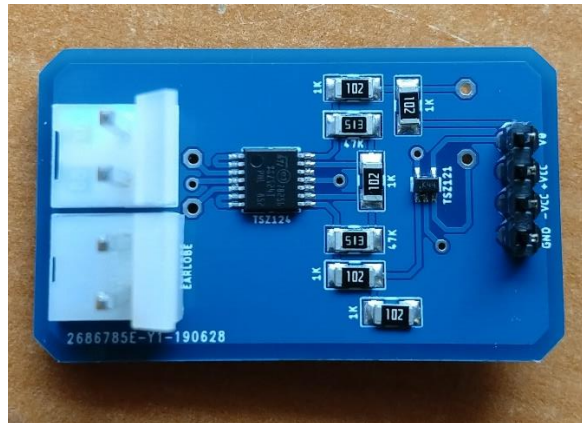


Ilustración 42 PCB Modular 1

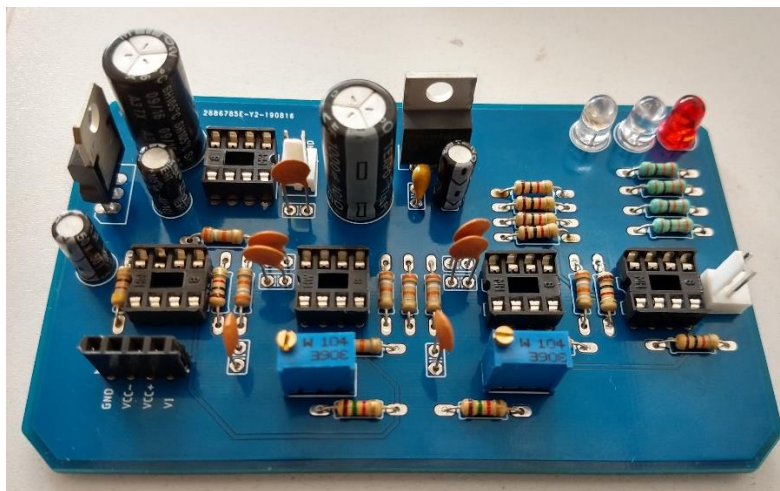


Ilustración 43 PCB Modular 2

Casco de EEG

Fuera del proceso iterativo de la tarjeta, se decidió añadir un elemento de sujeción para los electrodos, el cual consta de una “gorra” de látex. Esta gorra de látex, permite que se fijen los electrodos a los nodos previamente señalados por la norma 10-20.

Para el diseño y desarrollo de está gorra, se acudió con una persona que se dedica a hacer trabajos tanto en látex como en fibra de vidrio, al cual se le entregó un molde con las medidas estándar de la cabeza de un ser humano adulto, con base en lo señalado por el manual “10-20 System Positioning Manual” [42]. A dicha gorra de látex se le efectuaron algunas perforaciones en donde deben de ir los nodos, para introducir en ellas los electrodos.

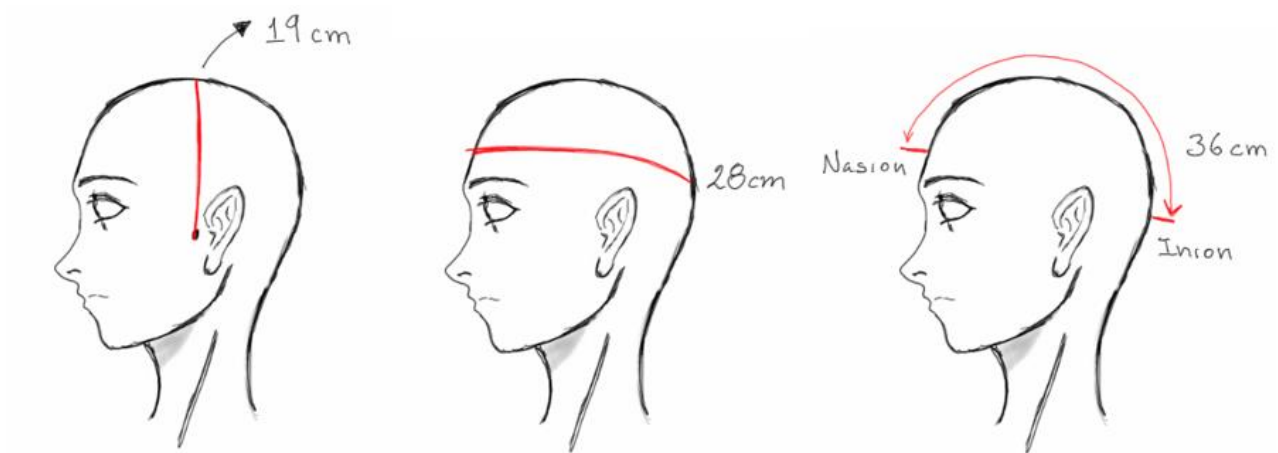


Ilustración 44 Boceto de medidas estándar de la cabeza de un ser humano adulto

Encima, se optó por la fabricación de un casco de fibra de vidrio para cubrir la cabeza de la persona en adición a la gorra de látex, debido que la fibra de vidrio es muy buen aislante eléctrico, sin mencionar que es un material ligero y resistente al deterioro ^[49]. Aunado a lo anterior, está decisión se tomó también para poder cubrir la visión de los sujetos de pruebas y así, de este modo, se propiciará que estos entren en un estado basal que pueda servir para los fines que se expondrán en el próximo capítulo.



Ilustración 45 Gorra de látex (izquierda), Casco de fibra de vidrio (derecha).

REALIZACIÓN DE PRUEBAS CON LA TARJETA DE ADQUISICIÓN EMPLEANDO UNA BATERÍA PSICOLÓGICA

Para este capítulo se estructurará la parte experimental del trabajo, la cual involucra la implementación de herramientas psicológicas para poder sustentar los experimentos y resultados que se puedan obtener a través de una serie de pruebas de laboratorio. Para dichos experimentos se planteó el uso del diseño pretest-postest de un solo grupo, el cual viene en el libro “Apuntes para la investigación en salud” [64]. Dicho diseño consta de tomar a un grupo de individuos a los cuales se les aplicará una evaluación previa a un determinado estímulo, y otra evaluación después del mismo para evaluar el cómo afecto a la evaluación inicial la aplicación de dicho estímulo; empero, a que dicho diseño cuenta con ciertos valores que atentan contra su validez, tales como, historia, maduración, administración de la prueba e instrumentación se considera que es el que mejor permitiría evaluar la validez del funcionamiento de la tarjeta de adquisición que se está diseñando en el presente trabajo de tesis, ya que permite contrastar los resultados que se obtendrán después de ciertos estímulos contra los valores estándar de cada uno de los sujetos de prueba al propiciarles que se encuentren en un estado basal.

Así mismo, se consultó con el Dr. en psicología César Romero Rebollar con respecto a la implementación de una batería psicológica para la realización de las pruebas de la tarjeta de adquisición, para poder validar su funcionamiento, a lo cual mencionó que no era lo más recomendable debido tanto a su experiencia, como al artículo “Resonancia Magnética Funcional (RMf): Principios y aplicaciones en Neuropsicología y Neurociencias Cognitivas” [65], en el cual se estipula que hay diseños experimentales de estimulación muy sencillos que funcionan por medio de bloques de tiempo en los cuales se establecen estímulos y variables de control, con los cuales se pueden identificar áreas motoras o de lenguaje.

En adición, y siguiendo las recomendaciones del Dr. Romero, se aplicará una prueba de tamizaje a cada uno de los sujetos de prueba de manera preliminar, esto para corroborar que se encuentren sanos tanto psiquiátricamente como neurológicamente hablando, al momento de evaluar sus procesos cognitivos. Para dicho fin se implementará la prueba conocida como “Neuropsi Breve”, la cual se referencia más adelante.

Con base en lo anterior, y en las recomendaciones efectuadas por parte del Dr. Romero se estipuló el siguiente protocolo de pruebas:

Protocolo

Selección

Se citará a diversos sujetos dentro de las instalaciones del Centro de Ingeniería Avanzada (CIA) de la facultad de ingeniería de la UNAM para efectuar las pruebas correspondientes.

El ambiente en el que las pruebas serán efectuadas tiene que ser libre de agentes distractores con la finalidad de que los resultados no se vean afectados por dichos agentes.

La prueba tiene que ser realizada con el sujeto de pruebas y el aplicador de ellas sentados frente a frente con escritorio de por medio.

Las funciones cognitivas que se evaluarán en la aplicación de esta prueba son funciones de: orientación, atención y concentración, memoria, lenguaje, lectura, escritura, funciones ejecutivas y funciones de evocación.

Todas las pruebas serán aplicadas de manera individual acorde con lo señalado en el “Manual de Evaluación Neuropsicológica Breve en Español” [66], así como con el material anexo provisto por este libro. Así mismo, la duración aproximada para evaluar a cada uno de los sujetos de prueba oscila entre los 20 y los 40 minutos dependiendo si hay o no alteraciones cognitivas presentes.

Pruebas con Estímulos

Una vez que el sujeto de pruebas en cuestión haya pasado el proceso de selección al corroborar que se encuentra saludable tanto psiquiátricamente como neurológicamente hablando, se procederá con el siguiente conjunto de pruebas:

Prueba #1 Paradigma *oddball*

- La prueba será realizada en un ambiente controlado libre de agentes distractores y ruidos estridentes favoreciendo así que la persona entre en un estado basal, el cual será tomado como un valor de referencia para el análisis posterior de sus resultados.
- Le serán colocados dos electrodos en los nodos occipitales O1 y O2.
- Se aplicará el equivalente a 1 cm^3 de gel conductor en la misma zona donde serán colocados los electrodos para favorecer así la lectura de la señal.
- Los electrodos serán conectados a su vez a la tarjeta de adquisición de datos, la cual está conectada a una tarjeta de desarrollo y a su vez a un equipo de cómputo para poder observar gráficamente el comportamiento de la señal.

- Se empleará el uso de un ruido blanco para favorecer que la persona se mantenga en un estado basal
- Se grabará un minuto de las señales EEG de la persona en estado basal.
- Posteriormente se le pedirá al sujeto abrir los ojos por un periodo de 10 segundos seguido de otro periodo de 10 segundos en el que se le pedirá que cierre los ojos, así intermitentemente hasta cumplir un periodo de un minuto.
- Se emplearán marcas para delimitar estos intervalos y así contrastar la señal obtenida en el estado basal de la persona contra la señal obtenida al realizar esta tarea de parpadeo.

Prueba #2 P300

- La prueba será realizada en un ambiente controlado libre de agentes distractores y ruidos estridentes favoreciendo así que la persona entre en un estado basal, el cual será tomado como un valor de referencia para el análisis posterior de sus resultados.
- Le serán colocados dos electrodos en los nodos O1 y O2
- Se aplicará el equivalente a 1 cm^3 gel conductor en la misma zona donde serán colocados los electrodos para favorecer así la lectura de la señal.
- Los electrodos serán conectados a su vez a la tarjeta de adquisición de datos, la cual está conectada a una tarjeta de desarrollo y a su vez a un equipo de cómputo para poder observar gráficamente el comportamiento de la señal.
- Se implementarán una serie de estímulos visuales infrecuentes dentro de un estímulo frecuente.
- Se le solicitará a la persona que le dé seguimiento a diversos círculos de colores que se moverán de manera aleatoria en el monitor de un equipo de cómputo.
- Se compararán los resultados obtenidos con aquellos presentes en la literatura para constatar el correcto funcionamiento de la tarjeta de adquisición de datos

Prueba #3 Tarea lingüística

- La prueba será realizada en un ambiente controlado libre de agentes distractores y ruidos estridentes favoreciendo así que la persona entre en un estado basal, el cual será tomado como un valor de referencia para el análisis posterior de sus resultados.
- Le serán colocados 2 electrodos en los nodos F7, FC5 y posteriormente en T3 y T5 para un segundo ensayo.
- Se aplicará gel conductor en la misma zona donde serán colocados los electrodos para favorecer así la lectura de la señal.
- Los electrodos serán conectados a su vez a la tarjeta de adquisición de datos, la cual está conectada a una tarjeta de desarrollo y a su vez a un equipo de cómputo para poder observar gráficamente el comportamiento de la señal.

tomara un máximo de 2 alteraciones moderadas o una severa en cualquiera de sus procesos cognoscitivos, lo cual se determinará por medio del perfil de cada uno de los participantes, acorde con lo representado en la ilustración 46.

Acto seguido, a aquellos individuos cuyos resultados determinen que son psiquiátricamente saludables para proseguir con el resto de las pruebas, se les aplicarán los procedimientos que están señalados en el apartado de “Pruebas con Estímulos”, el cual se redacta más a detalle en el protocolo de pruebas.

Así mismo, se le presentó a cada uno de ellos el protocolo de pruebas en conjunto de una carta de conocimiento informado, en la cual se les hizo de su pleno conocimiento que su participación era completamente voluntaria y que podrían retirarse en cualquier momento si así ellos lo consideraban pertinente. Para más detalles, dicha carta puede consultarse en el anexo número uno de este proyecto de tesis.

A continuación, se presenta un listado de los sujetos de prueba a los que se les efectuó la prueba del Neuropsi Breve, así como las alteraciones que pudieran o no presentar y si es que son candidatos para efectuar en ellos la siguiente etapa experimental.

Sujeto número 1: Presenta una alteración moderada en la codificación de memoria de la figura semicompleja. Es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 2: Presenta una alteración moderada en sus funciones ejecutivas motoras de la mano derecha. Es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental en él.

Sujeto 3: Presenta una alteración severa de sus funciones motoras al efectuar acciones alternas y opuestas. No es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental en él.

Sujeto 4: Presenta una alteración moderada en la codificación de memoria de la figura semicompleja, alteración severa de sus funciones motoras ejecutivas al efectuar movimientos alternos y alteración severa de sus funciones motoras ejecutivas al efectuar reacciones opuestas. No es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 5: Presenta una alteración severa en la codificación de memoria de la figura semicompleja, alteración moderada de evocación de memoria de la figura semicompleja, alteración escrita severa de copiado y alteración severa de sus funciones ejecutivas motoras de reacciones opuestas. No es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 6: Presenta una alteración moderada de sus funciones ejecutivas motoras de la mano derecha. Es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 7: Presenta una alteración severa de sus funciones motoras ejecutivas al efectuar movimientos alternos. No es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 8: Presenta una alteración moderada de atención y concentración al efectuar la prueba de detección visual, alteración severa de evocación de memoria de la figura semicompleja y alteración severa de sus funciones motoras ejecutivas de la mano derecha. No es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 9: Presenta una alteración severa en la denominación del lenguaje, así como una alteración severa de sus funciones motoras ejecutivas de la mano derecha y una alteración moderada de atención y concentración en la prueba "20-3". No es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 10: Presenta alteración moderada de evocación de memoria por categoría y alteración moderada de sus funciones motoras ejecutivas de la mano derecha. No es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 11: Presenta alteración moderada de evocación de memoria por categoría. Es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 12: Presenta alteración moderada de codificación de memoria de la figura semicompleja, alteración severa de denominación del lenguaje y alteración moderada de sus funciones motoras ejecutivas de la mano derecha. No es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 13: Presenta alteración moderada de evocación de memoria de la figura semicompleja. Es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 14: No presenta alteración de ningún tipo. Es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

Sujeto 15: Presenta alteración moderada de codificación de memoria de la figura semicompleja. Es candidato para efectuar la siguiente etapa experimental.

De los 15 sujetos a los cuales se les aplicó la prueba de Neuropsi Breve, se tuvo que descartar a 8 debido a que no cumplían con los requisitos necesarios que se estipularon previamente en este mismo capítulo, ya que presentaban 2 o más alteraciones leves en sus funciones cognitivas o al menos una alteración severa en esas mismas funciones. Los gráficos con los resultados de cada uno de los sujetos de pruebas se pueden consultar en el segundo anexo de este proyecto de tesis.

Posteriormente, y debido a que la gorra se diseñó acorde con medidas estándar de la cabeza de un ser humano adulto, se tuvo que prescindir de la participación de dos de los

sujetos de pruebas que ya habían pasado el filtro de selección con la prueba de tamizaje efectuada, ya que las medidas de sus cráneos eran demasiado pequeñas en contraste con la de gorra y esto resultó en un inconveniente para poder fijar los electrodos. Con esto último, se redujo el número de sujetos de prueba a solo 5 individuos.

Pruebas de Laboratorio

Para salvaguardar la seguridad de los sujetos de prueba, y para asegurar que ambas tarjetas funcionan correctamente, se efectuaron una serie de pruebas de laboratorio en la cual se emplearon variables controladas. Esto a su vez, permite contrastar los valores esperados teóricamente con sus respectivos valores prácticos.

PCB Modular 1

Para estas pruebas se le suministraron los siguientes valores a la entrada del amplificador diferencial:

Prueba 1: 75.2mV y 69.3mV

Prueba 2: 64.7mV y 69.3mV

Prueba 3: 14.9mV y 5.1mV

En dichas pruebas se cuenta con los siguientes valores medidos y teóricos, así como el porcentaje de error, el cual se calculó con la siguiente ecuación:

$$\%Error = \frac{Valor_T - Valor_M}{Valor_T} \times 100$$

Donde los subíndices T y M indican que es el valor teórico y medido, respectivamente.

Prueba	Valor Teórico	Valor Medido	%Error
1	0.6077	0.614	1.036
2	-0.5768	-0.579	0.381
3	1.009	1.001	0.793

PCB Modular 2

Para estas pruebas se sometió a la tarjeta a señales que oscilaban a diferentes frecuencias, esto para cotejar el correcto funcionamiento del filtro paso bajas con el que cuenta. Así mismo, como se puede observar en la ilustración 47; empero, la señal se sigue viendo un tanto afectada por el filtro, ya que la amplitud está por debajo del valor estimado. Esto también se corroboró al ingresar señales que no oscilaban en el tiempo, las cuales tenían un comportamiento cercano al ideal con respecto a la amplitud que se planteó de

manera teórica; así que, en vista de dicho comportamiento, se puede inferir que el filtro sigue teniendo cierta injerencia en lo que respecta a la amplitud de la señal.

Cabe mencionar que el sumador con el que cuenta la tarjeta, rectifica la señal tal como se había esperado, lo cual aunado a la mitigación adicional presente en la señal, podría considerarse favorable para no dañar las posibles tarjetas de desarrollo con las cuales podría complementarse el uso de está.

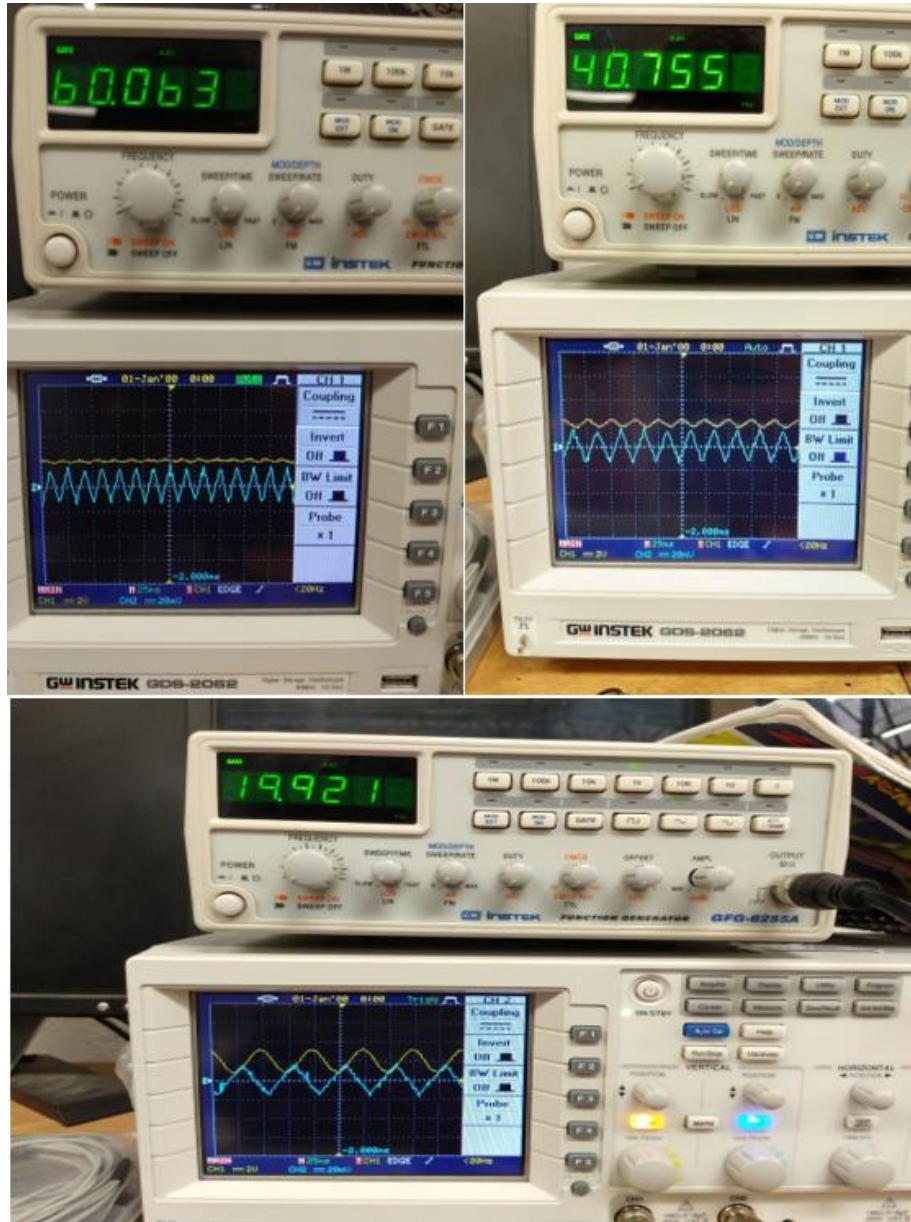


Ilustración 47 Pruebas de Laboratorio de la PCB Modular 2, en las que se muestra el comportamiento de la señal con una frecuencia mayor a la frecuencia de corte (60Hz), la frecuencia de corte (40Hz) y una frecuencia por debajo de la frecuencia de corte (20Hz). La onda de debajo es la señal de entra y la que se encuentra por encima es la salida.

EXPERIMENTACIÓN Y RESULTADOS

En el presente capítulo se presentan los experimentos relacionados con las tarjetas de adquisición de señales denominadas “PCB Modular 1” y “PCB Modular 2”. Así mismo, se estima que se presenten ondas Alpha en la aplicación de las pruebas de “*paradigma oddball*” y “P300”, así como ondas Theta, ya que cómo se había observado anteriormente en el capítulo de “Actividad eléctrica en el cerebro”, las ondas Theta se presentan durante la meditación profunda con una amplitud que oscila entre los 25 y los 50 μV a una frecuencia de entre 4 y 8 Hz. Por otra parte, las ondas Alpha tienen un rango bastante similar que oscila entre los 30 y los 50 μV , pero a una frecuencia de entre 8 y 13 Hz las cuales se pueden observar al estimular la corteza visual (lóbulo occipital) a través de los ojos.

Aunado a lo anterior se efectuaron los cálculos correspondientes para determinar en qué rango de valores se espera que se encuentre la señal a la salida de la tarjeta con base en las siguientes ecuaciones:

$$V_1 = \left(1 + \frac{2R_{dif}}{R_{G_{dif}}}\right) (V_B - V_A) \left(\frac{49.4k\Omega}{R_{G_{ad}}} + 1\right) \quad (0.7)$$

$$V_o = \left(1 + \frac{Rf_s}{R_s}\right) \left(\frac{2.5 + V_1}{2}\right)$$

Tomando en cuenta, tanto las dos ecuaciones anteriores, así como los valores en los que oscilan las entradas, se estima que la señal que se obtenga este oscilando en un rango de entre 2.752 a 3.004V.

De igual forma y para sustentar los resultados obtenidos, el autor se sometió a la prueba de tamizaje denominada “Neuropsi Breve”, en la cual se detectó una ligera alteración en la codificación de memoria de la figura semicompleja; empero, esto no representó problema alguno para proceder con las pruebas, ya que, con base en el criterio de selección fijado, el autor sigue siendo apto para los propósitos experimentales de este trabajo, lo cual se puede observar en la siguiente imagen.

En este proceso fueron efectuadas las primeras dos pruebas que se mencionaron previamente en el protocolo de experimentación, sobre el autor de este trabajo. Para ello se contó con la participación directa del M.A. Luis Yair Bautista Blanco, quien brindo su colaboración para el registro de las mediciones y la supervisión de este primer experimento para así autorizar la posterior aplicación de estas mismas a aquellos sujetos de pruebas que pasaron la primera prueba de selección.

Por fortuna, se pudo observar un comportamiento muy similar al esperado durante la obtención de las señales; no obstante, el graficar la señal en un dominio de voltaje contra tiempo no permite diferenciar apropiadamente a las señales, al menos no si se considera que tanto ondas Alpha como Theta se encuentran prácticamente en el mismo rango de amplitud, tal como se puede observar en la siguiente imagen.

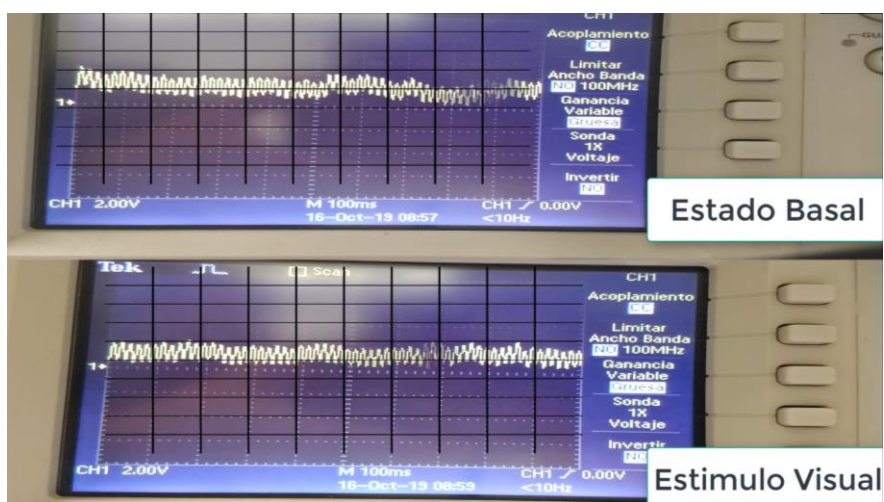


Ilustración 50 Contraposición de la señal obtenida de los nodos occipitales O1 y O2 del autor de esta tesis, vistas por el osciloscopio, graficado en el dominio del tiempo, en una escala a 2V y una tasa de muestreo de 100ms.

Por eso mismo, se optó por visualizar ambas gráficas en el dominio de la frecuencia, aplicando la transformada rápida de Fourier.

De este modo, se puede apreciar mejor una diferencia entre ambas señales; sin embargo, sigue siendo complejo determinar el tipo de señal a la que pertenece el gráfico obtenido por el osciloscopio, pero regresando un poco a la ilustración 13 y obteniendo de ella un fragmento en el que se puede observar la diferencia entre las ondas Alpha y Theta (que son aquellas en las que efectuaremos un mayor foco de interés), y comparando este fragmento de imagen con los resultados obtenidos, se puede observar un comportamiento, que si bien no es exactamente igual, tiene un parecido bastante favorable con aquel que muestra Siuly, por lo que se puede decir que efectivamente se están obteniendo las señales esperadas en el rango de voltaje predicho.

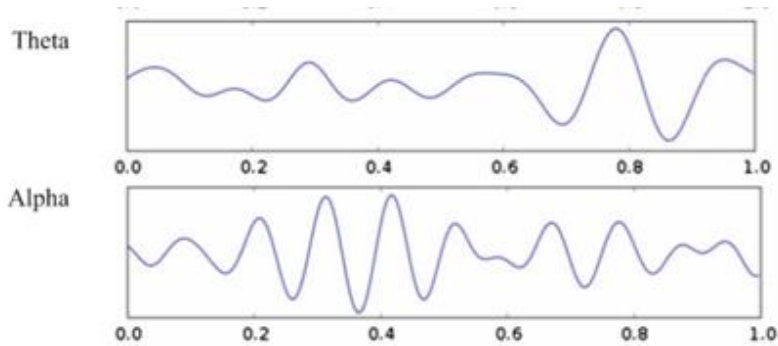


Ilustración 51 Fragmento de la ilustración 13. En este fragmento se puede observar el comportamiento que se aprecia tanto en las ondas Theta como en las ondas Alpha. (Siuly,2016, p. 12) [17]

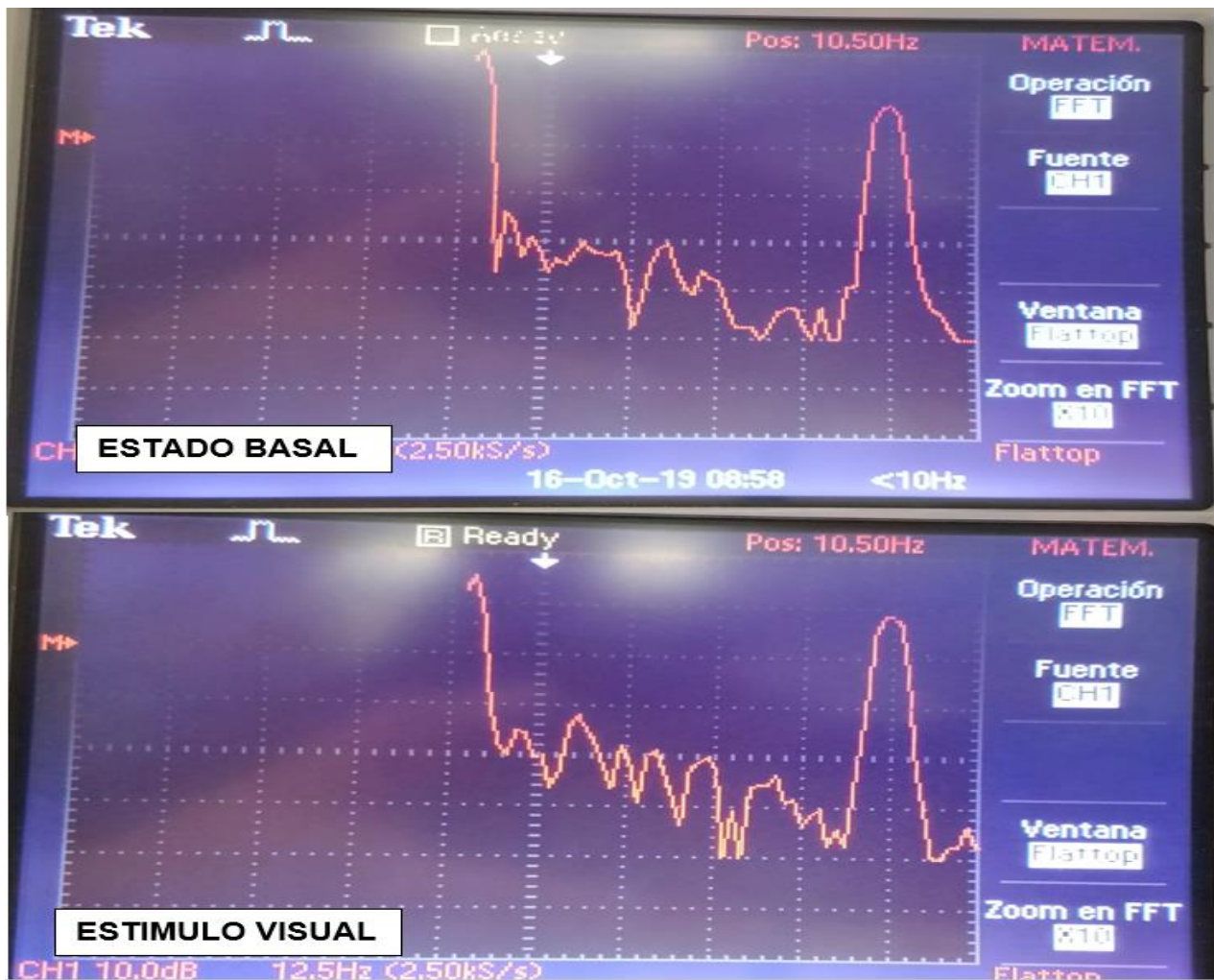


Ilustración 52 Contraposición de la señal obtenida de los nodos occipitales O1 y O2 del autor de esta tesis, vistas por el osciloscopio, graficado en el dominio de la frecuencia a una escala de 12.5Hz.

Supuesto esto, y dado que se observó un buen desempeño en las pruebas que se realizaron en el autor de este trabajo sin ningún perjuicio físico al mismo, se procedió a efectuar lo estipulado en el protocolo con los diversos sujetos experimentales.



Ilustración 53 Dos de los sujetos de pruebas, instrumentados y con el casco colocado.

De primera mano, y debido a la disponibilidad de horarios de dichos sujetos, se empezó a trabajar con un par de ellos, con los cuales se procedió tal cual se había estipulado en el protocolo de pruebas; empero, la tarjeta de adquisición de señales otorgó un comportamiento inesperado en el cual al principio se comenzó a denotar la presencia de mucho ruido de medición, lo cual se atribuyó en un principio a un mal contacto entre los electrodos y el cuero cabelludo de ambos sujetos, por lo que se procedió a reacomodar los electrodos y a ejercer presión manualmente a los electrodos para favorecer la conducción; no obstante, esto sólo permitió ver que la tarjeta estaba otorgando una señal de directa, por lo que se determinó que en alguna etapa uno o más de los amplificadores operacionales podrían estar entrando en saturación.

Dada dicha situación se procedió nuevamente a elaborar las pruebas de laboratorio iniciales, con variables controladas, para corroborar el correcto funcionamiento de ambas tarjetas. En dicho momento se pudo determinar que el problema radicaba en la “PCB Modular 1”, la cual se tuvo que reconstruir, pero volvió a fallar en repetidas ocasiones, por lo que se procedió a efectuar un análisis exhaustivo de la razón por la cual se estaba saturando.

CONCLUSIONES

El foco de este trabajo se centralizó principalmente en la construcción de una tarjeta de adquisición de señales que permitiera adquirir aquellas que se originan durante los procesos postsinápticos de las neuronas piramidales que se encuentran en el encéfalo. Así mismo, y debido a la complejidad que representa el análisis y clasificación de las señales de origen EEG, se optó por acotar el proyecto de tal modo que se presenta como una primera iteración, siguiendo la metodología de diseño de Ulrich. De este modo se puede contar con una mejora continua del dispositivo, optimizando así tiempos y recursos al analizar los motivos por los cuales el dispositivo presentó un tiempo de vida tan efímero.

Durante dicho análisis, se procedió en paralelo a revisar detalladamente la hoja de especificaciones de los amplificadores operacionales que pertenecen a la familia TSZ12X, que fue donde se detectó el fallo. Aunado al análisis de corrientes que fluyen a través de la configuración del circuito de la "PCB Modular 1", a lo cual se advirtió que se habían pasado desapercibidas algunas recomendaciones del fabricante de los integrados, que en este caso es la empresa "*STMicroelectronics*" en donde señalan ciertas recomendaciones al momento de efectuar diseños en PCB que involucren sus dispositivos, entre ellos incluidos una configuración adicional a la entrada de dichos dispositivos para protegerlo de posibles picos de corriente, consideraciones adicionales en cuanto al grosor de las pistas para minimizar las caídas de voltaje e inductancias parasitarias, aunado a la inclusión de múltiples vías que deben de ir conectados entre los planos de tierra de las capas inferior y superior, además de la inclusión de un capacitor de $0.1\mu\text{F}$ lo más cerca de los pines de alimentación que sea posible debido a que son dispositivos conmutados. En adición, hacen algunas recomendaciones para mejorar el rendimiento del mismo dispositivo ^[67].

Dada la inexperiencia del autor en el diseño y construcción de PCB, al momento de revisar la hoja de especificaciones de los dispositivos que fueron empleados en la construcción de los modelos "PCB Modular 1" y "PCB Modular 2", sólo se revisaron las características técnicas de los mismos, así como los rangos de operación en cuanto al voltaje, corriente y temperatura tanto de operación como al momento de soldar los componentes. En adición a los cuidados correspondientes en la manipulación de los mismos con elementos antiestática, debido a la sensibilidad de los componentes.

De igual modo, se detectaron en algunas ocasiones ciertas impurezas en la tarjeta, las cuales podrían haber promovido la conducción entre algunas de las terminales, encima de que alguna mala manipulación de la tarjeta o los picos de corriente generados al momento de encender y apagar la fuente, en conjunción con el método con el cual se soldaron los

componentes a la PCB (por medio de pistola de calor) pudieron no haber sido los más adecuados.

Por otra parte, y pese a que la vida útil de la tarjeta no permitió llevar a cabo experimentos con más sujetos de pruebas, está presente un muy buen desempeño en contraste con lo estipulado teóricamente, tal como se pudo apreciar al momento de efectuar las pruebas de laboratorio, ya que denotaban un error de no más del 1%, cumpliéndose así la premisa de que es más recomendable emplear este tipo de dispositivos en la primer etapa de adquisición en contraste con los AD620 tan sólo por el offset de dichos dispositivos.

Encima de esto se pudo apreciar un buen desempeño en las señales que se pudieron apreciar en el osciloscopio en las pruebas que se efectuaron en el autor de este proyecto. Cumpliéndose así uno de los objetivos principales de este trabajo, el cual es “el funcionamiento de dicho dispositivo por medio de herramientas neuropsicológicas” al tener cómo sustento las pruebas de tamizaje que validan el buen estado de salud de los sujetos de prueba, lo cual permite a su vez poder hacer la comparación morfológica de las señales con las que están presentes en la literatura, ya que indican el comportamiento de las ondas cerebrales de sujetos sanos.

De igual forma, permite satisfacer indirectamente el otro gran objetivo del trabajo el cual es “desarrollar un dispositivo que permita obtener un grupo de señales cerebrales asociadas a la actividad eléctrica generada en las áreas de Wernicke y de Broca”, ya que pese a que no se obtuvieron directamente las señales en estas zonas, si se pudieron obtener aquellas que están presentes en los nodos occipitales O1 y O2, por lo que, virtualmente hablando, si se pudieron obtener dichas señales, al momento de colocar los electrodos en los nodos FC5, F7, T3 y T5 se deberían poder obtener también las ondas cerebrales correspondientes, por lo que toda la serie de análisis y observaciones que se obtuvieron al generar esta primer iteración del trabajo, permitirán mejorar el mismo ya en el trabajo a futuro.

TRABAJO A FUTURO

Como se pudo observar en las conclusiones, hay una serie de aspectos a considerar que no permitieron el funcionamiento óptimo de la primer iteración de este proyecto de tesis, por lo que en primera instancia y con base en la metodología del diseño de Ulrich, habría que reiterar las tarjetas “PCB Modular 1” y “PCB Modular 2”, con las nuevas consideraciones observadas durante los procesos experimentales en los cuales se emplearon, entre los cuales se involucraría la adición de más elementos que permitan proteger a los integrados de la familia TSZ12X, la posible inclusión de una carcasa para brindar a las tarjetas de una protección adicional de impurezas, así como la adquisición de

mejor equipo de trabajo para la realización de las tarjetas electrónicas, de tal modo que no se comprometa su funcionamiento.

Por otra parte, se detectó que la gorra de látex no ofrecía la sujeción suficiente de los electrodos, por lo que en algunas ocasiones se tuvo que ejercer presión adicional de manera manual para favorecer así una buena conducción, por lo que se propondría emplear posteriormente algunos productos mayormente especializados, cómo lo son las gorras comerciales de adquisición de señales EEG, los cuales cuentan con electrodos precableados, así cómo algunos geles conductores que ofrecen también adherencia en adición a la conductividad o electrodos con diferentes conectores. Dicha información se puede encontrar en algunos catálogos de productos médicos; empero, al momento de intentar contactar a dichos fabricantes no se obtuvo respuesta alguna para poder efectuar cotizaciones, sin mencionar que muchas de esos fabricantes se encuentran en el extranjero, por lo que en está sección de trabajo a futuro también se propone contraponer a estos proveedores de productos médicos tal cómo se hizo con los fabricantes de PCB; no obstante, algunos de los productos se pudieron ver a groso modo en internet, pero los pocos que llegaban a mostrar sus precios, eran excesivos y muy alejados del presupuesto con el que se contaba para el desarrollo de está primera iteración de trabajo.

Por último, y retomando la parte experimental de esté trabajo, se propone separar la siguiente iteración del trabajo en dos etapas. La primera de ellas para mejorar la robustez de las tarjetas PCB, efectuando pruebas que determinen que los cambios en el diseño no afecten su funcionalidad, y la segunda de ellas que implique elementos estadísticos que permitan la caracterización de algunas palabras en el lenguaje imaginado tomando como referencia la tesis doctoral del Dr. Torres García ^[43] (por poner un ejemplo), al menos como un primer acercamiento para una posterior inmersión en otros trabajos relacionados.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] “Comunicación”. Def.3e. Diccionario de la lengua española Ed. Tricentenario,2018 Web. [Online]. 4 de enero de 2019
- [2] A. Maslow. *Motivación y Personalidad*. Madrid, España: Ediciones Diaz de Santos, S.A. 1991. Obtenido de: <https://booksmedicos.org/> 2 de enero de 2019
- [3] Instituto nacional de Estadística y Geografía. Datos estadísticos INEGI (2010-2015). [Online]. Recuperado de <http://www.beta.inegi.org.mx/temas/discapacidad/default.html> 4 de enero de 2019
- [4] Instituto nacional de Estadística y Geografía. Datos estadísticos INEGI (2010-2015). [Online]. Recuperado de <http://www.beta.inegi.org.mx/app/statisticsexplorer/00/index.html#> 4 de enero de 2019
- [5] Amazon. NeusoSky MindWave Mobile 2: Brainwave Starter Kit (2019). [Online]. Recuperado de https://www.amazon.com/NeuroSky-MindWave-Mobile-Brainwave-Starter/dp/B07CXN8NKX/ref=sr_1_1?m=A26NM1OSTNWVCB&s=merchant-items&ie=UTF8&qid=1530603516&sr=1-1 4 de enero de 2019
- [6] NeuroSky Body and Mind. Quantified. Diadema de neuro-señales Mindware Mobile 2 (2019). [Online]. Imagen recuperada de <https://store.neurosky.com/pages/mindwave> 4 de enero de 2019
- [7] EMOTIV.Diadema de neuro-señales Emotiv-Epoc+ (2019). [Online]. Imagen e información recuperados de <https://www.emotiv.com/epoc/> 4 de enero de 2019
- [8] Diadema de neuro-señales Mind-Touch. [Online]. Recuperado de: <https://www.indiegogo.com/projects/touch-a-multi-channel-mind-touch-wearable-device-vr-drone#/> 4 de enero de 2019
- [9] Diadema de neuro-señales Brainlink. [Online]. Recuperado de https://www.mindtecstore.com/Macrotellect-BrainLink-EEG-Headset_1 4 de enero de 2019
- [10] Diadema de neuro-señales Muse. [Online]. Recuperado de: <https://choosemuse.com/es/> 4 de enero de 2019
- [11] F. Conti. *Fisiología Médica*.1ª Edición. Mc. Graw Hill Interamericana Editores, S.A. de C.V. México D.F. 2010

- [12] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. Imagen por Resonancia Magnética (IRM). [Online]. Obtenido de: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/imagen-por-resonancia-magn%C3%A9tica-irm> 29 de julio de 2019
- [13] “Encéfalo”. Diccionario de la lengua española Ed. Tricentenario,2018 Web. [Online] 15 de enero de 2019
- [14] K. Saladin. *Anatomía y Fisiología. La Unidad Entre Forma y Función*. 6ª Edición. McGraw-Hill Interamericana Editores, S.A. de C.V México D.F. 2013. [Online]. Obtenido de: <https://booksmedicos.org/> 15 de enero de 2019
- [15] G. Tortora, B. Derrickson. *Principios de Anatomía y Fisiología*. (13ª Edición). México D.F. Editorial Médica Panamericana, S.A. de C.V. 2006. [Online]. Obtenido de: <https://booksmedicos.org/> 15 de enero de 2019
- [16] “Mayo Foundation for Medical Education and Research”. Lóbulos cerebrales. Imagen. [Online]. Recuperada de: <https://www.mayoclinic.org/es-es/brain-lobes/img-20008887> 25 de enero de 2019
- [17] S. Siuly, Li Y., Y Zhang (2016). EEG Signal Analysis and Classification. Techniques and Applications [Springer version]. Online <https://www.springer.com/la/book/9783319476520> 11 de abril de 2018
- [18] “Khan Academy”. Función y estructura de la neurona. La imagen fue adaptada por Khan Academy de “Neuronas y células gliales: Figura 2” y “Sinapsis”, de OpenStax College, Biología (CC BY 3.0). [Online]. Recuperada de: <https://es.khanacademy.org/science/biology/human-biology/neuron-nervous-system/a/overview-of-neuron-structure-and-function> 30 de enero de 2019
- [19] “Lenguaje”. Def.1e. Diccionario de la lengua española Ed. Tricentenario,2018 Web. [Online] 4 de febrero de 2019
- [20] J. Rothstein, S. Roy, S. Wolf. 2005. Manual del Especialista en Rehabilitación Editorial Paidotribo, 1ª edición. Barcelona España. Online: http://www.portalfitness.com/6404_libro-manual-del-especialista-en-rehabilitacion.aspx 12 de febrero de 2019
- [21] A. Tucci. *Instrumentación Biomédica*. 2007. [Online] Obtenido de: https://kupdf.net/download/instrumentacion-biomedica-alvaro-tucci_59a0e9f5dc0d60b95318496b_pdf 12 de febrero de 2019
- [22] “Coralmedica LTDA. Equipos y dispositivos Médicos”. Electrodo Desechable para ECG y diagnostico general uso adulto. [Online] Obtenido de:

<https://coralmedica.com/products-page/anestesia-y-ventilacion/electrodo-desechable-para-ecg-y-diagnostico-general-uso-adulto/> 12 de febrero de 2019

[23] "OpenCourseWare. Universidad de Sevilla". Tema 3: Acoplamiento entre el aparato de electroterapia y el paciente: Factores a valorar. [Online]. Obtenido de: http://ocwus.us.es/fisioterapia/electroterapia/temario/TEMA_3/page_11.htm 12 de febrero de 2019

[24] "Tecnomed2000. Electromedicina". Electrodo de succión ECG, perilla. [Online]. <https://tecnomed2000.com/producto/electrodo-succion-ecg-perilla/> 12 de febrero de 2019

[25] Varios autores. *Introducción a la Bioingeniería*. Marcombo Boixareu Editores (p. 89-90). 1993. [Online]. Obtenido de: <https://books.google.com.mx/books?id=aqcaSGADoo4C&pg=PA87&lpg=PA87&dq=medidas+del+sistema+nervioso+y+muscular+introducci%C3%B3n+a+la+bioingenieria&source=bl&ots=ndezqrnLRM&sig=ACfU3U1npQ8MIwbU1MiYqMkXbahMwCOctQ&hl=es&sa=X&ved=2ahUKEwjmmu2g47bgAhUHnq0KHTI1BpEQ6AEwB3oECAgQAQ#v=onepage&q=medidas%20del%20sistema%20nervioso%20y%20muscular%20introducci%C3%B3n%20a%20la%20bioingenieria&f=false> 12 de febrero de 2019

[26] "SlideShare". Tipos de electrodos. [Online]. Obtenido de: <https://es.slideshare.net/skiltt/tipos-de-electrodos> 12 de febrero de 2019

[27] "IGROPAR. Productos de un solo uso. Desechables". Electrodos 50 x 50 con cable cuadrado (4 uds.). [Online]. Obtenido de: <http://igropar.com/material-de-fisioterapia/68-electrodos-50-x-50-con-cable-cuadrado-4-uds.html> 12 de febrero de 2019

[28] "MedicalExpo". Neuroelectronics. Electrodo EEG. [Online] Obtenido de: <http://www.medicaexpo.es/prod/neuroelectronics/product-94093-718468.html> 12 de febrero de 2019

[29] "Erbe Elektromedizin GmbH". Electrodo de aguja. [Online]. Obtenido de: <https://de.erbe-med.com/de-es/productos/electrocirugia/producto/electrodo-de-aguja-recto-aislado-oe-08-x-22-mm-longitud-40-mm-2/> 15 de febrero de 2019

[30] "Fisherscientific.Part of Thermo Fisher Scientific." Thermo Scientific TM Electrodo de pH Orion TM 8102BNUWP ROSS Ultra TM. [Online] Obtenido de: <https://www.fishersci.es/shop/products/orion-8102bnuwp-ross-ultra-ph-electrode/10544973> 15 de febrero de 2019

[31] "Equipos y Laboratorio de Colombia." Productos. Electrodo de pH. Micro electrodos de pH thermo scientific orion. [Online]. Obtenido de:

https://www.equiposylaboratorio.com/sitio/productos_mo.php?it=15923 18 de febrero de 2019

[32] P. Campisi, D. La Rocca, G. Scarano. "EEG for Automatic Person Recognition", *Computer*, vol 45, no. 7, pp. 87-89 , Julio 2012. Obtenido de: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6228581> 6 de agosto de 2019

[33] J. Poatris, D. Manolakis. *Tratamiento Digital de Señales*. Pearson Educación S.A. 4ta Edición, Madrid España. 2007

[34] "Filtro". Def.5e. Diccionario de la lengua española Ed. Tricentenario,2018 Web. [Online] 25 de marzo de 2019

[35] H. Dimopoulos. *Analog Electronic Filters. Theory, Design and Synthesis*. Springer Vesion. 2012. [Online]

[36] D. Schlichthärle. *Digital Filters. Basics and Design*. 2nd Edition. Springer Version. 2011. [Online]. Recuperado de: <https://link-springer-com.pbidi.unam.mx:2443/content/pdf/10.1007%2F978-3-642-14325-0.pdf> 20 de marzo de 2019

[37] E. Gutiérrez Introducción al filtro digital. Departamento de Sonología. Escuela Superior de Música de Catalunya. (2009)

[38] B. Graimann, B. Allison., G. Pfurtscheller. *Brain-Computer Interfaces. Revolutionizing Human-Computer Interaction*. Springer Version. 2010. [Online]

[39] K. Ulrich, S. Eppinger. *Diseño y Desarrollo de Productos*. 5ª Edición. McGrawHill/INTERAMERICANA EDITORES S.A. DE C.V. México. 2013. Obtenido de: <https://cuadernosdelprofesor.files.wordpress.com/2018/01/librerc3ada-disec3b1o-y-desarrollo-de-productos-5ed-karl-t-ulrich.pdf> 5 de marzo de 2019

[40] A. Pérez Tirado. *Sistema Lúdico para Ejercicios de Terapia de la Zona Carpiana y Falanges*. (Tesis de Licenciatura). División de Ingeniería Mecánica e Industrial. U.N.A.M. D.F. México. 2014

[41] Y. Sun, N. Pan, F. A novel Design of EEG Signal Amplifier. 24th Chinese Control and Decision Conference (CCDC). 2012. [Online].

[42] (n.d.). *10/20 System Positioning Manual*. Hong Kong: Trans Cranial Technologies. [Online].

[43] A. Torres García. *Análisis y clasificación de electroencefalogramans (EEG) registrados durante el habla imaginada*. (Tesis Doctoral). Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica. Puebla, México. 2016

[44] "ebay". 10 Piezas Largo 70inch Cobre chapado en oro de la PAC Electrodo Dormir cerebro EEG Cables. [Online]. Obtenido de: <https://www.ebay.com/itm/10pcs-Long-70inch-Gold-plated-Copper-Cap-Electrodes-Sleep-Brain-EEG-Cables/301874687898?hash=item4649222f9a:g:TmQAAOSwUuFWw-BT> 23 de abril de 2019

[45] Maxim Integrated. ICL7662/Si7261 CMOS Voltage Converters. [Online]. Obtenido de: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/ICL7662-Si7661.pdf> 23 de abril de 2019

[46] Analog Devices. Low Cost Lower Power Instrumentation Amplifier AD620.

[47] Texas Instruments. TL08XX JFET-Input Operational Amplifiers.

[48] "MECATRÓNICALATAM". ARDUINO: Lectura de un Potenciómetro. [Online]. Obtenido de: <https://www.mecatronicalatam.com/es/tarjeta/arduino/lectura-de-un-potenciometro> 22 de agosto de 2019

[49] ESCOM. Aplicaciones técnicas. Fibra de vidrio: propiedades y aplicaciones. [Online]. Obtenido de: <https://www.atescom.es/fibra-vidrio-propiedades-aplicaciones/> 4 de septiembre de 2019

[50] JLCPCB. [Online] <https://jlcpcb.com/> 26 de junio de 2019

[51] PCBWAY. PCB Prototype the Easy Way. Full feature custom PCB prototype service. [Online]. Obtenido de: https://www.pcbway.com/?ngaw=33&campaignid=793796577&adgroupid=44014088391&feeditemid=&targetid=aud-292348526782:kwd-297443275619&loc_physical_ms=1010043&matchtype=p&network=g&device=c&devicemodel=&creative=196555801627&keyword=pcbway&placement=&target=&adposition=1t1&gclid=CjwKCAjwr8zoBRA0EiwANmvpYFTPC7i7Pkaz3UTSr4W-2cfTjd6eeN-KjoSS_j_HyyZRklpiG_WMpBoCmP0QAvD_BwE 26 de junio de 2019

[52] YINGSTAR ELECTRONICS. [Online]. Obtenido de: <http://www.yingstar-pcba.com/> 26 de junio de 2019

[53] Pcbcart. [Online]. Obtenido de: https://www.pcbcart.com/?gclid=CjwKCAjwr8zoBRA0EiwANmvpYIMBYXgoSNRlTeJQvKXEs5QzoRgd_liOpTtZqTVFLloxwOYuJ5Ve-hoCVFQQAvD_BwE 26 de junio de 2019

- [54] RAYMING. PCB & ASSEMBLY. [Online]. Obtenido de: https://www.raypcb.com/?gclid=CjwKCAjwr8zoBRA0EiwANmvpYNymIOM18pdMb2Z7N-4PUui9Jcpeb0h7y4joMWH_1qze8ewAsbLyXhoCV7UQAvD_BwE 26 de junio de 2019
- [55] TRES RÍOS. SERVICIOS TECNOLOGICOS. [Online]. Obtenido de: https://www.pcb-mexico.com/?gclid=CjwKCAjwr8zoBRA0EiwANmvpYE2mDetwDU0EwT0A54kD9hQVsiDGIfRFjvfyK6IKEBStU_h_f2omw5xoCX-8QAvD_BwE 26 de junio de 2019
- [56] Urbas, V. John, PhD Brain. *Salem Press Encyclopedia of Science*. 2017. [Online] Recuperado de <http://eds.a.ebscohost.com.pbidi.unam.mx:8080/eds/detail/detail?vid=6&sid=c8002d8a-bfd4-45d5-b30c-6aacebb3cf59%40pdc-v-sessmgr02&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2I0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=87690303&db=ers>
- [57] Texas Instruments. *LMx24-N, LM2902-N Low-Power, Quad-Operational Amplifiers*. [Online]. Obtenido de: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm324-n.pdf> LM324 datasheet
- [58] Texas Instruments. *LM741 Operational Amplifier*. [Online]. Obtenido de: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm741.pdf> LM741 datasheet
- [59] Atmel. ATmega328P. 8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System Programmable Flash. [Online]. Obtenido de: http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf Atmega328P Datasheet
- [60] Texas Instruments. *MSP432P401R, MSP432P401M SimpleLink™ Mixed-Signal Microcontrollers*. [Online] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/msp432p401r.pdf> msp432
- [61] Atmel. *Atmel ATmega640/V-1280/V-1281/V-2560/V-2561/V. 8-bit Atmel Microcontroller with 16/32/64KB In-System Programmable Flash*. [Online]. Obtenido de: https://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/atmel-2549-8-bit-avr-microcontroller-atmega640-1280-1281-2560-2561_datasheet.pdf atmega2560
- [62] Microchip. *PIC16F882/883/884/886/887*. Datasheet. [Online]. Obtenido de: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/41291d.pdf> pic16f887
- [63] Texas Instruments. *Tiva™ TM4C1294NCPDT Microcontroller*. Datasheet. [Online]. Obtenido de: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tm4c1294ncpdt.pdf> tiva c
- [64] F. Juárez García, J. López Bárcena, V. Salinas Mendoza. *Apuntes para la Investigación en Salud*. Universidad Nacional Autónoma de México. México D.F. 2014.

- [65] J.L. Armony, D. Trejo-Martínez, D. Hernández. “*Resonancia Magnética Funcional (RMf): Principios y aplicaciones en Neuropsicología y Neurociencias Cognitivas*”, *SLAN*, Vol. 4, No. 2, pp. 36-50, 2012. Obtenido de: https://www.neuropsicolatina.org/index.php/Neuropsicologia_Latinoamericana/article/view/103/81 5 de septiembre de 2019
- [66] Ostrosky-Solís F., Ardila A., Rosselli M. () NEUROPSI Evaluación Neuropsicológica Breve en Español.
- [67] STMicroelectronics. TSZ121, TSZ122, TSZ124. Very high accuracy (5 μ V) zero drift micropower 5 V operational amplifiers.

ANEXOS

Anexo 1: Carta de conocimiento informado



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERÍA
DIVISIÓN DE INGENIERÍA MECÁNICA E INDUSTRIAL



CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN EDUCATIVA

Yo _____, de _____ años de edad, acepto de manera voluntaria que se me incluya como sujeto de estudio en el proyecto de investigación denominado: **“Diseño y desarrollo de un dispositivo de adquisición de señales EEG mediante electrodos superficiales”**, luego de haber conocido y comprendido en su totalidad, la información sobre dicho proyecto, riesgos si los hubiera y beneficios directos e indirectos de mi participación en el estudio, y en el entendido de que:

- No habrá ninguna sanción para mí en caso de no aceptar la invitación.
- Puedo retirarme del proyecto si lo considero conveniente a mis intereses, aun cuando el investigador responsable no lo solicite, informando mis razones para tal decisión en la Carta de Revocación respectiva si lo considero pertinente; pudiendo si así lo deseo, recuperar toda la información obtenida de mi participación.
- No haré ningún gasto, ni recibiré remuneración alguna por la participación en el estudio.
- Se guardará estricta confidencialidad sobre los datos obtenidos producto de mi participación, con un número de clave que ocultará mi identidad.
- Puedo solicitar, en el transcurso del estudio información actualizada sobre el mismo, al investigador responsable.

Lugar y Fecha: _____

Nombre y firma del participante: _____

Nombre y firma de quien proporcionó la información para fines de consentimiento

TESTIGO 1

TESTIGO 2

Nombre: _____

Nombre: _____

Fecha: _____

Fecha: _____



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
 FACULTAD DE INGENIERÍA
 DIVISIÓN DE INGENIERÍA MECÁNICA E INDUSTRIAL



CARTA DE REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO PARA PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN EDUCATIVA

Yo _____, de ____ años de edad, participante en el proyecto de investigación educativa, denominado: **“Diseño y desarrollo de un dispositivo de adquisición de señales EEG mediante electrodos superficiales”** deseo manifestar mi decisión de retirarme del mismo.

Para el caso someto las siguientes razones: (opcional) _____

Lugar y fecha: _____

Nombre y firma del participante: _____

Nombre y firma de quien recibe la revocación del consentimiento:

TESTIGO 1

TESTIGO 2

Nombre: _____

Nombre: _____

Fecha: _____

Fecha: _____

NEUROPSI EVALUACION NEUROPSICOLOGICA BREVE EN ESPAÑOL <small>(Dra. Faggy Castroky-Solis; Dr. Alfredo Ardila y Dra. Mónica Roselli)</small>																												
RANGO DE EDAD: 16-30					NIVEL DE ESCOLARIDAD: 10-24 AÑOS DE ESTUDIO																							
NOMBRE					EDAD					SEXO																		
PERFIL DE FUNCIONES COGNOSCITIVAS																												
Puntuación normalizada	ORIENTACION		ATENCIÓN Y CONCENTRACION		CORRECCION		MEMORIA EVOCACION			LENGUAJE				LECTURA ESCRITA		FUNCIONES EJECUTIVAS CONCEPTUALES Y MOTORAS					Puntuación normalizada							
	Tiempo	Lugar	Personas	Dígitos	Detección Visual	20-3	Palabras	Figura semicompleja	Española	Por categorías	Reconocimiento	Figura semicompleja	Denominación	Repetición	Comprensión	Fluidez verbal semántica	Fluidez verbal fonológica	Lectura	Ditado	Copiado		Similitudes	Cálculo	Secuenciación	Mano derecha	Mano izquierda	Movimientos alternos	Reacciones opuestas
3																25												3
2				6												30-32	21-22											2
1																28-29	19-20											1
0	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0
-1				4	13-15	4	5	11.5	5	5	10					17-18	10-11				6	2				2	2	-1
-2				3	11	4	4	4	4	9.5						14-16	8-9								1			-2
-3	0-2	0-1	0	0	0-7	0-2	0-2	0-10.5	0-2	0-2	0-3	0-7.5	0-7	0-3	0-5	0-9	0-3	0-1	0	0	0-3	0	0	0	0	0	0	-3

Normal Alto
 Normal
 Moderado
 Severo

Resultados: Sujeto de pruebas 3

NEUROPSI EVALUACION NEUROPSICOLOGICA BREVE EN ESPAÑOL <small>(Dra. Faggy Castroky-Solis; Dr. Alfredo Ardila y Dra. Mónica Roselli)</small>																												
RANGO DE EDAD: 16-30					NIVEL DE ESCOLARIDAD: 10-24 AÑOS DE ESTUDIO																							
NOMBRE					EDAD					SEXO																		
PERFIL DE FUNCIONES COGNOSCITIVAS																												
Puntuación normalizada	ORIENTACION		ATENCIÓN Y CONCENTRACION		CORRECCION		MEMORIA EVOCACION			LENGUAJE				LECTURA ESCRITA		FUNCIONES EJECUTIVAS CONCEPTUALES Y MOTORAS					Puntuación normalizada							
	Tiempo	Lugar	Personas	Dígitos	Detección Visual	20-3	Palabras	Figura semicompleja	Española	Por categorías	Reconocimiento	Figura semicompleja	Denominación	Repetición	Comprensión	Fluidez verbal semántica	Fluidez verbal fonológica	Lectura	Ditado	Copiado		Similitudes	Cálculo	Secuenciación	Mano derecha	Mano izquierda	Movimientos alternos	Reacciones opuestas
3																25												3
2				6												30-32	21-22											2
1				5								12				28-29	19-20											1
0	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	0
-1				4	13-15	4	5	11.5	5	5	10					17-18	10-11				6	2				2	2	-1
-2				3	11	4	4	4	4	9.5						14-16	8-9								1			-2
-3	0-2	0-1	0	0	0-7	0-2	0-2	0-10.5	0-2	0-2	0-3	0-7.5	0-7	0-3	0-5	0-9	0-3	0-1	0	0	0-3	0	0	0	0	0	0	-3

Normal Alto
 Normal
 Moderado
 Severo

Resultados: Sujeto de pruebas 4

NEUROPSI
EVALUACION NEUROPSICOLOGICA BREVE EN ESPAÑOL
(Dra. Feggy Csoroky-Solis; Dr. Alfredo Ardila y Dra. Mónica Rosselli)

RANGO DE EDAD: 16-30 NIVEL DE ESCOLARIDAD: 1 0-24 AÑOS DE ESTUDIO
NOMBRE EDAD SEXO

PERFIL DE FUNCIONES COGNOSCITIVAS

Puntuación normalizada	ORIENTACION		ATENCIÓN Y CONCENTRACION		MEMORIA				LENGUAJE				LECTURA ESCRITA		FUNCIONES EJECUTIVAS CONCEPTUALES Y MOTORAS					Puntuación normalizada								
	Tiempo	Lugar	Persona	Dígitos	Detección Visual	20-3	Palabras	Figura semicompleja	Espontánea	Por categorías	Reconocimiento	Figura semicompleja	Denominación	Repetición	Comprensión	Fluidez verbal semántica	Fluidez verbal fonológica	Lectura	Ditado		Copiado	Semejanzas	Cálculo	Secuenciación	Mano derecha	Mano izquierda	Movimientos alternos	Reacciones opuestas
3																25												3
2				6												30-32	21-22											2
1							6									28-29	19-20											1
0	X	X	X	4	13-15	X	5	12	5			12	10-11-12	X	X	19-24	17-18	X	X	1	6	X	X		2		X	0
-1				3	11		X	11.5	4	5	5	10		X	X	17-18	10-11				X	2				2	X	-1
-2					10			11		4						11-13	6-7							1				-2
-3	0-2	0-1	0	0	0-7	0-2	0-2	0-4	0-2	0-2	0-3	0-7.5	0-7	0-3	0-5	0-9	0-3	0-1	0	X	0-3	0	0	0	0	X	0-1	-3

Normal Alto
 Normal
 Moderado
 Severo

Resultados: Sujeto de pruebas 5

NEUROPSI
EVALUACION NEUROPSICOLOGICA BREVE EN ESPAÑOL
(Dra. Feggy Csoroky-Solis; Dr. Alfredo Ardila y Dra. Mónica Rosselli)

RANGO DE EDAD: 16-30 NIVEL DE ESCOLARIDAD: 1 0-24 AÑOS DE ESTUDIO
NOMBRE EDAD SEXO

PERFIL DE FUNCIONES COGNOSCITIVAS

Puntuación normalizada	ORIENTACION		ATENCIÓN Y CONCENTRACION		MEMORIA				LENGUAJE				LECTURA ESCRITA		FUNCIONES EJECUTIVAS CONCEPTUALES Y MOTORAS					Puntuación normalizada									
	Tiempo	Lugar	Persona	Dígitos	Detección Visual	20-3	Palabras	Figura semicompleja	Espontánea	Por categorías	Reconocimiento	Figura semicompleja	Denominación	Repetición	Comprensión	Fluidez verbal semántica	Fluidez verbal fonológica	Lectura	Ditado		Copiado	Semejanzas	Cálculo	Secuenciación	Mano derecha	Mano izquierda	Movimientos alternos	Reacciones opuestas	
3																25												3	
2				6												30-32	21-22											2	
1							6									28-29	19-20											1	
0	X	X	X	5	X	X		6	6	X	12	10-11-12	X	X	X	19-24	12-16	X	X	6	3	X	X		2	X	X	0	
-1				3	11		4	X		X	5	10		X	X	17-18	10-11				X	X						-1	
-2					10			11		4		9				14-16	8-9								1			-2	
-3	0-2	0-1	0	0	0-7	0-2	0-2	0-10.5	0-2	0-2	0-3	0-7.5	0-7	0-3	0-5	0-9	0-3	0-1	0	0	0-3	0	0	0	0	0	0-1	0-1	-3

Normal Alto
 Normal
 Moderado
 Severo

Resultados: Sujeto de pruebas 6

NEUROPSI
EVALUACION NEUROPSICOLOGICA BREVE EN ESPAÑOL
(Dra. Feggy Csoranyi-Solis, Dr. Alfredo Ardila y Dra. Mónica Roselli)

RANGO DE EDAD: 16-30 NIVEL DE ESCOLARIDAD: 1 0-24 AÑOS DE ESTUDIO
NOMBRE EDAD SEXO

PERFIL DE FUNCIONES COGNOSCITIVAS

Puntuación normalizada	ORIENTACION		ATENCIÓN Y CONCENTRACION		CODIFICACION		MEMORIA EVOLUCION			LENGUAJE				LECTURA ESCRITA		FUNCIONES EJECUTIVAS CONCEPTUALES Y MOTORAS					Puntuación normalizada							
	Tiempo	Lugar	Persona	Digitos	Detección Visual	20-3	Palabras	Figura semicompleja	Espontánea	Por categorías	Reconocimiento	Figura semicompleja	Denominación	Repetición	Comprensión	Fluidez verbal semántica	Fluidez verbal fonológica	Lectura	Ditado	Copiado		Similitudes	Cálculo	Secuenciación	Mano derecha	Mano izquierda	Movimientos alternos	Reacciones opuestas
	3	2	1	0	-1	-2	-3	3	2	1	0	-1	-2	-3	3	2	1	0	-1	-2		-3	3	2	1	0	-1	-2

NEUROPSI
EVALUACION NEUROPSICOLOGICA BREVE EN ESPAÑOL
(Dra. Feggy Csinsky-Solís; Dr. Alfredo Ardila y Dra. Mónica Roselli).

RANGO DE EDAD: 16-30 NIVEL DE ESCOLARIDAD: 1 0-24 AÑOS DE ESTUDIO
NOMBRE EDAD SEXO

PERFIL DE FUNCIONES COGNOSCITIVAS

Puntuación normalizada	ORIENTACION		ATENCIÓN Y CONCENTRACION		CODIFICACION		MEMORIA EVOLUCION				LENGUAJE				LECTURA ESCRITA		FUNCIONES EJECUTIVAS CONCEPTUALES Y MOTORAS						Puntuación normalizada					
	Tiempo	Lugar	Personas	Dígitos	Detección Visual	20-3	Palabras	Figura semicompleja	Espontánea	Por categorías	Reconocimiento	Figura semicompleja	Denominación	Repetición	Comprensión	Fluidez verbal semántica	Fluidez verbal fonológica	Lectura	Ditado	Copiado	Similitudes	Cálculo		Secuenciación	Mano derecha	Mano izquierda	Movimientos alternos	Reacciones opuestas
3																	25											3
2																	23-24											2
1																30-32	21-22											1
0	X	X	X	5	16	X			6	6	6	12			25-27	17-18											0	
-1				4	13-15	X	5	5	12	5		10	X	X	X	X	19-24	12-16	X	X	X	X	X	X	X	X	-1	
-2				3	11	4	X	X	X	X	10						14-16	8-9									-2	
-3				2	8-9	3	3				4	9				11-13	6-7							1			-3	

Normal Alto
 Normal
 Moderado
 Severo

Resultados: Sujeto de pruebas 13

NEUROPSI
EVALUACION NEUROPSICOLOGICA BREVE EN ESPAÑOL
(Dra. Feggy Csinsky-Solís; Dr. Alfredo Ardila y Dra. Mónica Roselli).

RANGO DE EDAD: 16-30 NIVEL DE ESCOLARIDAD: 1 0-24 AÑOS DE ESTUDIO
NOMBRE EDAD SEXO

PERFIL DE FUNCIONES COGNOSCITIVAS

Puntuación normalizada	ORIENTACION		ATENCIÓN Y CONCENTRACION		CODIFICACION		MEMORIA EVOLUCION				LENGUAJE				LECTURA ESCRITA		FUNCIONES EJECUTIVAS CONCEPTUALES Y MOTORAS						Puntuación normalizada					
	Tiempo	Lugar	Personas	Dígitos	Detección Visual	20-3	Palabras	Figura semicompleja	Espontánea	Por categorías	Reconocimiento	Figura semicompleja	Denominación	Repetición	Comprensión	Fluidez verbal semántica	Fluidez verbal fonológica	Lectura	Ditado	Copiado	Similitudes	Cálculo		Secuenciación	Mano derecha	Mano izquierda	Movimientos alternos	Reacciones opuestas
3																	25											3
2																	23											2
1																30-32	21-22											1
0	X	X	X	5	16	X			6	X	X	12			25-27	17-18											0	
-1				4	13-15	X	5	5	12	5		10	X	X	X	X	19-24	12-16	X	X	X	X	X	X	X	X	-1	
-2				3	11	4	X	X	X	X	10						14-16	8-9									-2	
-3				2	8-9	3	3				4	9				11-13	6-7							1			-3	

Normal Alto
 Normal
 Moderado
 Severo

Resultados: Sujeto de pruebas 14

