

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA



**Procesamiento de señales encefalográficas para  
interfaz cerebro-computador**

Trabajo de graduación presentado por  
Pablo Antonio Sosa Orellana  
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería  
Electrónica

Guatemala  
2021

**Procesamiento de señales encefalográficas para  
interfaz cerebro-computador**

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA



**Procesamiento de señales encefalográficas para  
interfaz cerebro-computador**

Trabajo de graduación presentado por  
Pablo Antonio Sosa Orellana  
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería  
Electrónica

Guatemala


2021

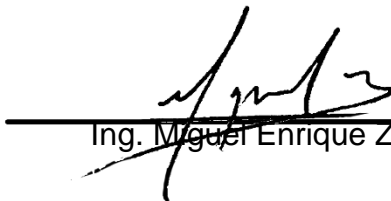
Vo.Bo.:

  
Ing. Pablo Daniel Mazariegos De la Cerda

Tribunal Examinador

  
Ing. Pablo Daniel Mazariegos De la Cerda

  
Ing. Carlos Alberto Esquit Hernández

  
Ing. Miguel Enrique Zea Arenales

Fecha de aprobación, Guatemala 14 de junio del 2017

Ing. Pablo Daniel Mazariegos De la Cerda

# ÍNDICE

<i>Lista de cuadros</i> .....	<i>vii</i>
<i>Lista de figuras</i> .....	<i>viii</i>
<i>Resumen</i> .....	<i>xi</i>
<b>I. INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>1</b>
<b>II. OBJETIVOS</b> .....	<b>3</b>
<b>A. GENERAL</b> .....	<b>3</b>
<b>B. ESPECÍFICOS</b> .....	<b>3</b>
<b>III. JUSTIFICACIÓN</b> .....	<b>4</b>
<b>IV. MARCO TEÓRICO</b> .....	<b>6</b>
<b>A. ANATOMÍA DEL ENCÉFALO</b> .....	<b>6</b>
<b>B. SECCIONES CORTEZA CEREBRAL</b> .....	<b>8</b>
<b>C. ELECTROENCEFALOGRAFÍA</b> .....	<b>9</b>
<b>D. CLASIFICACIÓN DE SEÑALES EEG</b> .....	<b>14</b>
<b>E. FILTRADO DE SEÑALES ELÉCTRICAS</b> .....	<b>15</b>
<b>F. FILTROS ANALÓGICOS</b> .....	<b>18</b>
<b>G. FILTROS DIGITALES</b> .....	<b>25</b>
<b>H. IMPRESORA 3D</b> .....	<b>32</b>
<b>I. AMPLIFICADOR INSTRUMENTAL</b> .....	<b>32</b>
<b>J. DSPIC30F4013</b> .....	<b>33</b>
<b>K. DECIMACIÓN</b> .....	<b>34</b>
<b>V. METODOLOGÍA</b> .....	<b>37</b>

A.	AMPLIFICACIÓN DE SEÑALES EEG .....	37
B.	CONSTRUCCIÓN ESTRUCTURA.....	39
C.	FILTRADO DIGITAL DE LAS SEÑALES EEG .....	40
VI.	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>42</b>
A.	AMPLIFICACIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES EEG .....	42
B.	DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL CASCO .....	54
VII.	<b>DISCUSIÓN</b> .....	<b>75</b>
VIII.	<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>80</b>
IX.	<b>RECOMENDACIONES</b> .....	<b>81</b>
X.	<b>Bibliografía</b> .....	<b>82</b>

## Lista de cuadros

Cuadro 1. Opciones disponibles en el mercado para interfaz cerebro-computador .....	4
---	---

## Lista de figuras

Figura 1. Partes principales del encéfalo.....	6
Figura 2. La corteza cerebral.....	7
Figura 3 División de corteza cerebral. ....	8
Figura 4. Ejemplo de posicionamiento de electrodos según el sistema 10-20, colocados de forma vertical de inion a nasion. ....	11
Figura 5. Ejemplo de posicionamiento de electrodos según el sistema 10-20, colocados de forma horizontal de inion a nasion .....	12
Figura 6. Ejemplo de posicionamiento de electrodos según el sistema 10-20, colocados de forma vertical de oreja a oreja.....	12
Figura 7. Sistema de posicionamiento 10-20 completo. ....	13
Figura 8. Sistema de posicionamiento 10-10 completo. ....	14
Figura 9. Respuesta en magnitud ideal para un filtro pasa baja. ....	17
Figura 10. Respuesta en magnitud ideal para un filtro pasa alta. ....	17
Figura 11. Respuesta en magnitud ideal para un filtro pasa banda. ....	17
Figura 12. Respuesta en magnitud ideal para un filtro rechaza banda. ....	18
Figura 13. Topología filtro Sallen-Key pasa baja. ....	19
Figura 14. Ganancia en frecuencia de filtro Butterworth pasa baja de orden 10.....	21
Figura 15. Ganancia en frecuencia de filtro Chevyshev pasa baja de orden 10. ....	21
Figura 16. Ganancia en frecuencia de filtro elíptico pasa baja de orden 10.....	22
Figura 17. Esquema del amplificador operacional. ....	23
Figura 18. Símbolo esquemático del amplificador operacional. ....	24
Figura 19. Componentes para implementación de filtro digital. ....	25
Figura 20. Ejemplo de una señal muestreada de forma correcta (Parte superior), y una con el efecto de Aliasing (Parte inferior).....	26
Figura 21. Ejemplo de señal digitalizada. ....	28
Figura 22. Estructura general de filtro digital. ....	29
Figura 23. Estructura general filtro digital FIR. ....	29
Figura 24. Diagrama de bloques de filtro FIR. ....	29
Figura 25. Estructura de filtro IIR.....	30
Figura 26. Diagrama de bloques de filtro IIR. ....	31
Figura 27. Aproximación bilineal. ....	31
Figura 28. Topología amplificadora instrumental.....	33
Figura 29. Diagrama de pines de DSPIC30F4013. ....	33
Figura 30. Simbología operador de decimación.....	34
Figura 31. Espectro de señal original. ....	34
Figura 32. Espectro de señal luego de aplicar decimación.....	35

Figura 33. Espectro de señal sin sobremuestreo.....	35
Figura 34. Espectro de señal con sobremuestreo. ....	36
Figura 35. Espectro de señal aplicando decimación.....	36
Figura 36. Esquemático de amplificador Instrumental con ganancia 15810.....	43
Figura 37. Señal de entrada al amplificador instrumental (parte superior), Señal amplificada por el amplificador instrumental con ganancia 15810(parte inferior). ....	43
Figura 38. Circuito esquemático de filtro Antialias. ....	45
Figura 39. Respuesta en frecuencia del filtro Antialias.....	46
Figura 40. Circuito esquemático de filtro pasa alta. ....	47
Figura 41. Respuesta en frecuencia de filtro pasa alta con frecuencia de corte de 0.33Hz. ....	47
Figura 42. Circuito esquemático de amplificador inversor con ganancia máxima de 50. ....	48
Figura 43. Etapa completa de acondicionamiento.....	48
Figura 44. Esquemático completo de circuito de amplificación y acondicionamiento de la señal EEG.....	49
Figura 45. Diseño final PCB. ....	50
Figura 46. Placa de amplificación de señales EEG. ....	51
Figura 47. Señal de electrodo F4, después de ser amplificada por el amplificador instrumental.....	51
Figura 48. Señal amplificada luego del filtro pasa baja. ....	52
Figura 49. Señal luego del filtro pasa alta. ....	52
Figura 50. Señal después de amplificarla en la última etapa.....	53
Figura 51. Frecuencias que componen la señal amplificada final. ....	53
Figura 52. Sketch original de diadema horizontal.....	54
Figura 53. Sketch de diadema horizontal modificado para encajar mejor con la cabeza. ....	55
Figura 54. Vista frontal lateral izquierda desde arriba de pieza central. ....	55
Figura 55. Vista trasera lateral de pieza central. ....	56
Figura 56. Vista frontal lateral derecha desde arriba de pieza del lado derecho. ....	56
Figura 57. Vista trasera lateral izquierda desde arriba de pieza del lado derecho. ....	57
Figura 58. Vista frontal lateral izquierda desde arriba de pieza del lado izquierdo. ....	57
Figura 59. Vista trasera lateral derecha desde arriba de pieza del lado izquierdo. ....	58
Figura 60. Vista frontal lateral derecha de la diadema para colocar los electrodos F3 y F4. ....	58
Figura 61. Ensamble de piezas de casco. ....	59
Figura 62. Diadema horizontal.....	60
Figura 63. Casco completo.....	60
Figura 64. Casco colocado sobre persona. ....	61
Figura 65. Herramienta de MikroC para diseño de filtros IIR. ....	62
Figura 66. Parámetros acogidos para filtro IIR a implementar. ....	63
Figura 67. Función de transferencia de filtro a implementar. ....	64
Figura 68. Respuesta en frecuencia de filtro a implementar. ....	64

Figura 69. Coeficientes de filtro escalados y su factor de escalamiento. ....	65
Figura 70. Ecuación de diferencias implementada por la función "IIR_Radix" de MikroC. ....	65
Figura 71. Función que implementa filtro IIR, y sus parámetros de entrada. ....	65
Figura 72. Señal de 60 Hz de 1 Voltio de amplitud sumada a señal de 22 Hz de 0.5 Voltios de amplitud. ....	66
Figura 73. Señal de 60 Hz de 1 Voltio de amplitud sumada a señal de 22 Hz de 0.1 Voltios de amplitud. ....	67
Figura 74. Señal de 60 Hz de 1 Voltio de amplitud sumada a señal de 22 Hz de 1 Voltio de amplitud. ....	67
Figura 75. Respuesta del filtro de orden 5 a la señal de prueba 1. ....	68
Figura 76. Respuesta del filtro de orden 15 a la señal de prueba 1. ....	68
Figura 77. Respuesta del filtro de orden 25 a la señal de prueba 1. ....	68
Figura 78. Respuesta del filtro de orden 5 a la señal de prueba 2. ....	69
Figura 79. Respuesta del filtro de orden 15 a la señal de prueba 2. ....	69
Figura 80. Respuesta del filtro de orden 25 a la señal de prueba 2. ....	69
Figura 81. Respuesta del filtro de orden 5 a la señal de prueba 3. ....	70
Figura 82. Respuesta del filtro de orden 15 a la señal de prueba 3. ....	70
Figura 83. Respuesta del filtro de orden 25 a la señal de prueba 3. ....	70
Figura 84. Señal EEG proveniente de electrodo F4, digitalizada y filtrada. ....	71
Figura 85. Señal de prueba para filtro rechaza banda. ....	72
Figura 86. Ecuación de diferencia de Filtro rechaza banda. ....	72
Figura 87. Diagrama de bode de filtro rechaza banda. ....	72
Figura 88. Retardo de grupo de filtro rechaza banda. ....	73
Figura 89. Resultado con señal de prueba de filtro rechaza banda. ....	73
Figura 90. Resultado final EEG amplificada y filtrada. ....	74
Figura 91. FFT señal original contra FFT señal filtrada. ....	74

## Resumen

Este trabajo se centra en la obtención de señales electroencefalográficas, primero siendo captadas por electrodos, luego amplificadas para poder tenerla en un rango de voltaje reconocible para un microcontrolador, y por último aplicarles procesamiento digital de señales. Se utilizaron 4 electrodos, estos son el F3 y F4, que son parte del estándar 10-20 de posicionamiento de electrodos para electroencefalogramas; F3A y F4A que son parte del sistema 10-10 de posicionamiento de electrodos. Para colocar los electrodos en la posición correcta, se realizó una base que los sostuviera en dicha posición. La parte de amplificación es de vital importancia, ya que de esta seccional surge la señal a la que se le aplicara el procesamiento digital, por lo tanto, esta señal debe ser lo más integra posible.

Las señales de interés que sirven para el reconocimiento de las emociones, las poseen frecuencias que están por debajo de los 35 Hz, pero son acompañadas por un ruido principalmente a 60Hz, Es por esta razón que se diseñó e implementó un filtro digital rechaza banda con una frecuencia de muestreo de 1KHz, para eliminar la frecuencia de 60 Hz.

Finalmente, luego de ser filtradas y procesadas la señales encefalográficas, estas son transmitidas a la computadora en un formato establecido, por medio del puerto serial, para que puedan ser usadas en cualquier aplicación de interés.

# I. INTRODUCCIÓN

Aunque existen diversas opciones para realizar interfaces cerebro-computador, no hay ninguna que haya sido realizada en el país, que sea totalmente integrada y otorgue las señales electroencefalográficas solo para ser interpretadas, y que sea nombrada entre las interfaces disponibles, con algún propósito específico.

El objetivo principal del presente trabajo es diseñar y construir un dispositivo que sea capaz de obtener y procesar señales electroencefalográficas de 4 electrodos distintos, y enviar, de forma digital en un formato establecido, a la computadora la información de las señales captadas por dichos electrodos. Es imperativo que dicho dispositivo sea capaz de entregar las señales electroencefalográficas con solo colócaselo y conectarlo a la computadora.

La primera etapa es de amplificación de las señales electroencefalográficas, ya que estas señales tienen amplitudes demasiado pequeñas, para esto se detallan todos los componentes que debe detener la etapa de amplificación y acondicionamientos de las señales electroencefalográficas. Adicionalmente, se menciona los puntos clave que se deben tomar en cuenta, para que la relación señal-ruido sea óptima, ya que es sumamente importante que a la hora de amplificar no se amplifique el ruido también, ya que, al recolectar la señal, el ruido tiene mayor amplitud que la señal de interés.

Al tener amplificada y acondicionada la señal electroencefalográfica, se utilizará el microcontrolador DSPIC3040F, para muestrear la señal y digitalizarla, las muestras de cada electrodo son tomadas a 1KHz.

Ya con las muestras digitalizadas en el microcontrolador, se implementará un filtro IIR pasa baja, para poder remover el ruido mayor a las frecuencias de interés, que son menores a 35 Hz, teniendo como principal objetivo eliminar la frecuencia de 60 Hz, que es la que aporta mayor cantidad de ruido a la señal. El filtro que dio los mejores resultados fue de orden 25, utilizando 5 filtros de orden 5 en cascada. De esta manera se logró una atenuación total a la frecuencia 60. La forma en que se enviará la

información al computador será utilizando el protocolo Serial Asíncrono, con un BaudRate de 425K.

Para poder colar los electrodos en sus las posiciones establecidas, y almacenar todos los circuitos de amplificación y el microcontrolador, cada sección debe tener un espacio específico dentro del dispositivo. En el dispositivo irán todos los componentes, incluyendo la alimentación a los circuitos.

## II. OBJETIVOS

### A. GENERAL

Realizar una interfaz cerebro-computador que reciba señales encefalográficas utilizando electrodos, para luego procesarlas digitalmente y enviarlas a una computadora.

### B. ESPECÍFICOS

- Diseñar y construir una estructura que mantenga los electrodos en su posición respectiva.
- Adquirir las señales encefalográficas a partir de electrodos.
- Amplificar y acondicionar la señal electroencefalográfica.
- Diseñar e implementar filtros digitales para remover el ruido que acompaña a las señales electroencefalográficas.
- Enviar las señales filtradas a la computadora por medio de comunicación serial en un formato establecido.

### III. JUSTIFICACIÓN

Este proyecto se especifica en el desarrollo de la interfaz cerebro-computador, aunque ya hay varias opciones diferentes en el mercado para este propósito, todas las opciones tienen un costo mayor a \$99, y están diseñadas para trabajar solo con su SDK respectivo, ya que las señales que envían al computador están encriptadas. En el Cuadro 1, se puede observar algunas de las opciones que hay en el mercado de interfaces cerebro-computador.

Cuadro 1. Opciones disponibles en el mercado para interfaz cerebro-computador

Nombre	Descripción	Precio	SDK
Melon Headband	Headband para mediciones biométricos	\$149	Sí
NeuroSky	Pulsera que toma mediciones biométricas, pero también es capaz de medir las actividades del cerebro.	\$99.99	Sí
Emotive EPOC	Headset para medir señales eléctricas del cerebro.	\$399	Sí
MyndPlay BrainBand	Headband que detecta la actividad cerebral y lo transmite a la computadora para luego ser procesada. Niveles de concentración y relajación.	\$249	Sí
OpenBCI	Dispositivos bio-sensores programables (una placa) con los electrodos que pueden medir señales EEG. Se puede comprar por separado los electrodos: 10 electrodos compatibles con las tarjetas OpenBCI cuestan \$29	Varía por el kit solicitado	Sí

Hasta ahora en Guatemala, no ha surgido ninguna opción de BCI, ya que el objetivo del proyecto es que todo esté integrado en una sola plataforma. Por lo tanto, hace falta que el país entre en el desarrollo de dichos dispositivos, y se busca ser una

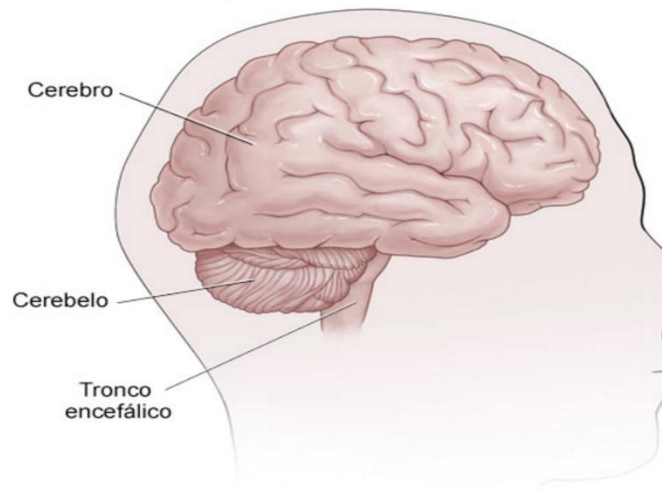
pauta para ello, generando un dispositivo que sea del costo más bajo posible, y que sea de libre acceso su diseño y funcionamiento.

## IV. MARCO TEÓRICO

### A. ANATOMÍA DEL ENCÉFALO

El encéfalo está contenido en el cráneo, es la parte más voluminosa del sistema nervioso central (SNC), este se extiende en la médula espinal, contenida en la columna vertebral, y en los nervios sensitivos y motores que conducen, información sensorial al encéfalo y el control de la musculatura del esqueleto. El encéfalo se divide en las siguientes partes: tallo cerebral, cerebelo y cerebro, la forma en que esta dada la división para cada sección se puede observar en la Figura 1 (Barea, 2002).

Figura 1. Partes principales del encéfalo.



(University of Utah, s.f.)

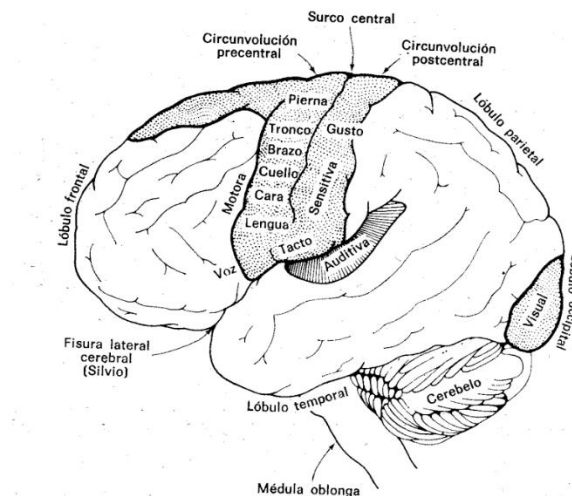
Tallo cerebral. Esta es la parte más antiguamente evolucionada del encéfalo, sirve como interconexión entre el córtex cerebral, la médula espinal y el cerebelo. Tiene como funciones principales controlar el ritmo cardiaco y respiratorio, también es el centro de diversos reflejos motores (Barea, 2002).

Cerebelo. Es el encargado de coordinar los movimientos voluntarios, y de controlar el equilibrio del cuerpo. Es el responsable de que los movimientos del cuerpo sean controlados y suavizados (Barea, 2002).

El cerebro. Esta es la parte más evolucionada del encéfalo, acá se contienen todas las funciones conscientes del sistema nervioso. Está dividido por dos partes llamadas hemisferio izquierdo y derecho. A toda la periferia del cerebro se le denomina corteza cerebral, es una capa fina compuesta por pliegues para poder aumentar el área superficial. Esta es una de las subsecciones más importantes del encéfalo, ya que en esta área se sitúan 9 de los 12 billones de neuronas que se tienen en el cerebro (Barea, 2002).

A la corteza cerebral llegan todas las entradas sensoriales, como también se tiene el control de ciertas habilidades motoras, ciertas áreas parecen estar directamente relacionadas a ciertas modalidades de información, esto se puede observar en la Figura 2, donde se denota como hay áreas específicas para ciertas funciones, pero hay otras que son más generales (Barea, 2002).

Figura 2. La corteza cerebral.

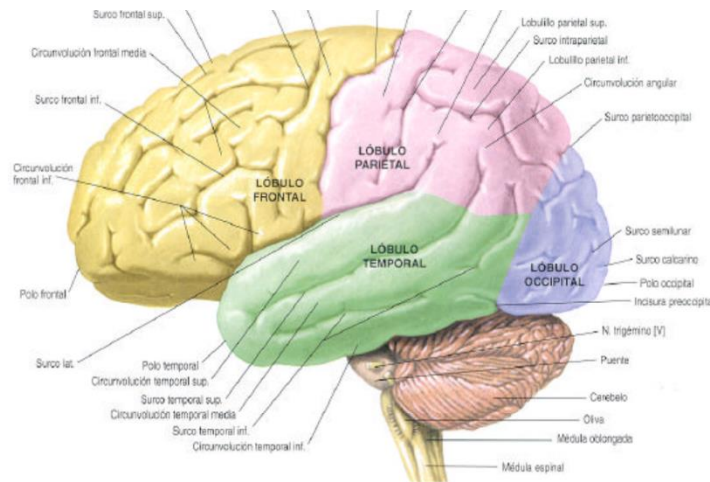


(Barea, 2002)

## B. SECCIONES CORTEZA CEREBRAL.

La corteza cerebral está dividida en cuatro secciones principales, las cuales se pueden observar en la Figura 3, estas son: lóbulo frontal, lóbulo occipital, lóbulo parietal y lóbulo temporal. Cada una de ellas tienen ciertas funciones a cargo.

Figura 3 División de corteza cerebral.



(University of Utah, s.f.)

1. **Lóbulo frontal.** En esta parte se encuentran las neuronas relacionadas con las funciones motoras. A la sección delatará de este lóbulo, se le denomina en ciertos casos lóbulo prefrontal, ya que en esta sección se encuentran las neuronas relacionadas con ciertas funciones motoras especiales, como el control de los ojos (Barea, 2002).

2. **Lóbulo occipital.** Este lóbulo se encuentra en la parte trasera del cerebro. En esta parte se encuentra la corteza visual, lo que significa que esta es el área en donde se interpreta la información recopilada por la retina, es decir las imágenes (Barea, 2002).

3. **Lóbulo parietal.** Esta parte es la encargada de procesar todas las percepciones sensoriales del cuerpo: presión, tacto, temperatura y dolor. También está encargada de procesar toda la información espacial, realizar todos los cálculos matemáticos y de la comprensión del lenguaje (Barea, 2002).

4. **Lóbulo temporal.** En esta parte se encuentra la entrada sensitiva auditiva, esta sección se encuentre por encima de los oídos. En esta sección se encuentran las neuronas encargadas de interpretar las distintas frecuencias sonoras (Barea, 2002).

## C. ELECTROENCEFALOGRAFÍA

1. Una de las funciones del tejido nervioso es producir potenciales eléctricos, ya que estos son la base para la excitabilidad del organismo. Aunque todo el sistema nervioso contiene esta característica, la electroencefalografía se basa en estudiar solo los relacionados con la corteza cerebral y las regiones directamente relacionadas con ella.

2. La electroencefalografía se encarga de registrar y evaluar los potenciales eléctricos generados en la corteza cerebral, generados por la actividad cerebral. Esto lo realiza por medio de electrodos.

3. Lo que se detecta en un área de superficie subcortical es actividad eléctrica espontánea. Esto es un lapso de ondas lentas, superpuestas con ritmos rápidos de pequeña amplitud. En los momentos donde no se registra actividad eléctrica, se detecta un potencial eléctrico igual a cero o despreciable (Barea, 2002).

4. Los potenciales anteriormente descritos, se generan cuando un conjunto grande de neuronas se sincroniza, porque se activan por alguna reacción del cerebro, para así todas generar un potencial eléctrico, para que el conjunto de todos los potenciales generados logre conseguir que se detecte una diferencia de potenciales sobre la corteza cerebral. Por esta razón es que se detecta ondas de frecuencia lenta, que son el resultado de la combinación de los potenciales de un gran grupo de neuronas sincronizadas. Y pequeñas señales con ritmos más rápidos, que son el resultado de pequeños subgrupos de neuronas interactuando. Esto lleva a al cuestionamiento de qué

tipo de ondas son las que se detectan y que información aportan, esto se detalla en la siguiente sección (Barea, 2002).

5. La actividad electroencefalográfica puede captarse de distintas formas: Por encima del cuero cabelludo, en la base del cráneo, en cerebro expuesto y en localizaciones cerebrales profundas. Dependiendo de qué forma se utilice, así deben ser los electrodos que se utilicen. Dependiendo también de qué forma se capten las señales, así también será la integridad de la señal recopilada, ya que entre más adentro del cerebro se encuentre el electrodo, mejor será la señal recopilada, siendo así que cuando se obtenga la señal estando por encima del cuero cabelludo, será la forma en que se tendrá menor integridad e intensidad de la señal electroencefalográfica, por la distancia que se tiene al punto en donde se origina la señal (Barea, 2002).

6. Electrodo Un electrodo es un dispositivo que lleva las señales eléctricas de los músculos, el cerebro, el corazón, la piel u otras partes del cuerpo hasta los aparatos de registro para ayudar a diagnosticar ciertas afecciones. Tienen forma de una placa o aguja delgada, y deben ser de un material que sea conductor de electricidad (Instituto Nacional del Cáncer, s.f.).

7. Para la electroencefalografía existen diferentes tipos de electrodos, ya que varían, como se mencionó anteriormente, por la cercanía que tengan al cerebro. Los tipos de electrodos que hay son:

8. Electrodo superficial: Se aplican sobre el cuero cabelludo.

9. Electrodo basales: Se aplican en la base del cráneo, sin necesidad de un procedimiento quirúrgico.

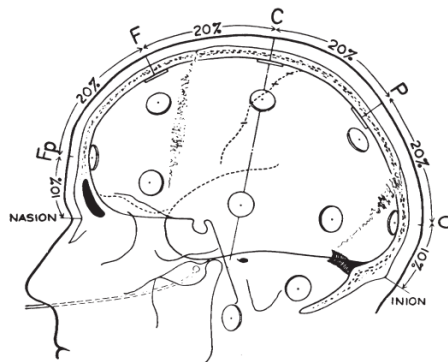
10. Electrodo quirúrgicos: Para su aplicación es necesario realizar una cirugía (Barea, 2002).

11. Los electrodos de superficie pueden ser de dos tipos, de adherencia o de contacto. Los electrodos de contacto son normalmente pequeños discos metálicos con un radio aproximado de 5mm, estos electrodos son normalmente de plata-cloruro de plata, ya que este material tiene una menor tensión galvánica, esto se refiere a que aporta una menor componente DC a la señal recopilada. Este tipo de electrodos para disminuir su impedancia entre la superficie craneal y ellos, deben utilizar una solución salina, ya que esto ayuda a que haya una mejor conducción de electricidad en el medio (EEGinfo, s.f.).

12. Sistema de posicionamiento de electrodos de superficie 10-20. Es un sistema que surgió por la necesidad de estandarizar resultados, ya que si se imponía un estándar para saber dónde se debía colocar los electrodos sobre el cráneo, se podrían generalizar resultados, y hacer comparaciones directas, ya que el punto de referencia sería el mismo para los experimentos que se realizarán (Klem & Elger, 1999).

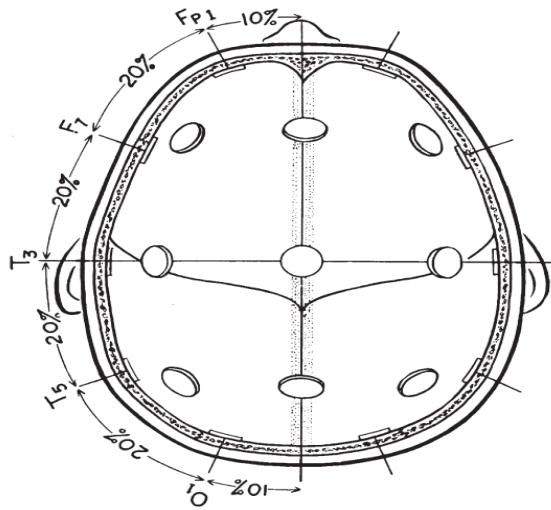
13. Este estándar se basa en el porcentaje en el que se distancia cada electrodo del total del espacio disponible. Como lo indica el nombre, se colocan cada electrodo con una separación 10% o 20% de la distancia total que se tiene disponible para colocarlos. Tres diferentes ejemplos de cómo es que se posicionan los electrodos según el sistema 10-20, se pueden observar en las figuras 4, 5, y 6 (Barea, 2002).

Figura 4. Ejemplo de posicionamiento de electrodos según el sistema 10-20, colocados de forma vertical de inion a nasion.



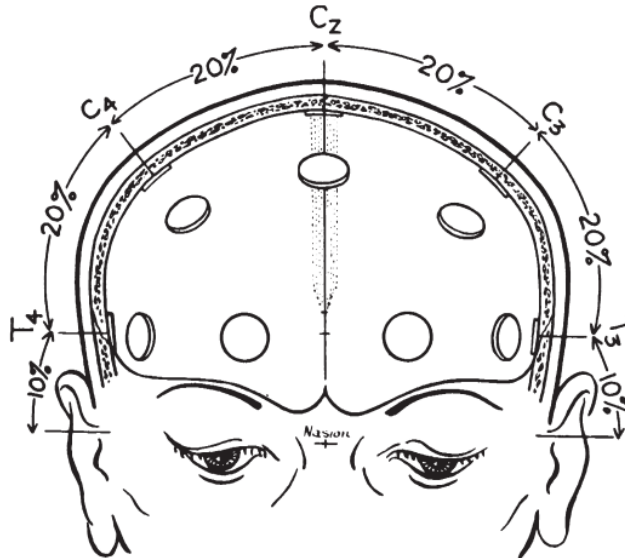
(Klem & Elger, 1999)

Figura 5. Ejemplo de posicionamiento de electrodos según el sistema 10-20, colocados de forma horizontal de inion a nasion



(Klem & Elger, 1999)

Figura 6. Ejemplo de posicionamiento de electrodos según el sistema 10-20, colocados de forma vertical de oreja a oreja.

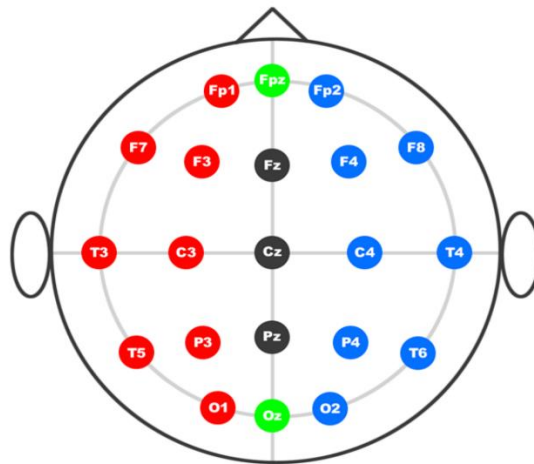


(Klem & Elger, 1999)

14. Los electrodos reciben una letra inicial dependiendo en la posición en que se encuentren, ya que dicha letra está directamente relacionada con la posición de la corteza cerebral sobre la cual se encuentren. Luego tienen un numero relacionado

también. Dependiendo el lado en que se encuentren también se les asigna un color, si es que se utiliza código de colores. Las letras que se pueden colocar a cada electrodo son: F(Frontal), PF(Prefrontal), O(Occipital), P(Parietal), C(Central) y T(Temporal). La Figura 5 muestra todos los electrodos que constituyen el sistema de posicionamiento 10-20. (Oostenveld, 2002)

Figura 7. Sistema de posicionamiento 10-20 completo.



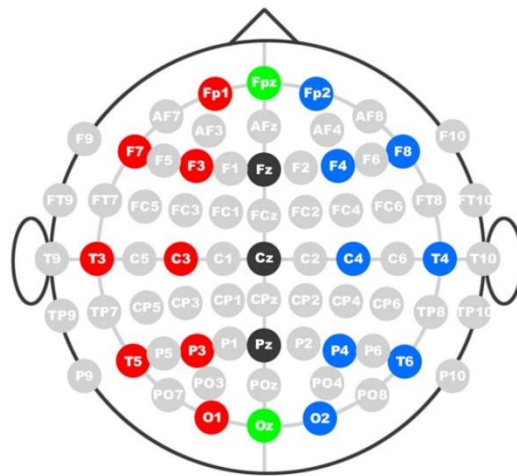
(Trans Cranial Technologies , 2012)

15. Sistema de posicionamiento de electrodos 10-10. Este sistema es una versión extendida del estándar 10-20, ya que en este sistema se colocan los electrodos cada 10% de la distancia todos, generando esto que haya electrodos en medio de todos de los establecidos en el estándar 10-10. Para colocarlos se sigue el mismo proceso utilizado en el estándar 10-20. (Jurcak & Tsuzuki, 2005)

Este sistema surgió por la necesidad de tener más exactitud en las mediciones de las señales. Esto también es debido a las posibilidades que brinda la evolución de la tecnología, ya que, con la posibilidad de poder procesar más canales, era imperativo poder generar otro estándar que satisficiera dicha necesidad. Este sistema extendió de 21 electrodos del estándar 10-20 a un total de 81 electrodos. El total de los electrodos y sus posiciones se puede observar en la Figura 8. (Jurcak & Tsuzuki, 2005)

Este sistema no ha sido reconocido como una estándar internación, debido a que no ha sido probada su efectividad, aunque ya bastantes instituciones alrededor del mundo han lo han aceptado como su sistema determinado. (Jurcak & Tsuzuki, 2005)

Figura 8. Sistema de posicionamiento 10-10 completo.



(Trans Cranial Technologies , 2012)

## D. CLASIFICACIÓN DE SEÑALES EEG

Las señales electroencefalografías pueden clasificarse en cuatro tipos principales, cada una de ellas se caracteriza principalmente por tener un rango de frecuencia asociado y una sección del cerebro donde su presencia es mayor. La detección de cada una de ellas puede ser utilizada para indicar el tipo de proceso que está realizando el cerebro, por ejemplo: Si está en un estado de concentración elevado, o en un estado de relajamiento.

**Ondas Alpha.** Estas señales se encuentran en un rango de frecuencias de 7-12Hz, su aparición habitual es en el área occipital, en esta área estas señales pueden alcanzar una amplitud de hasta 120 microVoltios, pero pueden ser encontradas desde los 50 microVoltios, aunque estas señales se caracterizan por tener una amplitud de onda bastante variada. Las ondas alpha aparecen normalmente en las personas despiertas, recostadas y con los ojos cerrados. Si la persona abre los ojos estas ondas se atenuarán o bloquearán (Morillo).

Ondas Beta. Estas señales se encuentran en un rango de 14 a 40 Hz, estas señales se presentan cuando el individuo está en un estado de alerta, o está realizando algún razonamiento lógico. (Kotsos, 2016) Tienen una amplitud pequeña, su amplitud tiende a no ser mayor que 15 microvoltios. Estas señales se presentan principalmente en el área frontal y frontal superior. Cuando estas señales aparecen a ritmos altos, normalmente indican algún tipo de daño cerebral, por lo general deben ir a menos de 25 Hz (Morillo).

Ondas Delta. Esta es la señal con la frecuencia más baja, se encuentra en el rango de 0.3 a 3 Hz. Esta señal se da principalmente en estado de sueño profundo, en el momento donde el cuerpo se está regenerando. En la mayoría de los casos cuando se presentan estas señales, no se está teniendo sueños, debido al nivel de inconciencia que se tiene (BrainWave Laboratories).

Ondas Theta. Estas señales están en el rango de 3-7 Hz, aparecen habitualmente en menores a 15 años y en adultos somnolientos. Estas ondas aparecen normalmente en la mayoría de las áreas del cerebro. Su mayor amplitud se da cuando se está pasando de vigilia a sueño, su amplitud es menor a 100 microvoltios (Morillo).

## E. FILTRADO DE SEÑALES ELÉCTRICAS

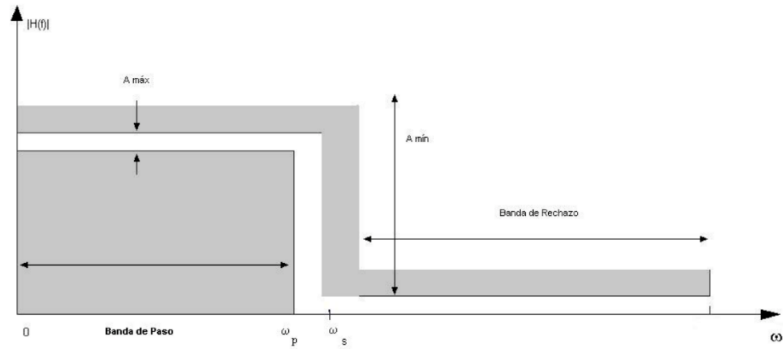
Normalmente en las aplicaciones de día a día, es de interés poder obtener o entender una señal eléctrica específica, lo cual es imposible en la realidad, ya que al no estar en un ambiente controlado a la señal siempre se le agregan señales no deseadas, que se les llama ruido. También hay casos de donde ya se saben que hay un conjunto de señales y solo se desea obtener una de ellas, para esto es necesario un dispositivo que pueda ayudar a aislar una señal a una frecuencia específica, a esto se le llama un filtro (Mendoza, 2004).

Un filtro electrónico es un dispositivo que contiene una entrada y una salida, el cual se maneja en el dominio de frecuencia, y puede rechazar o permitir el paso a señales con frecuencias específicas. Existen filtros digitales y analógicos. Todos los filtros están compuestos por tres componentes principales, la banda de paso, banda de transición y banda de rechazo (Mendoza, 2004).

En la banda de paso se encuentran todas las frecuencias que el filtro permitirá pasar, en la banda de rechazo se encontrarán las frecuencias a las que el filtro atenuará o eliminará al pasar a través de él. La banda de transición es la sección en la que se traslada de la banda de paso a la de eliminación, o viceversa, esta banda es considerada debido a que los filtros no son ideales, ya que idealmente los filtros solo tendrían banda de paso y rechazo, pero en la realidad no es así, en medio de ellas (Mendoza, 2004).

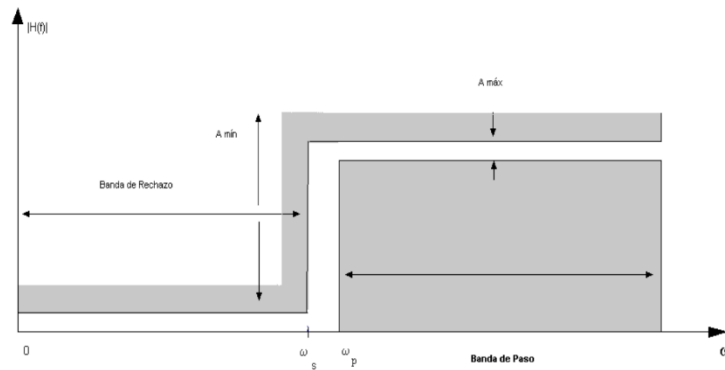
Hay diferentes tipos de filtros y son llamados según su función. Están los filtros pasa baja, que permiten el paso solo de frecuencias bajas y eliminan las altas; los filtros pasa alta, que permiten el paso de las frecuencias altas, y eliminan las frecuencias bajas; los filtros pasa banda, que permiten el paso de un rango de frecuencias establecidas, y todas las frecuencias fuera de este rango serán eliminadas; por último se encuentra el filtro rechaza banda, que es el inverso a el filtro pasa banda, ya que en este se eliminan las frecuencias que estén en un rango determinado, y todas las demás pasan. La forma de cada uno de estos tipos de filtros se puede observar en las figuras 9 a 10, en donde se muestra todas las figuras de mérito de cada uno (Mendoza, 2004).

Figura 9. Respuesta en magnitud ideal para un filtro pasa baja.



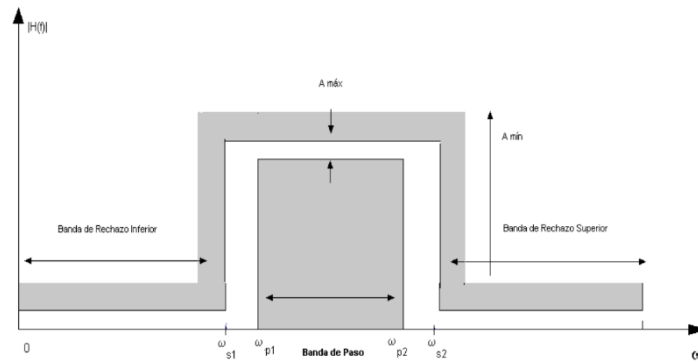
(Mendoza, 2004)

Figura 10. Respuesta en magnitud ideal para un filtro pasa alta.



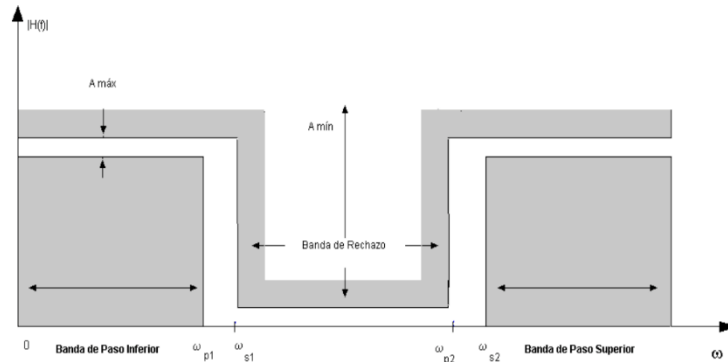
(Mendoza, 2004)

Figura 11. Respuesta en magnitud ideal para un filtro pasa banda.



(Mendoza, 2004)

Figura 12. Respuesta en magnitud ideal para un filtro rechaza banda.



(Mendoza, 2004)

## F. FILTROS ANALÓGICOS

Como se mencionó en la sección anterior, una de las dos divisiones de filtros electrónicos que hay, son los filtros analógicos, estos son realizados con dispositivos electrónicos, y según cuales sean estos dispositivos, los filtros pueden ser activos o pasivo (Mendoza, 2004). Un filtro pasivo utiliza solo resistencias, capacitores e inductores, y no necesita otra fuente de alimentación externa, este funciona solo con el paso de la señal por los componentes. Un filtro activo se construye con amplificadores operacionales, y los componentes mencionados para filtros pasivos. Este tipo de filtro si requiere una fuente de alimentación externa (Suárez, 2005).

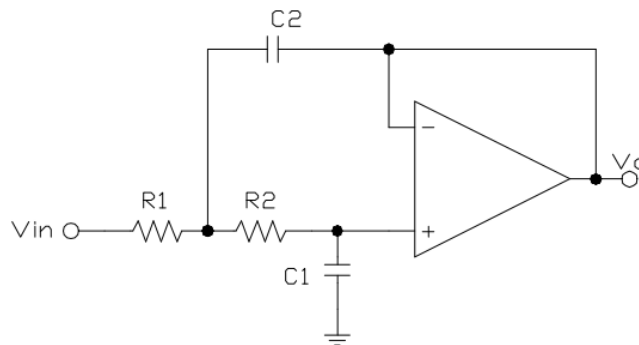
Existen diferentes prototipos de filtros analógicos, cada uno con características diferentes, los cuales pueden ser utilizados según la aplicación que se desee implementar, por ejemplo, si es indispensable que no haya oscilaciones en la banda de paso, o si es necesario una banda de transición pequeña, según dichos requerimientos se debe escoger el prototipo.

1. **Filtro Butterworth.** Este filtro tiene como ventaja principal que en su banda de paso tiene una ganancia constante, lo cual no agrega distorsión a la señal filtrada, su desventaja es que su banda de transición es ancha, esto significa que o puede que atenúe frecuencias que no se desea atenuar, o que no atenúe frecuencias que deberían

de estar por completo en la banda de rechazo. Para hacer más angosta la banda de transición, se debe utilizar un filtro de orden mayor, lo cual influye en circuitos más grandes y costosos (Suárez, 2005). En la Figura 14 se puede observar la ganancia en frecuencia de un filtro Butterworth pasa baja de orden 10 (Mendoza, 2004).

**2. Filtro Sallen-Key.** Este es filtro Butterworth de orden 2, el cual tiene una topología bastante simple. Su forma más simple, es cuando tiene ganancia unitaria. La estructura de este filtro en su configuración de pasa baja con ganancia unitaria se puede observar en la Figura 13 (Universidad del país Vasco, 2016).

Figura 13. Topología filtro Sallen-Key pasa baja.



(Universidad del país Vasco, 2016)

La función de transferencia de este filtro igualando el valor de R1 y R2, está dada en la ecuación 1. Para obtener la frecuencia de corte de este filtro y su factor de calidad, se comparan los coeficientes de esta función de transferencia con los de la función de transferencia de un filtro pasa baja de orden 2, esta se puede observar en la ecuación 2.

$$\text{Ecuación 1. } H(s) = \frac{1}{(R^2 * C1 * C2)s^2 + (2 * R * C2)s + 1}$$

(Universidad del país Vasco, 2016)

$$\text{Ecuación 2. } H(s) = \frac{1}{(s^2/wc^2) + s/(wc * Q) + 1}$$

(Silva, 2008)

Por lo tanto, igualando los coeficientes del polinomio del denominador de la ecuación 1 y la ecuación 2, se obtiene la frecuencia de corte  $W_c$  y el factor  $Q$ , en términos de los componentes del filtro.  $W_c$  y  $Q$ , se puede observar en las ecuaciones 3 y 4, respectivamente.

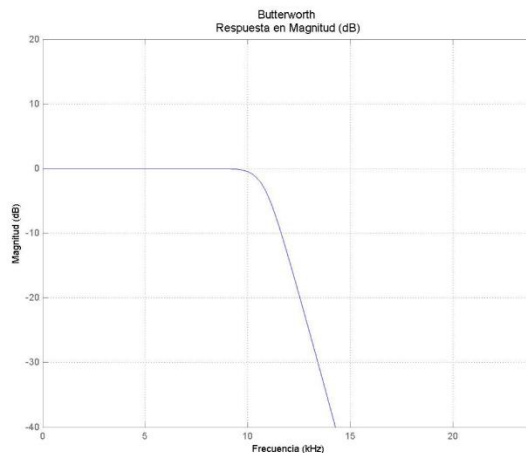
$$\text{Ecuación 3. } W_c = \frac{1}{\sqrt{R^2 C_1 C_2}}$$

$$\text{Ecuación 4. } Q = \frac{\sqrt{R^2 C_1 C_2}}{2 * R * C_2}$$

La variación con la configuración pasa alta de este filtro, es la posición de los capacitores y las resistencias, ya que en donde van las resistencias, ahora estarán los capacitores, y viceversa. La frecuencia de corte del filtro pasa alta, está dada también por la ecuación 3 (Jurican).

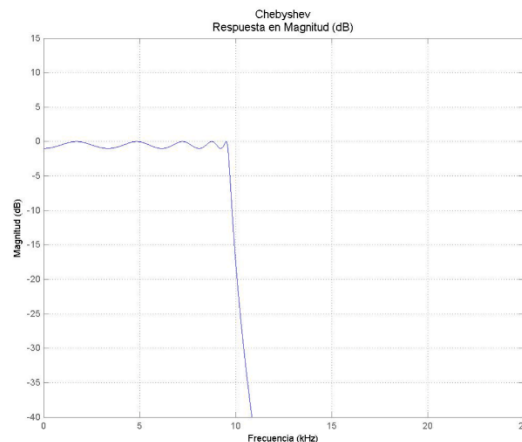
**3. Filtro Chebyshev.** La principal ventaja de este filtro es que su banda de transición es angosta, aunque no es una pendiente infinita, tiene una pendiente bastante grande, lo cual hace que el rango de frecuencias que se encuentran en esta sección sea menor, es ideal si lo que interesa es tener una diferencia marcada entre las frecuencias que pasan y las que no. Uno de los problemas es tiene oscilaciones en su banda de paso, lo cual agrega distorsión a las señales que se dejan pasar, esto podría ser crucial si es de interés ver las amplitudes de las frecuencias que pasan (Suárez, 2005). En la Figura 15 se puede observar la ganancia en frecuencia de un filtro Chebyshev pasa baja de orden 10 (Mendoza, 2004).

Figura 14. Ganancia en frecuencia de filtro Butterworth pasa baja de orden 10.



(Mendoza, 2004)

Figura 15. Ganancia en frecuencia de filtro Chebyshev pasa baja de orden 10.

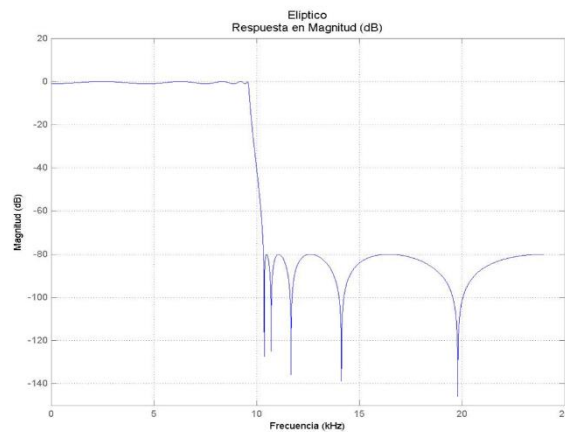


(Mendoza, 2004)

4. Filtro elíptico. Este filtro si tiene una banda de transición bastante angosta, su transición es bastante abrupta, estos filtros son útiles al igual que los tipos Chebyshev para definir mejor las frecuencias que pasan y las que no. Este filtro tiene oscilaciones en la banda de paso y la de rechazo. Las oscilaciones en la banda de rechazo no son un problema, si se dan a atenuaciones altas, ya que no importa si oscila, aunque así siempre atenúa las señales en la banda de rechazo (Suárez, 2005). Pero, si las oscilaciones ya afectan que algunas frecuencias en la banda de rechazo no se atenúen lo suficiente, esto

sí podría implicar un problema, para asegurar esto, el orden del filtro debe ser mayor, aunque esto también afectaría la banda de paso. En la Figura 16 se puede observar la ganancia en frecuencia de un filtro elíptico de orden 10 (Mendoza, 2004).

Figura 16. Ganancia en frecuencia de filtro elíptico pasa baja de orden 10.



(Suárez, 2005)

1. Amplificador operacional. El amplificador operacional es un dispositivo electrónico que idealmente tiene las siguientes características:

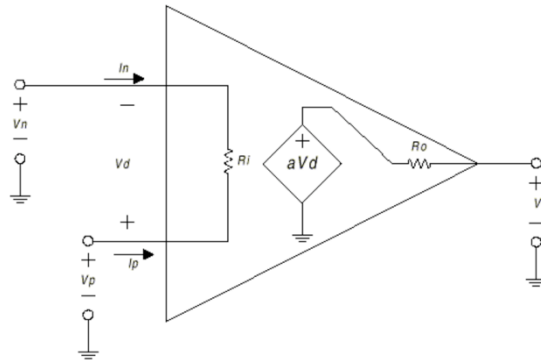
- Ganancia infinita
- Resistencia de entrada infinita
- Resistencia de salida cero

Aunque en la realidad, realmente no alcanza estas condiciones ideales, son valores que según la aplicación podrían ser aproximados a dichas cantidades idealidades.

El esquema de un amplificador operacional se puede observar en la Figura 17. En esta imagen se puede observar, a que se refiere cada una de las características ya descritas. La ganancia infinita, se refiere a que la salida es igual a la diferencia de voltaje entre sus dos terminales de entrada multiplicada por una ganancia  $A$ , la cual tiende a

infinito. Y de que entre sus dos terminales de entrada no hay paso de corriente (Universidad del país Vasco, 2005).

Figura 17. Esquema del amplificador operacional.



(Universidad del país Vasco, 2005)

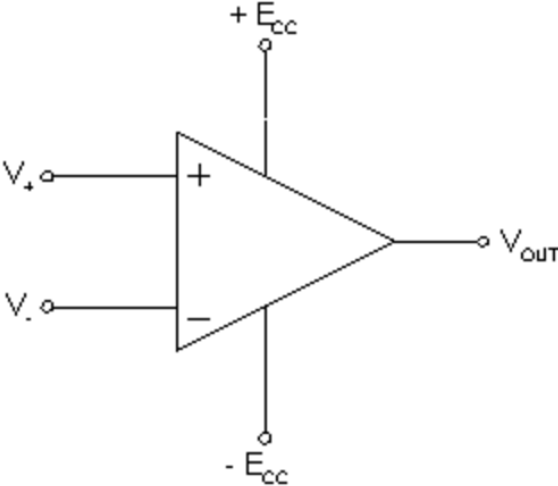
Aunque el rendimiento de la amplificación de este dispositivo tiene sus limitaciones, ya que este en ningún momento puede alcanzar un voltaje infinito en su salida, ya que para este tiene una alimentación negativa y positiva, las cuales son el límite para el voltaje que puede brindar en su salida, ya sea negativo o positivo. Si el voltaje que debería tener en la salida es mayor a sus voltajes de alimentación, el amplificador operacional se saturará, y simplemente brindará su voltaje de alimentación. Esto se debe evitar que suceda, ya que, si se tiene una señal analógica que sobre pase el valor de saturación, no se podrá observar los cambios de voltaje que sean mayores al voltaje de referencia, ya que en la salida solo se mantendrá este voltaje.

En la Figura 18, se puede observar el esquemático se utiliza para representar al amplificador operacional en circuitos eléctricos. En donde a la entrada  $V_+$  se le conoce como “Entrada no invertida”, a la entrada  $V_-$  como “Entrada diferencial invertida”, a  $+E_{cc}$  como “Voltaje de referencia positivo”, a  $-E_{cc}$  como “Voltaje de referencia negativo” (Universidad del país Vasco, 2005).

Las características de este dispositivo han sido utilizadas para generar diferentes circuitos con diferentes aplicaciones, entre sus principales aplicaciones se encuentra

operaciones aritméticas entre señales, filtrado de señales, derivación e integración de señales (Universidad del país Vasco, 2005).

Figura 18. Símbolo esquemático del amplificador operacional.

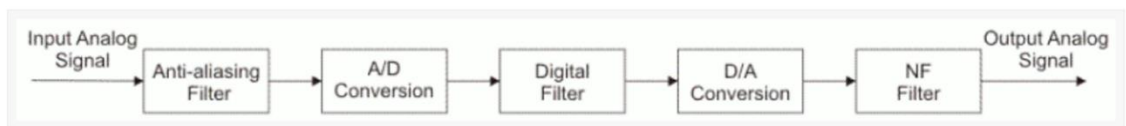


(Ruiz, 2001)

## G. FILTROS DIGITALES

Esta clasificación de filtros a diferencia de los analógicos, no se realiza con diferentes componentes electrónicos, para poder obtener el filtro deseado, aquí se utilizan operaciones aritméticas con precisión limitada para poder manejar la distribución de las frecuencias de una señal. Pero estas operaciones aritméticas no se le aplican a la señal analógica, si no a muestras de esta señal, las cuales son representadas con valores digitales, numero de cierto tamaño de bits. La estructura general para poder implementar un filtro digital se muestra en la Figura 19, en este esquema se muestra los componentes necesarios para poder regresar una señal analógica después de haberla filtrado (Mendoza, 2004).

Figura 19. Componentes para implementación de filtro digital.



(Milvojevic, 2009)

El primer bloque mostrado en la Figura 17, es de suma importancia, ya que en este bloque se eliminan.

1. Teorema del muestreo de Nyquist. El teorema del muestreo de Nyquist es un principio fundamental para el filtrado digital de señales, ya que este define la frecuencia a la que se debe muestrear las señales a filtrar, esta definición se puede observar en la ecuación 1. Donde  $F_s$  es la frecuencia de muestreo, y  $F_{max}$  es la máxima frecuencia que alcanza la señal de entrada. En la ecuación 1 se establece que la frecuencia de muestreo debe ser al menos dos veces mayor a la frecuencia máxima de la señal de entrada, esto se hace para evitar distorsión, y no se del fenómeno conocido como Aliasing, que es que una señal sea interpretada como otra, por la acción de muestreo, esto se puede observar en la Figura 20, en donde en la parte baja de la imagen

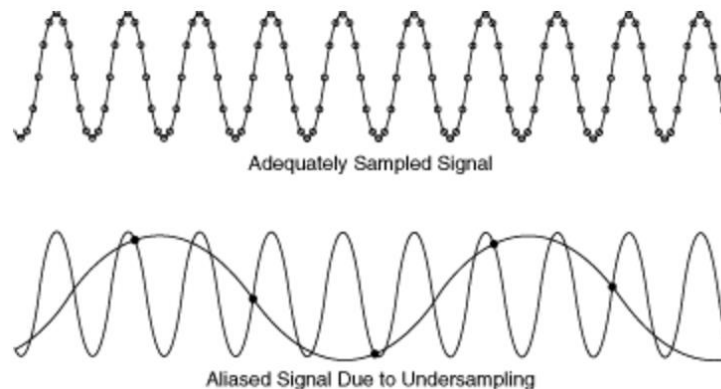
se muestra lo que sucede si se muestrea una señal por arriba de la frecuencia de muestreo, en donde se puede observar que la señal que es reconocida por las muestras es una con menor frecuencia, la cual sería un Alias de la señal original, esta frecuencia estaría en términos de la frecuencia de muestreo (Milvojevic, 2009) (González, 2015).

Ecuacion 5.  $2F_s \ll F_{max}$

(González, 2015)

Según, es que se define la importancia del primer bloque en la Figura 19, ya que este bloque es un filtro pasa baja analógico, que ayuda a banda limitar la señal de entrada, esto significa asegurar que la frecuencia máxima esté definida, ya que sin este filtro se tendrán frecuencias mayores a las esperadas, ya que como se mencionó, toda señal siempre va acompañada de ruido en distintas frecuencias, y este ruido si no se tiene este filtro, puede ser interpretado como una de las señales de interés, y de este modo generar error en las aplicaciones en las que se utilicen las señales de salida del filtro (Milvojevic, 2009).

Figura 20. Ejemplo de una señal muestreada de forma correcta (Parte superior), y una con el efecto de Aliasing (Parte inferior).



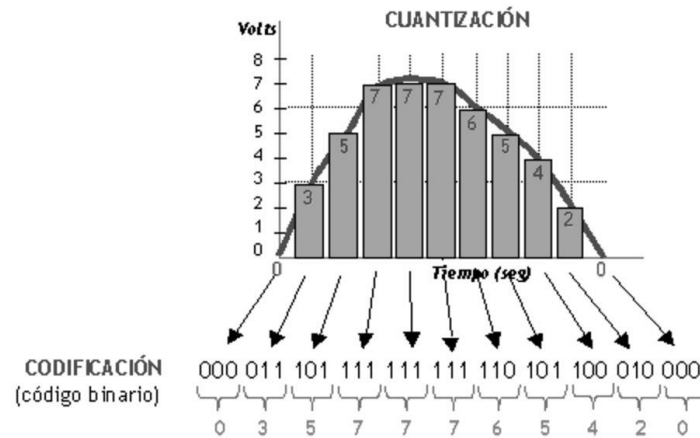
(National Instrument, s.f.)

2. **Digitalización.** El segundo bloque en la Figura 16, corresponde al convertido de analógico a digital. La digitalización de una señal analógica consiste en tomar muestras (tomar valores de la señal analógica en momentos específicos de tiempo) de una señal continua, donde las muestras se toman a una frecuencia  $F_s$ , que debe

cumplir con el teorema de Nyquist, y cada una de estas muestras es representada con cierto número de bits, el cual está definido por el convertidor análogo a digital utilizado. Esto se hace con la intención de poder entender las señales analógicas en un dispositivo digital, aunque con esta acción se pierde cierta información de la señal original, es un costo que vale la pena pagar, para poder almacenar y procesar todas las señales del mundo real. Este error que se introduce por digitalizar la señal proviene de dos fuentes, una es que no se tome suficientes muestras de la señal, para poder interpretarla ya muestreada (Universidad de Navarra, s.f.). El otro error es llamado “Error de cuantización”, el cual sucede al no representar de forma exacta el valor real de la señal análoga, ya que el valor con el que se represente depende de la precisión que se pueda obtener por la cantidad de bits que se tenga para cuantizar la señal dentro del dispositivo digital. Dependiendo el rango en el que se deba cuantificar, y la cantidad de bits que se tenga, este error será menor, ya que la exactitud de la digitalización es directamente proporcional al número de bits de la conversión, e inversamente proporcional al rango de valores de la conversión. Por lo tanto, después de esto se puede decir que la señal digitalizada es discreta en sus valores e instantes en el tiempo (Eveliux, s.f.).

Las señales al ser digitalizadas no mantienen el valor que tenían en su forma análoga, ya que reciben una representación binaria del nivel al que se encuentran, se puede decir que son codificados, ya que no pueden recibir un valor decimal, como lo hacían en su forma análoga, por ejemplo, al tomar una foto, lo que se almacena no es el color percibido por cada pixel, por ejemplo “turquesa”, “rosado”, etc. Si no la intensidad de rojo, la intensidad de verde y la intensidad de azul, utilizando  $n$  bits, para representar la intensidad de cada uno de los tres colores, pudiendo tomar  $2^n$  valores diferentes de intensidad cada color. Este proceso sucede así para cualquier señal análoga, que se desee digitalizar. Un ejemplo del resultado de una digitalización comparado con la señal real se puede observar en la Figura 21 (Eveliux, s.f.).

Figura 21. Ejemplo de señal digitalizada.



(Eveliux, s.f.)

3. Filtros de respuesta finita impulsional. Existen dos tipos de filtros digitales que pueden ser utilizados, uno de ellos son los filtros que tienen una respuesta finita impulsional(FIR, por sus siglas en inglés “Finite Impulsive Response”) , esto se refiere que, si la entrada al filtro es un pulso de duración finita, la salida será un pulso con duración finita también. Esto se da porque este filtro para obtener la salida solo utiliza los valores de la entrada. La ventaja que tienen estos filtros es que pueden ser diseñados para tener una fase lineal, lo cual los hace ideales para las aplicaciones donde se requiera tener una fase lineal. Estos filtros también por su estructura tienden a ser estables (Milvojevic, 2009).

La estructura general de un filtro digital se observa en la Figura 22, en donde  $y$  es el vector de salida del filtro,  $x$  es el vector de muestras de entrada.  $a_n$  y  $b_m$  son los coeficientes del filtro, para un filtro FIR, los coeficientes  $a_n$ , son cero excepto para  $n$  igual a cero. La forma de un filtro FIR se muestra en la Figura 23, donde  $h$  es un vector que contiene los coeficientes  $b_m$  mostrados en la Figura 22,  $N$  es el orden del filtro. El diagrama de bloques de un filtro FIR se muestra en la figura 24 (Mendoza, 2004) (Milvojevic, 2009).

Figura 22. Estructura general de filtro digital.

$$\sum_{n=0}^N a_n y(k-n) = \sum_{m=0}^M b_m x(k-m)$$

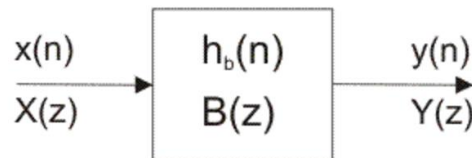
(Milvojevic, 2009)

Figura 23. Estructura general filtro digital FIR.

$$y[n] = \sum_{k=0}^{N-1} h[k] \cdot x[n-k]$$

(Milvojevic, 2009)

Figura 24. Diagrama de bloques de filtro FIR.



(Milvojevic, 2009)

Existen diferentes formas de diseñar filtros FIR, pero la más utilizada es la denominada método de ventanas. En este método se utiliza los modelos ideales de los filtros, en estos modelos se define las características que se desea que tenga el filtro final, como la ganancia y frecuencia de corte. Luego se utiliza la respuesta en el tiempo del filtro, esta respuesta se muestrea a la frecuencia de muestreo del filtro. Para delimitar el filtro a un orden específico, se utiliza una ventana, que hace que solo se utilicen ciertas muestras de la respuesta transitoria del filtro ideal, el número de muestras que se utilicen es igual al orden del filtro. Esta ventana puede modificar o no la ganancia de cada

muestra utilizada, ya que se multiplica la ganancia de cada muestra de la ventana, con su muestra respectiva del filtro. El resultado de la multiplicación de las muestras de la ventana con las del filtro, son los coeficientes del filtro FIR. Entre más ancha sea la ventana, el filtro tendrá un mejor comportamiento, ya que será de un orden mayor, pero entre más grande sea el orden del filtro, se necesitan más recursos computacionales para poder realizarlo (Milvojevic, 2009).

Otro factor importante para obtener un orden con mejor respuesta en frecuencia es la ventana utilizada, ya que existen diferentes tipos de ventana, y cada una puede ser utilizada según la aplicación, ya que, si se necesita una banda de transición angosta, es necesario utilizar una ventana que pueda lograr dicho objetivo. Entre mejores resultados se desee, se debe utilizar una ventana con coeficientes más complejos, los cuales requieren también capacidades computacionales mayores (Milvojevic, 2009).

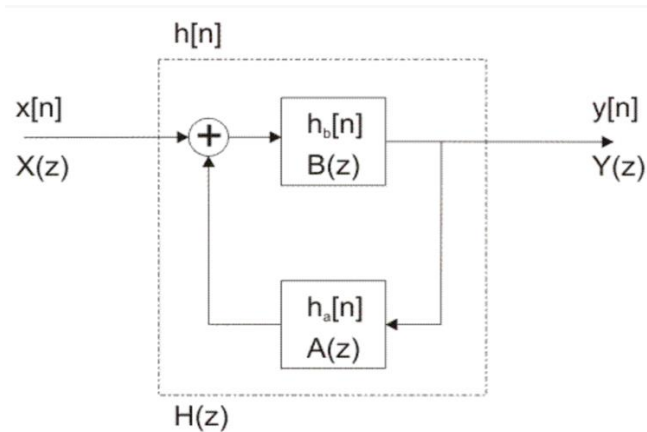
4. Filtros de respuesta infinita impulsional. Los filtros de respuesta infinita impulsional(IIR, por sus siglas en ingles “Infinite Impulse Response”) son el otro tipo de filtros digitales que hay, recibe este nombre debido a que la salida del filtro no es de respuesta finita, aunque la entrada sea un pulso de duración finita, esto sucede porque la salida no solo depende de los valores de la entrada, si no de los valores de la salida pasados también. Para los filtros IIR los coeficientes  $a_n$  de la estructura general de un filtro digital mostrada en la Figura 22, no son cero. La estructura de un filtro IIR se muestra en la Figura 25, el diagrama de bloques de los filtros IIR se muestra en la 26. Estos filtros se caracterizan por ser de menor orden que un filtro FIR, para poder cumplir con los mismos requerimientos. Aunque en estos filtros no se puede asegurar tener una fase lineal. También pueden tender a ser inestables, si el orden del filtro es grande (Milvojevic, 2009).

Figura 25. Estructura de filtro IIR.

$$y[n] = \sum_{k=0}^N b[k] \cdot x[n - k] - \sum_{k=1}^N a[k] \cdot y[n - k]$$

(Milvojevic, 2009)

Figura 26. Diagrama de bloques de filtro IIR.



(Milvojevic, 2009)

Para diseñar un filtro IIR, se utilizan los prototipos de filtros analógicos mencionados anteriormente, ya que a partir de estos se hacen transformaciones, para pasar del tiempo continuo al discreto. Estas transformaciones se realizan por diferentes aproximaciones que existen para transformar una función de transferencia del dominio de  $s$ , al dominio  $z$ , donde se propone una equivalencia entre  $s$  y  $Z$ . Una de las aproximaciones más usadas es la bilineal, la cual se muestra en la Figura 27. Al ya tener la aproximación que se utilizara, es necesario decidir a partir de que prototipo analógico se obtendrá el filtro, ya sea el prototipo Butterword, Chevysheb o algún otro, el prototipo se escoge según las necesidades de la aplicación, según las características de cada uno descritas. Al ya tener el prototipo, se utiliza su función de transferencia, y se hace la sustitución de  $s$  por su aproximación dada de  $Z$ . Al ya tener una función de transferencia en el dominio  $Z$ , se anti transforma dicha función, para obtener la ecuación de diferencias que implementara este filtro digital.

Figura 27. Aproximación bilineal.

$$s = \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}}$$

(Milvojevic, 2009)

## H. IMPRESORA 3D

Una impresora 3D es una máquina que por medio de calor derrite un material plástico, para generar un filamento delgado, ya que por medio de filamentos va formando capas de material, ya que al salir el filamento caliente y unirse con otros, se funden al enfriarse. Por medio de varias capas es que se construyen las figuras hacia arriba. Para poder colocar el filamento sobre toda la superficie de cada capa, se utilizan dos motores para que el extrusor que calienta el material, pueda moverse por todo el plano horizontal. Al terminar una capa, se pasa a la siguiente utilizando otro motor, que sube el extrusor en el eje z. Siguiendo este proceso iterativamente hasta completar todas las capas, es que se obtiene la figura tridimensional (Tecnología , s.f.).

El diseño de la figura que se desea fabricar, se realiza como un sólido en un software de diseño de piezas, luego se utiliza otro software que convierta el sólido al formato de capas y filamentos, para que así ya pueda ser fabricado por la impresora 3D.

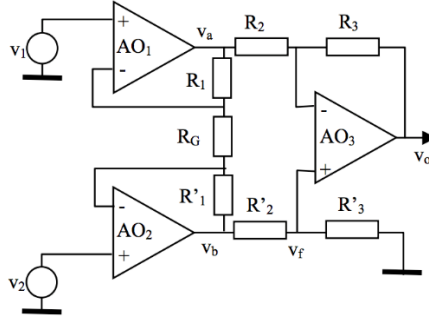
## I. AMPLIFICADOR INSTRUMENTAL

Este es un amplificador construido con tres amplificadores operacionales, el cual tiene como principales características, poder obtener grandes amplificaciones de la diferencia de dos señales, esto es sumamente importante para señales pequeñas, ya que de este modo se puede eliminar el ruido común que haya entre estas dos señales, y solo amplificar el valor de interés, esto significa que este amplificador tiene un buen radio de eliminación del ruido común. La topología de este amplificador se muestra en la Figura 28. La ganancia que se puede obtener con este amplificador está dada en la ecuación 6, esta ecuación es válida si el circuito es simétrico (Drake, 2005).

$$\text{Ecuación 6. } G = \frac{R3}{R2} \left( 1 + \frac{2R1}{Rg} \right)$$

(Drake, 2005)

Figura 28. Topología amplificadora instrumental.

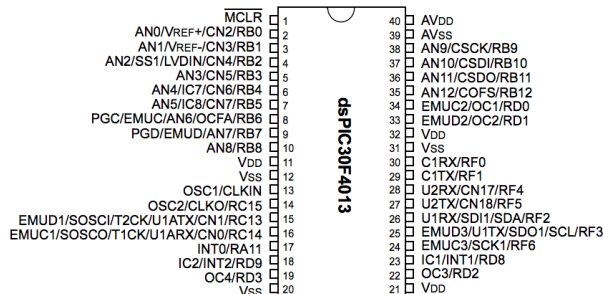


(Drake, 2005)

## J. DSPIC30F4013

El DSPIC30F4013 es un microcontrolador para realizar procesamiento de señales con una arquitectura de 16bits, es fabricado por la empresa Microchip. Está diseñado para el procesamiento de señales por las características de Hardware que contiene, ya que este microcontrolador puede alcanzar frecuencias de operación con su oscilador interno de hasta 120MHz, lo cual hace que pueda hacer operaciones a una velocidad bastante rápida. También trae dentro de su arquitectura un bloque para poder realizar operaciones aritméticas como multiplicación y división en un solo ciclo de instrucción. Puede manejar números en punto flotante en el formato Q15. Tiene Registros acumuladores de 40 bits. Contiene 13 canales para conversiones ADC, utilizando 12 bits para la conversión. En la Figura 29 se puede observar el diagrama de pines de este microcontrolador en el empaquetado PDIP (Microchip, 2004).

Figura 29. Diagrama de pines de DSPIC30F4013.



(Microchip, 2004)

## K. DECIMACIÓN

Es una técnica perteneciente al grupo multirate de procesamiento de señales, esta técnica lo que hace es bajar la frecuencia de muestreo de una señal la digitalizada, eliminando muestras en intervalos continuos, tomando una de cada N muestras. Esto significa que recorre el vector con la frecuencia de muestreo original, dando saltos de N, la simbología de este operador se muestra en la Figura 30. Esta operación no es invariante en el tiempo, si no variante periódicamente en el tiempo, y esto contradice uno de los fundamentos de un sistema LTI. Un ejemplo de cuál es el efecto sobre una señal, se puede ver en la Figura 31 y 32, donde se muestra que al aplicar decimación a una señal que tiene su espectro de frecuencia como se muestra en la Figura 31, se convierte al mostrado en la Figura 32, en donde ahora abarca todo el espectro disponible, ya que se bajó la tasa de muestreo a la mitad, esto hace que la señal original ahora abarque todo el espectro.

Figura 30. Simbología operador de decimación.

$$x_{ND}[n] = \mathcal{D}_N\{x[n]\} = x[nN]$$

Figura 31. Espectro de señal original.

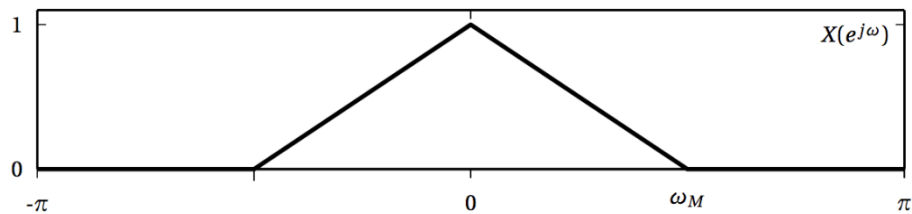
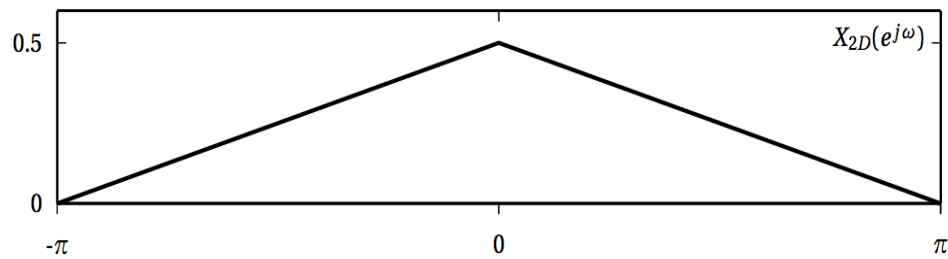


Figura 32. Espectro de señal luego de aplicar decimación.



Una aplicación importante de la decimación, es el poder mejorar la relación señal-ruido de una señal digitalizada, ya que al digitalizar se agrega el error de cuantización, pero al sobre muestrear una señal bandalimitada, se reduce esta relación, y al aplicar decimación a esta señal, se elimina el sobremuestreo y se tiene una señal con una relación señal-ruido alta, esto es como agregar bits a la exactitud de conversión. Un ejemplo del efecto de esta práctica se puede observar en las Figuras 33 a 35. En la Figura 33 se puede observar una señal con un espectro dado, muestreada a una frecuencia baja, luego en la Figura 34, la misma señal muestreada al doble de la frecuencia de la anterior, se puede observar como el ruido de cuantización, es mucho mayor en la Figura 33 comparado con la señal, para esto a la señal en la Figura 34 se le aplica decimación, y el resultado es no tener sobremuestreo y un menor efecto del ruido de cuantización, este resultado se puede observar en la Figura 35.

Figura 33. Espectro de señal sin sobremuestreo.

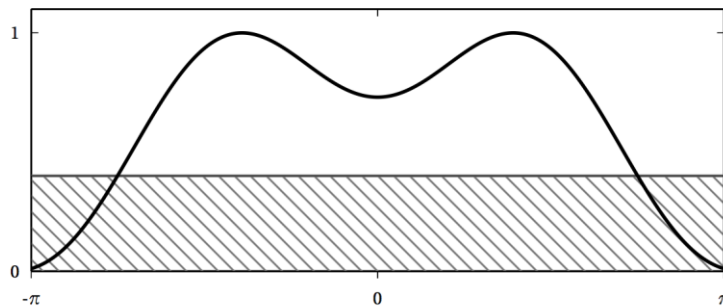


Figura 34. Espectro de señal con sobremuestreo.

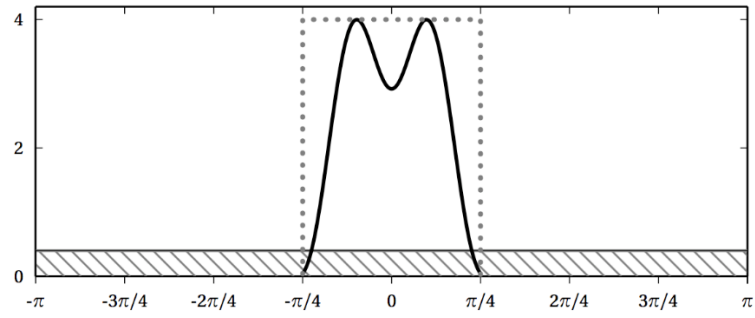
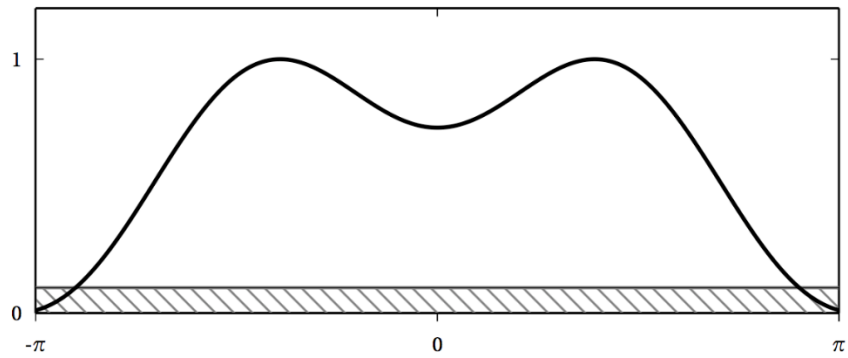


Figura 35. Espectro de señal aplicando decimación.



## V. METODOLOGÍA

### A. AMPLIFICACIÓN DE SEÑALES EEG

Como primer paso para esta etapa, se necesitaba saber cuáles serían las amplitudes de las señales a amplificar, las cuales van en un rango de 15 a 100 microVoltios. Por lo tanto, la amplificación que se requiere es bastante grande, ya que el objetivo de la amplificación de estas señales es que, al muestrearlas con el microcontrolador, este pueda reconocer los cambios de dicha señal, y este reconocerá señales en el rango de los 0 Voltios a 5 voltios, con precisión de 1.2 miliVoltios. Aunque se debe tener bastante cuidado de la cantidad que se amplifica, ya que en la señal que se amplificará se tendrá ruido, el cual no se puede remover hasta después de amplificar, ya que, por el hecho de filtrar, se atenúa la señal, lo cual significa que, si se hiciera el filtrado antes de amplificar, la señal de interés se eliminaría, ya que la señal es bastante pequeña por naturaleza. Para poder reducir la cantidad de ruido con la que termina la señal amplificada, se utilizó amplificadores instrumentales, ya que estos ayudan a eliminar el ruido común, y obtener la diferencia de potencial entre dos señales con la mejor relación señal-ruido. Por la forma en que se generan las señales EEG, que son impulsos que parten de un punto a otro, por las estructuras del cerebro, es que se utiliza este tipo de amplificadores que obtienen una diferencia entre dos señales. Por lo tanto, las entradas al amplificador instrumental son el electrodo que se desea leer, que es el voltaje  $V_2$ , y los electrodos que se utilizan como referencia, que están en los lóbulos de las orejas, serían la otra entrada al amplificador, el voltaje  $V_1$ . La ecuación 6, muestra la ganancia que se obtiene con el amplificador instrumental mostrado en la Figura 28, esta ganancia es recomendable llegarla hasta 10,000, ya que esto hace que el amplificador mantenga su radio de eliminación de ruido común, y si solo se modifica la resistencia  $R_1$ , y se utilizan valores iguales de  $R_2$  y  $R_3$ , esto ayuda aún más a mantener esta relación (Drake, 2005).

Como el filtrado de la señal para obtener la información relevante se hará de forma digital, se deben colocar otros componentes antes de ingresar la señal al

microcontrolador, se debe colocar como paso crucial para el filtrado digital, un filtro antialias, el cual debe estar diseñado para atenuar todas las frecuencias mayores a la frecuencia de muestreo, ya que así se evade el efecto de aliasing. También se debe colocar un filtro pasa alta, para eliminar el offset DC, que la señal contiene, estos filtros a la hora de diseñarlos se deben tener en cuenta que no afecten las señales de interés. Por último, se requiere una etapa de acondicionamiento de la señal, ya que como se mencionó anteriormente, el microcontrolador solo puede detectar voltajes entre 0 y 5 Voltios, por lo tanto, se debe llevar la señal a este rango, esto por medio de un circuito que agregue un offset DC para centrar la señal en 2.5 Voltios, para que este en el centro del rango a detectar, y una etapa de amplificación, para tener la señal con un voltaje pico-pico de 5 Voltios máximo.

El diseño de las etapas mencionadas irá con base en las frecuencias y amplitudes de las señales EEG, y se utilizará el software Altium Designer, para poder realizar las simulaciones de los diseños propuestos, y ver su rendimiento. Al ya tener un circuito esquemático definido, se realizó un diseño de PCB, haciendo uso de la herramienta para crear PCBs de Altium.

Antes de llevar a cabo la PCB, se probó que los circuitos establecidos funcionen de forma correcta en un protoboard, ya que, aunque el protoboard añade más ruido que una placa PCB, es más factible realizar cambios al hacer pruebas de esta forma, que al soldar componentes a una placa. Para de este modo al momento de soldarlos, se tenga total certeza que son los valores adecuados para las señales reales, que tienen diferencia con las simuladas.

El amplificador operacional que se utilizó para construir los amplificadores y filtros analógicos fue el integrado TL082, el cual contiene en un empaquetado PDIP-8, 2 amplificadores operacionales. Se escogieron estos amplificadores operacionales debido a la cantidad de ruido que aportan a la señal, ya que el ruido que aportan este alrededor de los 16 nanoVoltios, lo cual no afecta las señales de interés, porque el ruido es un orden de magnitud más pequeño que la señal más pequeña que se maneja (Texas Instruments, 2013).

## B. CONSTRUCCIÓN ESTRUCTURA

Para poder construir el casco, como primera parte se diseñó cómo sería el mismo, el diseño se planteó de forma bastante simple, ya que se debía pensar en la forma que se fabricaría, que sería utilizando la impresora 3D, en donde cada pieza que imprima debe tener un soporte, es decir no puede imprimir sobre nada, el soporte debe ser ya sea la camilla de la impresora, o la misma estructura de la pieza que se está imprimiendo. Por lo tanto, esto es un impedimento para hacer un casco completo como tal, ya que este debería ser una media esfera hueca, la cual no podría ser fabricada de ninguna forma en la impresora 3D. También se debió considerar el tamaño de piezas que puede fabricar la impresora, ya que, si la pieza es demasiado grande, no cabrá en el área en que puede imprimir, y no podrá ser fabricada. Por lo tanto, se diseñó un casco que cumpliera con las funciones deseadas, que colocara los electrodos en las posiciones correctas, que guardara todas las PCBs dentro de él, y que se pudiera adaptar a diferentes tamaños de cabeza.

Como primer paso se elaboró el diseño de la pieza en el software Inventor de AutoCAD, para poder colocar medidas a las piezas realizadas; se midió las dimensiones de la cabeza del escritor de este trabajo, en donde se asumieron formas básicas para estas medidas; se asumió que la parte trasera de la cabeza tenía la forma de medio círculo, y con una cinta se midió su circunferencia, y con este dato se obtuvo su radio. Luego se tomó como dos partes totalmente rectas a las secciones laterales de la cabeza, y se midió la distancia entre el fin de la parte circular trasera, hasta donde termina la cabeza, esto de forma recta, no siguiendo la forma del cráneo. Ya con estos datos, se tenía dimensiones para poder diseñar las piezas.

Las piezas debían ser diseñadas para poder adaptarse a cualquier otra cabeza, ya que cada individuo tiene un tamaño diferente, aunque la forma siempre tiende a ser la misma, en términos generales. Por lo tanto, el diseño se realizó con el objetivo que pudiera ser ajustable, para que no importase si la cabeza fuese más pequeña o grande, el casco podría ser usado, esto se realizó dejando una

parte flexible, y haciendo el cazo un poco más pequeño que las medidas que fueron tomadas en principio.

Para finalmente fabricarlo una vez realizado el diseño, se tuvo que dividir las piezas hechas de tal forma que pudieran ser unidas de nuevo al fabricarlas, ya que la pieza completa no cabría por completo en la impresora. Para que pudieran ser unidas de nuevo, simplemente se les agrego una parte de material extra, para que pudieran ser pegadas de mejor forma. Para pegarlas una vez fabricadas, se usaría una mezcla de pegamento instantáneo y bicarbonato, para asegurar una buena adherencia de las piezas.

Antes de imprimir todas las piezas, se imprimió piezas clave, para poder observar si el dimensionamiento que se le había dado a las piezas estaba bien, es decir, si encajaba de forma correcta en la cabeza, para así poder hacer las correcciones necesarias para tener las medidas correctas, al momento de fabricar por completo el casco. Otra razón, para hacer pruebas de ciertas piezas, era para ver qué tan flexibles eran según el diseño realizado y la constitución del material, ya que para que el cazo fuera adaptable a otros tamaños de cabeza, era requerido que ciertas piezas fueran flexibles.

## C. FILTRADO DIGITAL DE LAS SEÑALES EEG

Para realizar el filtrado digital se utilizó el microcontrolador para procesamiento de señales, DSPIC30F4013. Para desarrollar el programa, se usó el programa MikroC, el cual es de la empresa fabricante de esta línea de microcontroladores. Se implementó un filtro IIR pasa baja, con frecuencia de corte 59Hz, para asegurar la eliminación del ruido generado por la alimentación eléctrica. Se buscó que el filtro implementado sea del orden menor posible y que sea estable, para esto sí se requiere un orden grande, se hicieron secciones de filtros de orden pequeño. Para diseñar el filtro se utilizó la herramienta de MikroC para el diseño de filtros digitales, la cual brinda la facilidad de calcular el tiempo del temporizador interno del microcontrolador para tomar las muestras a la frecuencia especificada; también brinda la facilidad de dar los números en punto flotante ya en la forma que el microcontrolador los maneja.

La información ya filtrada fue enviada a la computadora por medio del módulo UART (Transmisión y Recepción Asíncrona Universal), el cual lo reconoce la computadora como un elemento Serial, aunque este se conecta al computador por medio del puerto USB.

Se utilizó un canal analógico diferente para cada uno de los 4 electrodos, la frecuencia a la que se muestreó cada electrodo fue 1KHz. Como las muestras de cada canal no se pueden tomar en paralelo, si no se debe de hacer en serie, el tomar las 4 muestras debe tomar 1 milisegundo, para que así cada electrodo pueda ser muestreado a 1KHz, para que esto pueda ser posible, se debe tener separación entre la muestra de un electrodo y otro, un cuarto de milisegundo, lo cual equivaldría a que se estuviera tomando muestras a 4KHz.

A cada canal muestreado se le aplicó decimación, esto para que los filtros que se diseñen no tengan que ser demasiado grandes para cumplir con la pequeña parte de espectro que deben cumplir, por lo tanto, la frecuencia para la que se diseñaron los filtros es 250 Hz, lo cual hace que el filtro no tenga que ser tan robusto para cumplir con los requerimientos utilizados. Antes de aplicar decimación, se aplicó un filtro pasa baja a la señal de 1KHz, esto para poder mejorar la relación señal ruido, y también eliminar la posibilidad de aliasing en la conversión.

## VI. RESULTADOS

### A. AMPLIFICACIÓN Y ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES EEG

1. Amplificación y eliminación de ruido común. El amplificador instrumental, como ya se mencionó, su ganancia está dada por la ecuación 6, en un principio se planteó que este tuviera una ganancia bastante grande, para lograr llegar las señales EEG a un valor de aproximadamente 1 Voltio. Según la teoría, las señales EEG tienen una amplitud entre 15-100 microVoltios, lo cual significa que para llegar a 1 V el valor medio de este rango que estaría alrededor de los 50 microVoltios, se necesitaría aproximadamente una ganancia de 18000. Por lo tanto, la ganancia que se propuso para el amplificador fue de 15810, para que estuviera cercana a este al valor propuesto, y pudiera ser realizados con valores de resistencias comerciales. La ecuación 5, sustituyendo los valores de las resistencias escogidas, quedaría como se muestra en la ecuación 7.

$$\text{Ecuación 7. } G = \left(1 + 2 * \frac{100\text{K}\Omega}{220\Omega}\right) * \frac{47\text{K}\Omega}{2.7\text{K}\Omega} = 15810$$

El esquemático del amplificador operacional realizado en Altium Designer, se muestra en la Figura 30. Este amplificador si amplificaba una señal en el rango mencionado, a un voltaje alrededor de 1 V. Esto se comprobó utilizando el análisis transiente de Altium, en donde se ingresó una señal de 50 microVoltios a 20Hz, diferenciándola con tierra. La señal de salida fue de aproximadamente 80 miliVoltios, esto es equivalente a una amplificación de 16000. Este resultado se puede observar en la Figura 31.

Figura 36. Esquemático de amplificador Instrumental con ganancia 15810.

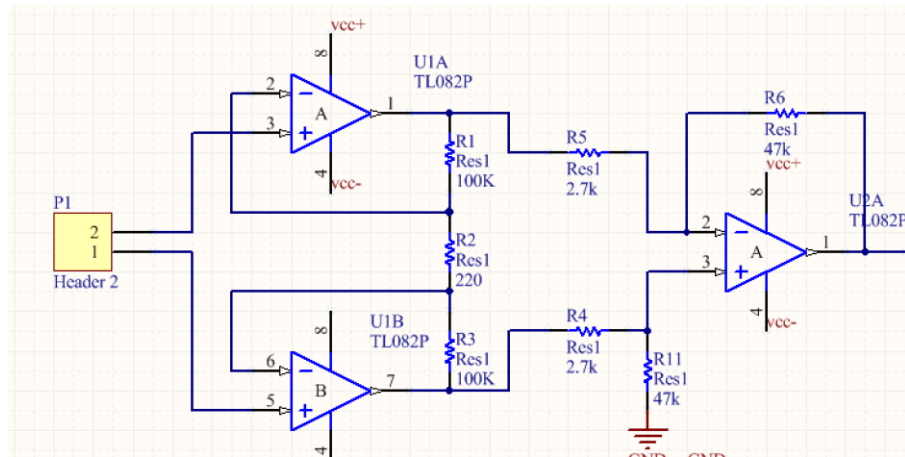
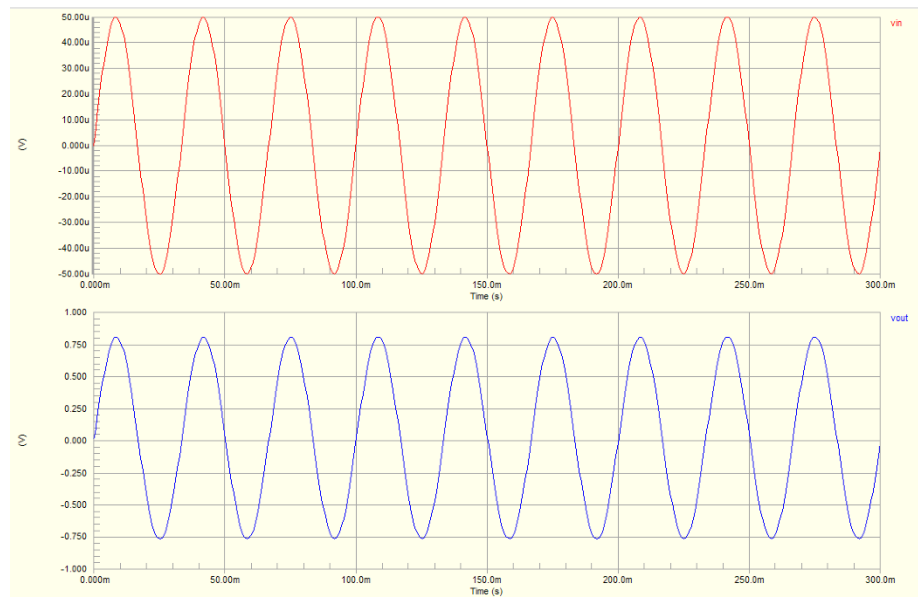


Figura 37. Señal de entrada al amplificador instrumental (parte superior), Señal amplificada por el amplificador instrumental con ganancia 15810 (parte inferior).



Aunque este planteamiento se tomó de una forma demasiado ideal, ya que como se ha mencionado, estas señales están acompañadas de ruido, el cual es mucho mayor a la amplitud de las mismas, y este ruido también es amplificado, y si este ruido está en el rango de los miliVoltios, esto significa que con una amplificación de este magnitud, aun el ruido fuera de 1 miliVoltio, el voltaje al cual se amplificaría con una ganancia de 16000 sería de 16 Voltios, y si los Opamps son alimentados con +/- 9 Voltios, esto los saturará, y esto no permitirá observar ninguna señal en la salida, más que flancos positivo

y negativo. Por lo tanto, al ver esto al probarlos en la realidad, se replanteó la amplificación de esta etapa.

Se disminuyó en gran cantidad la ganancia, ya que ahora solo se utilizó  $R_g$  para amplificar,  $R_2$  y  $R_3$  se dejaron con un valor igual entre ellas, la ganancia de la nueva amplificación estaba dada por la ecuación 8. Se puede observar que la disminución de la ganancia es bastante considerable, ya que a menos del 5% del valor original que se había planteado. Pero con esta amplificación ya es menos probable que el opamp se sature, ya que el ruido debería ser mayor a 15 miliVoltios, para que este se saturara. El qué tan grande sea el ruido dependerá bastante de cómo se coloquen los electrodos, ya que esto también afecta la componente DC de la señal, la cual también puede causar saturación en cualquiera de los voltajes del amplificador operacional.

$$\text{Ecuación 8. } G = \left(1 + 2 * \frac{100K\Omega}{330\Omega}\right) * \frac{47K\Omega}{47K\Omega} = 606$$

Aunque con esta amplificación se sigue teniendo la señal de interés con una amplitud pequeña, esta amplitud se incrementó en la última etapa, que es la de acondicionamiento de la señal, ya que acá hay otra etapa de amplificación, esta es un simple amplificador inversor. La ventaja es que en este punto la señal ya pasó por el filtro antialias (pasa baja), que elimina ya bastantes frecuencias de ruido, y por el filtro pasa alta que elimina la componente DC.

2. **Filtro Antialias.** En esta etapa el objetivo principal es eliminar las frecuencias mayores a la mitad de la frecuencia de muestreo, siguiendo el teorema de Nyquist, para evitar el Aliasing. Siendo la frecuencia de muestreo 1KHz, se deben eliminar las frecuencias mayores a 500 Hz. Para realizar esta acción, se utiliza un filtro pasa baja. Para esto se utilizó un filtro Sallen-Key en su configuración pasa baja. Aunque por las características de la señal de interés, que se encontraba en las frecuencias más bajas del rango de muestreo, este filtro no solo se diseñó para que elimine el efecto de alias, si no que funciona como una etapa de filtrado analógico de la señal, ya que, de este modo, desde este punto se comenzaría a eliminar las frecuencias mayores a el

rango de interés, teniendo siempre como principal objetivo atenuar la señales a 60 Hz. Para diseñar el filtro se utilizaron las ecuaciones 3 y 4, ya que con estas se puede definir la frecuencia de corte del filtro y el facto Q. Seleccionando una frecuencia de corte de 33Hz, e imponiendo un valor a la resistencia de 2.2 K $\Omega$ ., Se encontró una relación de capacitores que fueran comerciales, que obtuvieran la frecuencia de corte propuesta, y aumentara el factor Q, para así tener una elevación en la banda de paso y que disminuyera la banda de transición. Los valores que se encontró para los capacitores fue C1 = 1 microfaradio y C2 = 4.7 microfaradios. El circuito esquemático de este filtro se muestra en la Figura 32. La respuesta en frecuencia del filtro se obtuvo utilizando el análisis de señales AC de Altium designer, esta se puede observar en la Figura 33.

Figura 38. Circuito esquemático de filtro Antialias.

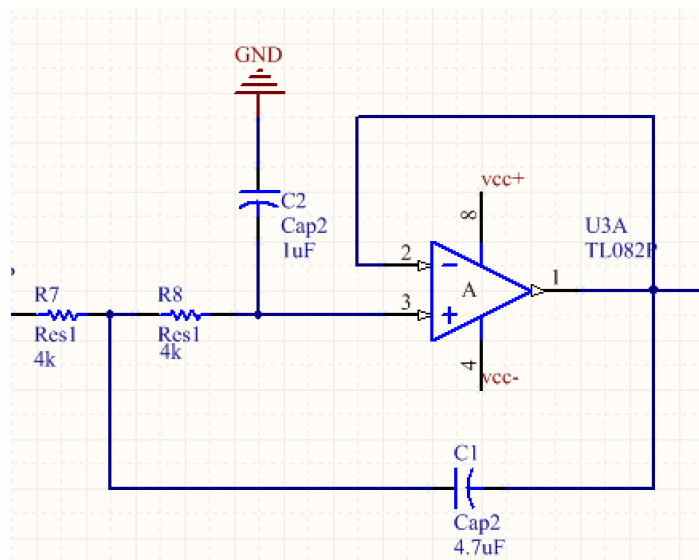
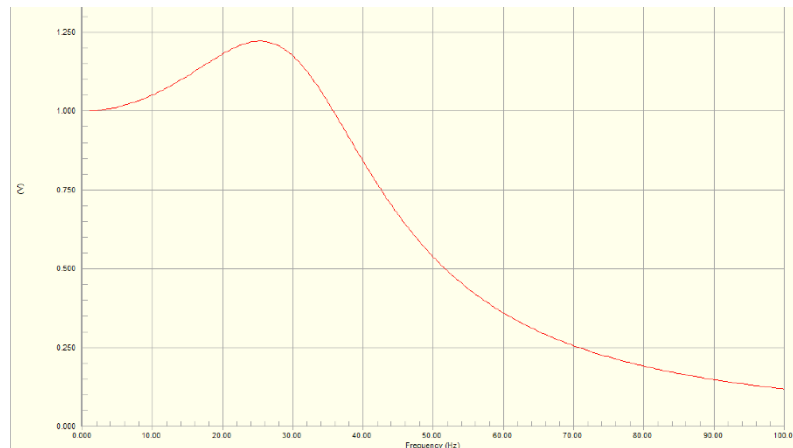


Figura 39. Respuesta en frecuencia del filtro Antialias.



3. **Eliminación de componente DC.** En esta etapa lo que se busca es eliminara la componente DC que trae la señal de interés, esto se realiza utilizando un filtro pasa alta, ya que lo que se desea es eliminar la frecuencia igual a cero. Para esto se utilizó un filtro Sallen-Key en su configuración pasa alta. Se diseñó utilizando solamente utilizando la ecuación 3. Para este filtro se debía colocar una frecuencia de corte bastante pequeña, para que no interviniera con la señal de interés, que comienza a aparecer desde frecuencias de 0.3 Hz. Por lo tanto, se diseñó con una frecuencia de corte de 0.33 Hz. Los valores de los compontes para cumplir con esta frecuencia de corte fueron  $C1=C2=10$  microfaradios,  $R1=R2= 47K\Omega$ . El circuito esquemático de este filtro se muestra en la Figura 34. Su respuesta en frecuencia se muestra en la Figura 35.

Figura 40. Circuito esquemático de filtro pasa alta.

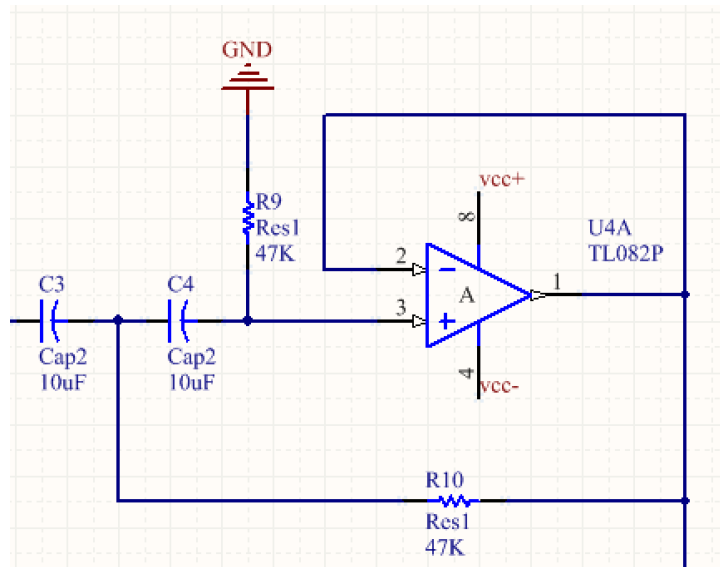
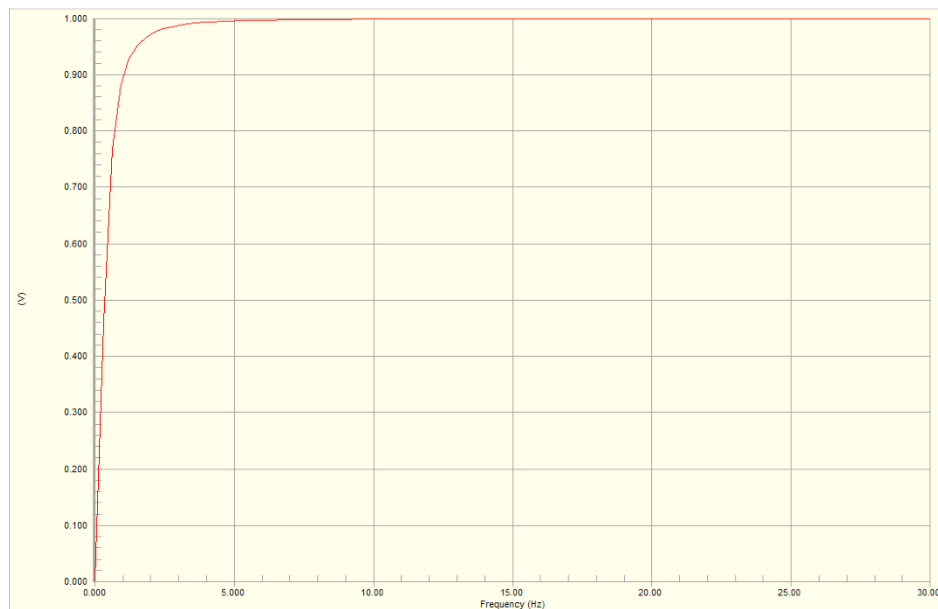


Figura 41. Respuesta en frecuencia de filtro pasa alta con frecuencia de corte de 0.33Hz.



4. **Acondicionamiento de señal.** En esta etapa la tarea que se realiza es amplificar la señal más, y colocarla en el rango de detección del microcontrolador. La amplificación se hace por medio de un circuito amplificador inversor, con una ganancia máxima de 50. Esta ganancia es variable, porque se realiza por medio de un potenciómetro, esto para poder controlarla, según el estado en el que llegue la señal a

este punto. Este circuito se muestra en la Figura 36. Al salir ya amplificada de este punto, se le agrega un offset DC, para poder colocarla en el centro del rango de detección del microcontrolador, esto se realiza con un divisor del voltaje, para obtener un voltaje de -2.5 V, ya que luego se utilizará un sumador inversor, y luego para aislar la impedancia de este divisor, se coloca un seguidor de voltaje. Por último, se utiliza un sumador inversor, para agregar el offset a la señal, y regresarla a su estado original, no el invertido que venía de la última amplificación. Esta etapa completa se puede observar en la Figura 37. La salida de esta etapa es la entrada al ADC del microcontrolador.

Figura 42. Circuito esquemático de amplificador inversor con ganancia máxima de 50.

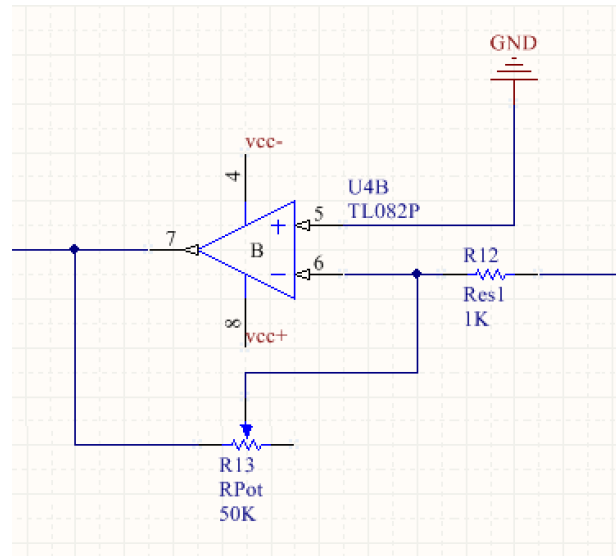
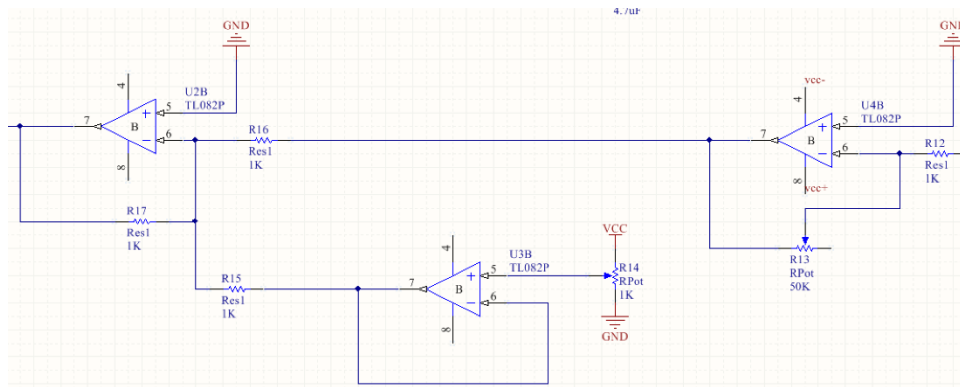
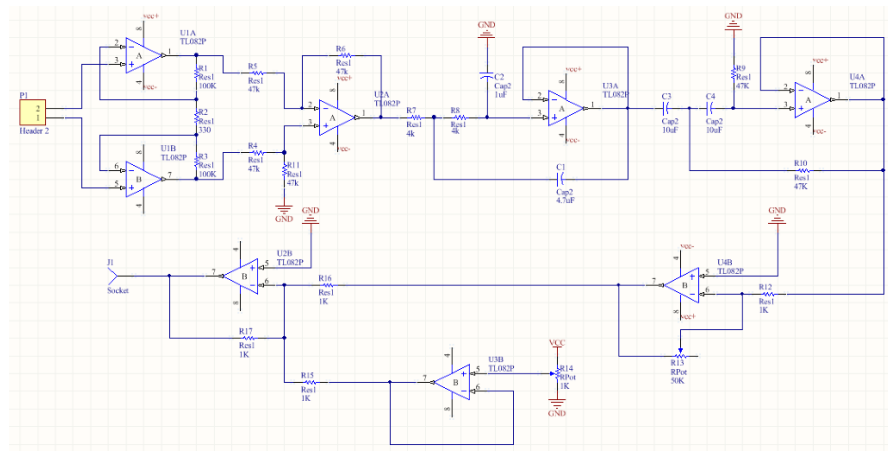


Figura 43. Etapa completa de acondicionamiento.



5. Diseño de PCB. El esquemático total de toda la etapa de amplificación y acondicionamiento de señales EEG, se puede observar en la Figura 38. Desde la construcción del esquemático se comenzó a organizar los componentes de una forma de que se adaptaran mejor en el PCB. El mejor modo que se encontró de utilizar los amplificadores de cada integrado fue conectar primero todos los del lado derecho de arriba hacia abajo, y luego al llegar al final de ellos, seguir con los del lado izquierdo, de abajo hacia arriba. De este modo sería más fácil seguir el camino de la señal con los tracks. Aunque el primer integrado si se conectó directo entre él, ya que este se utilizó para la primera etapa del amplificador instrumental.

Figura 44. Esquemático completo de circuito de amplificación y acondicionamiento de la señal EEG.



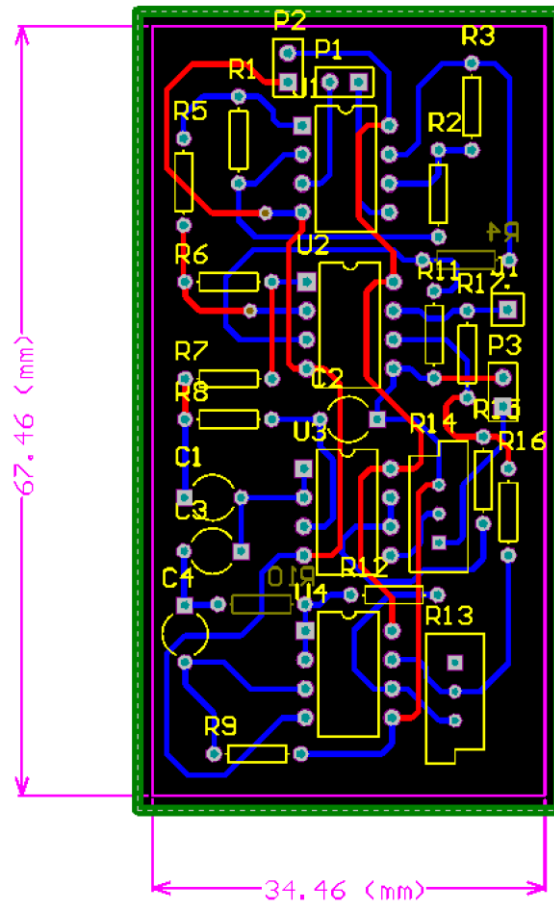
Las restricciones que se utilizaron para el PCB son:

- Ancho mínimo de pista: 0.5mm
- Ancho mínimo entre pistas: 0.5mm
- Tamaño mínimo de pad: 0.5 mm
- Tamaño mínimo entre pads: 0.25 mm
- Tamaño de agujeros: 0.5 mm

Se utilizaron estas restricciones, ya que eran las que tenía la fresadora con la que se iba a realizar la placa.

El ruteo del PCB se realizó utilizando los dos lados de la placa. El diseño final se puede observar en la Figura 45, terminó siendo de 67.46mm de alto y 34.46mm de ancho. Las rutas en rojo están en la capa superior, al igual que los componentes. Las rutas en azul están en la capa inferior.

Figura 45. Diseño final PCB.



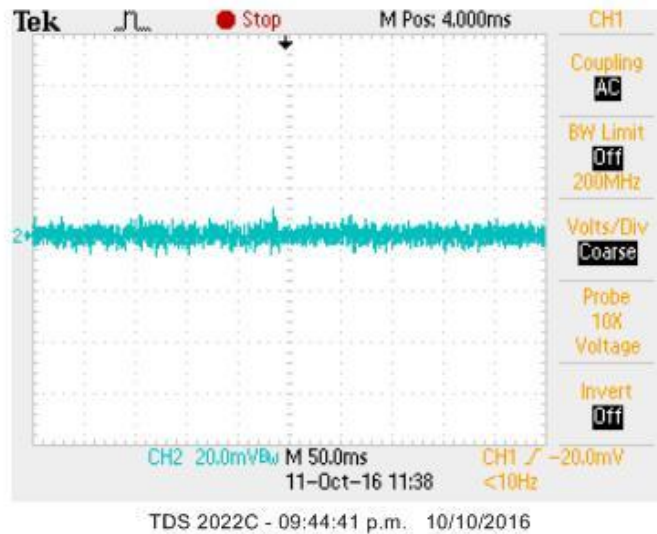
En la Figura 46 se puede observar la placa ya fabricada.

Figura 46. Placa de amplificación de señales EEG.



6. Señales reales. En la Figura 47 se puede observar la salida del amplificador instrumental al amplificar la salida del electrodo F4. Se puede notar que en esta imagen no se puede diferenciar realmente cual es la forma de la señal, esto debido a que en esta etapa tiene la mayor cantidad de ruido y la componente DC.

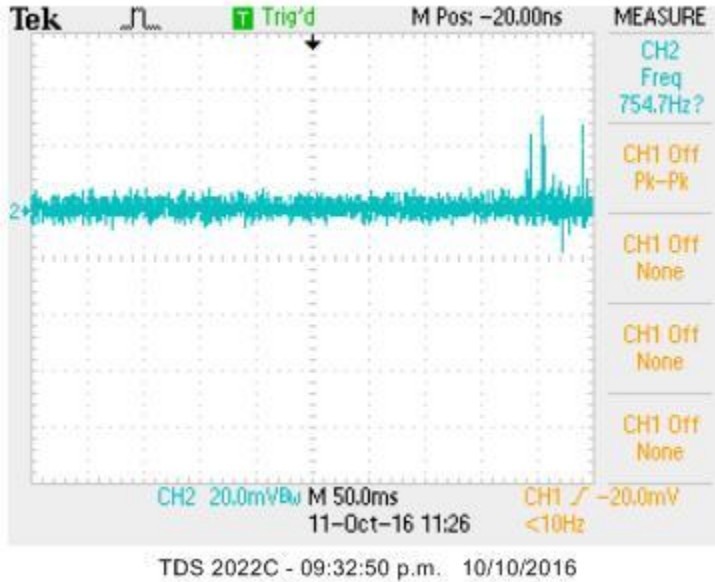
Figura 47. Señal de electrodo F4, después de ser amplificada por el amplificador instrumental.



En la Figura 48, se puede observar la salida de la señal después de pasar por el filtro pasa baja, en este punto, pareciera ser igual a la del amplificador instrumental, pero es por la amplitud de las señales y la ganancia DC que tienen, la que no permite una mejor visualización la forma de la señal. Para que la señal pudiera ser vista de forma

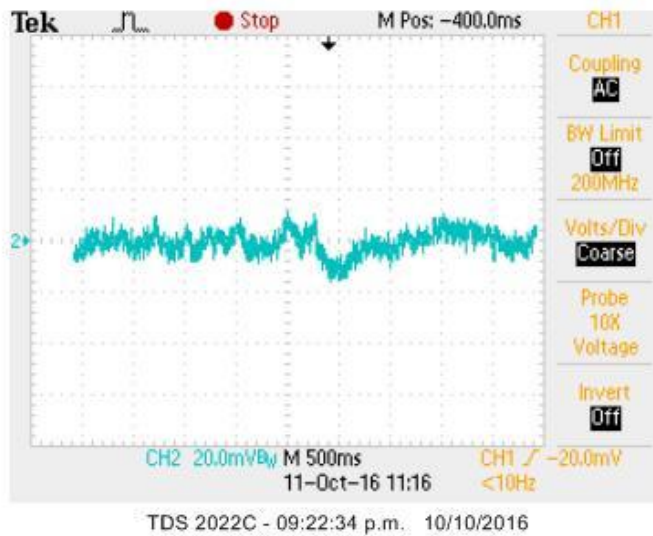
mejor en la figura 47 y 48, la señal se colocó en acople AC, para que mostrara la señal sin su componente DC

Figura 48. Señal amplificada luego del filtro pasa baja.



En la Figura 49 se puede observar que la señal ya no tiene componente DC, pero en este caso porque esta es la verdadera forma de la señal, ya que el filtro pasa alto removi6 dicha componente, no porque tenga un acople AC. La forma de esta se1al se puede observar de mejor manera, aunque siempre es de amplitud peque1a.

Figura 49. Se1al luego del filtro pasa alta.



Por último, en la Figura 50 se puede observar la señal ya amplificada por el amplificador inversor. Se puede observar cómo ya está la señal, aunque es pequeña, se encuentra en un rango de voltaje de cientos de miliVoltios.

Figura 50. Señal después de amplificarla en la última etapa.



En la Figura 51 se puede observar las frecuencias que componen la señal final, esto utilizando la herramienta de la transformada rápida de Fourier del osciloscopio. Se puede observar que, aunque si hay ruido de otras frecuencias, las frecuencias que tienen mayor magnitud en este punto son las que están en el rango de interés. Mientras se tomaba las muestras para obtener la transformada de Fourier, se mantuvieron cerrados los ojos, para que la magnitud de las señales fuera mayor.

Figura 51. Frecuencias que componen la señal amplificada final.



## B. DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL CASCO

1. Diseño del casco. Para poder diseñar una pieza en Inventor, como primer paso es necesario definir un Sketch base, de donde se partirá para la creación del sólido 3D. El Sketch utilizado para la pieza donde se sostendría toda la estructura, se puede observar en la Figura 52. La pieza resultante de este Sketch es la que contendría todos los circuitos, y de donde partiría la diadema para colocar los electrodos. Las medidas que contiene este Sketch son las que se tomaron para tener una aproximación de las dimensiones de la cabeza. Este Sketch en principio fue realizado para formar una sola pieza, pero por las limitaciones de fabricación, tuvo que ser dividido, para que a partir de él se realizaran tres piezas, para esto tuvo que dividirse con las líneas perpendiculares al contorno. Al salir las tres piezas del mismo Sketch, aseguraba que a la hora de unirlos casarían de forma correcta. Aunque para las dos piezas de los extremos que surgían de este Sketch, se tuvo que realizar un cambio al Sketch, ya que a la hora de imprimir la forma de las piezas, para probar que tan bien se adaptaban al cráneo, quedó demasiado distanciada la parte de los lados, esto debido a que se supuso que la parte trasera era todo el semicírculo, mientras solo era una parte de él, por lo tanto, para solucionar este problema, se le realizó unos cambios al Sketch original, este se puede observar en la Figura 53.

Figura 52. Sketch original de diadema horizontal.

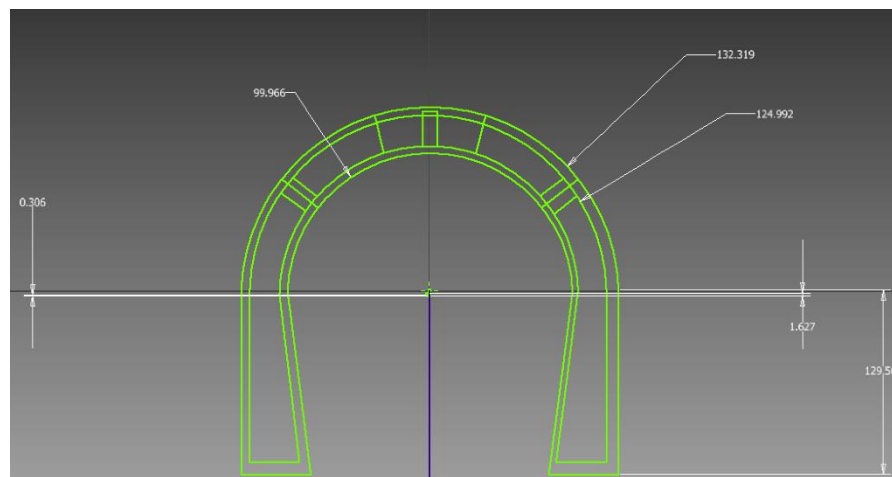
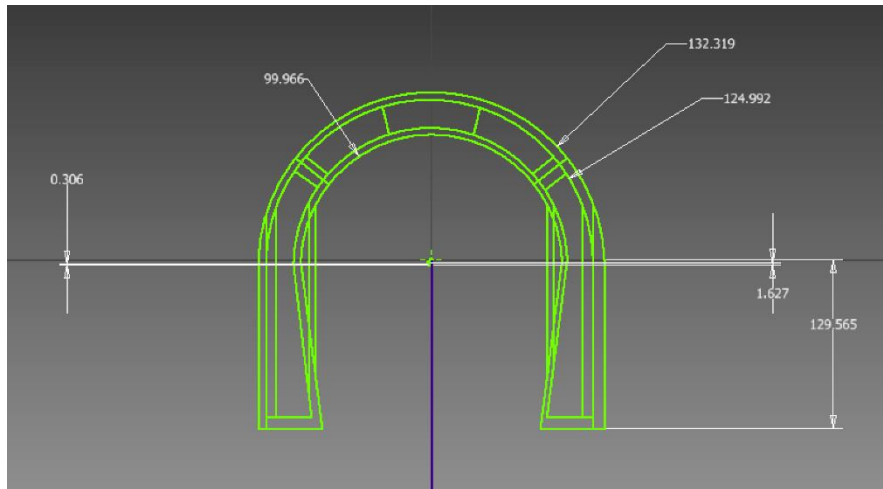


Figura 53. Sketch de diadema horizontal modificado para encajar mejor con la cabeza.



Para realizar la pieza 3D a partir del Sketch, simplemente se utiliza la herramienta de inventor Extrusión, que solo necesita un plano, para levantar un sólido partir de él, con la forma de este y una altura determinada. La altura del contorno de la pieza fue de 35mm, esto con la intención de que las placas pudieran caber dentro de él, y de la parte interna de 3mm.

En las figuras 54 a 59, se puede observar dos vistas diferentes para cada una de las piezas resultantes del Sketch de la Figura 53. La pieza mostrada en las figuras 54 y 55, tiene ese espacio cortado en la parte trasera, para poder hacerla flexible, y que esta sea la parte donde el casco tome su flexibilidad. Esta parte se realizó de esta forma, ya que, al hacerla completo, y probar su flexibilidad, fue nula. Por lo tanto, se rediseño de esa forma.

Figura 54. Vista frontal lateral izquierda desde arriba de pieza central.

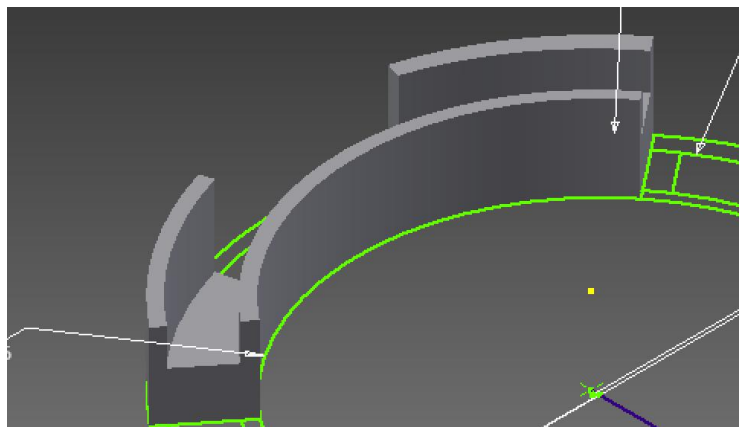


Figura 55. Vista trasera lateral de pieza central.

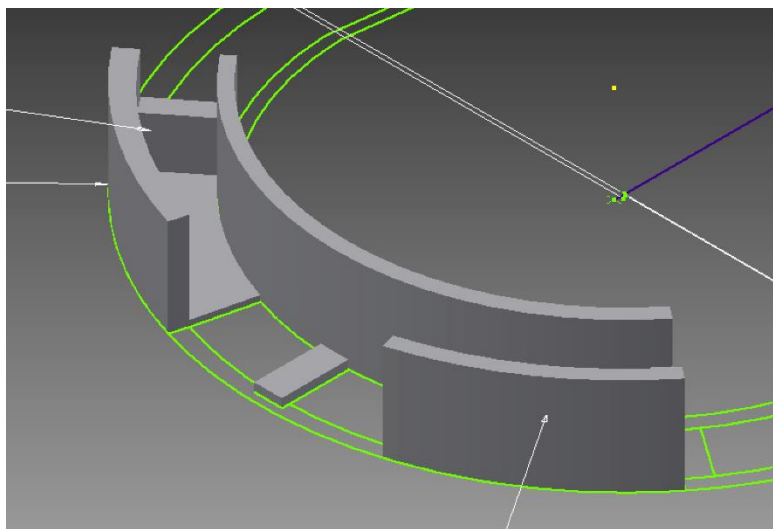


Figura 56. Vista frontal lateral derecha desde arriba de pieza del lado derecho.

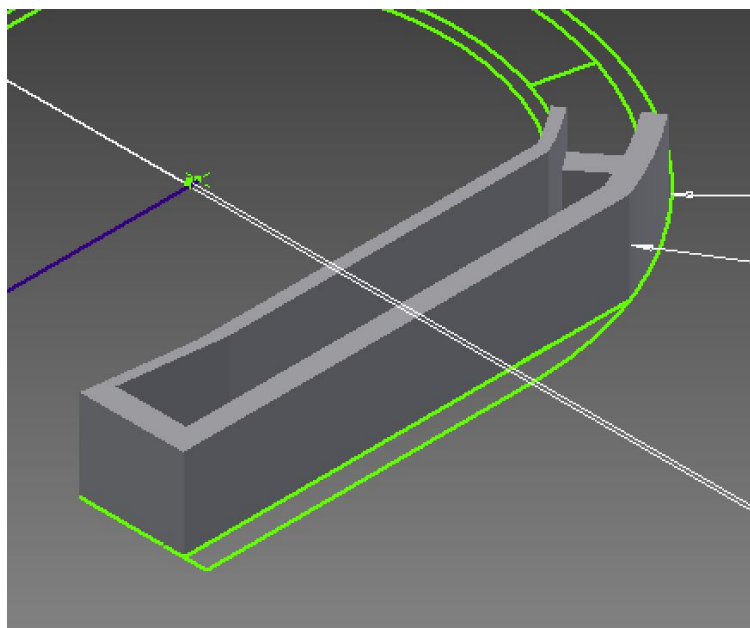


Figura 57. Vista trasera lateral izquierda desde arriba de pieza del lado derecho.

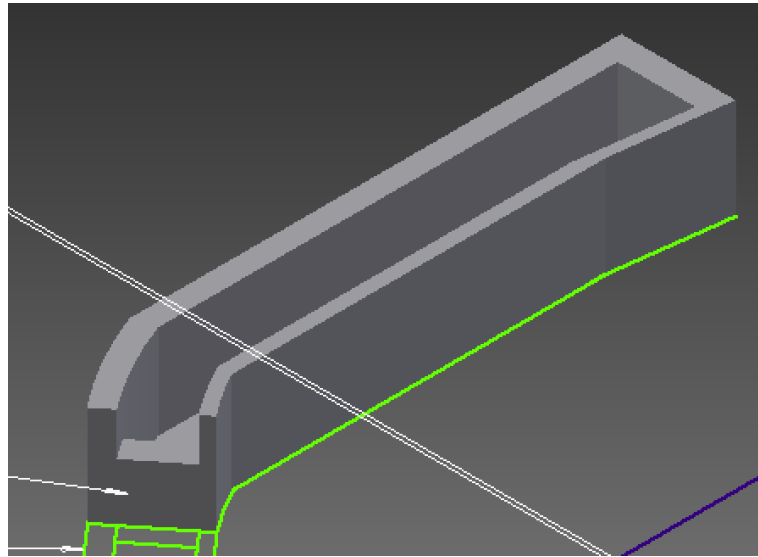


Figura 58. Vista frontal lateral izquierda desde arriba de pieza del lado izquierdo.

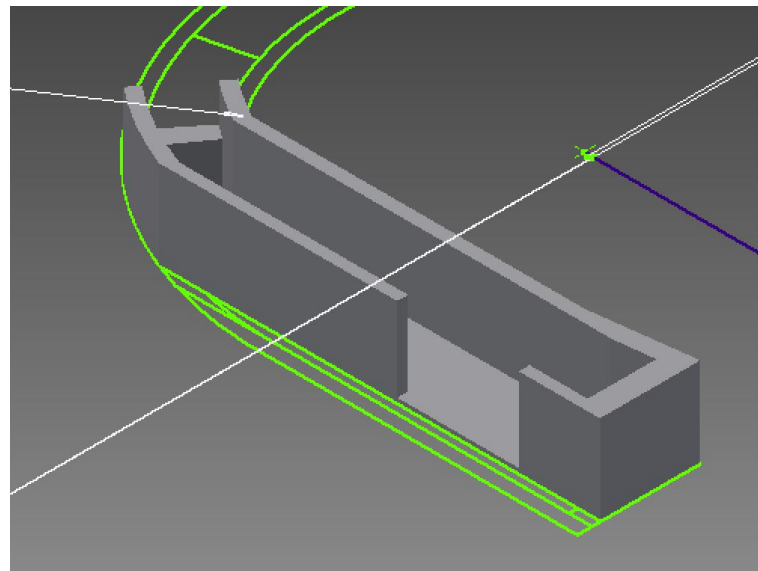
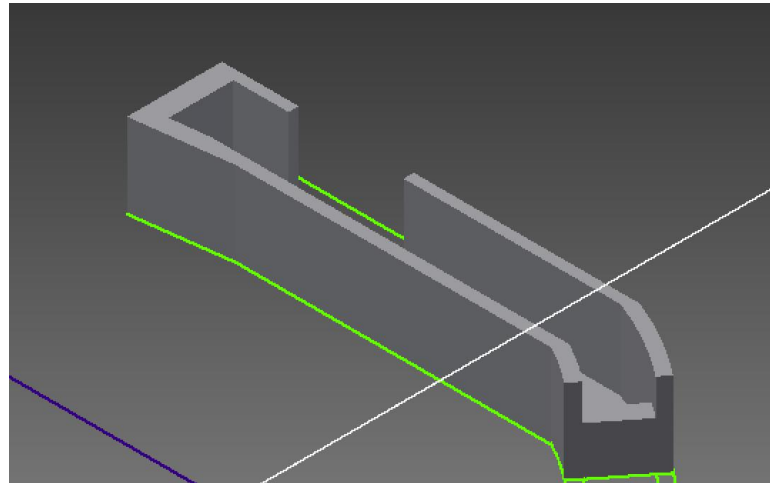


Figura 59. Vista trasera lateral derecha desde arriba de pieza del lado izquierdo.



Para poder colocar los electrodos F3 y F4, se diseñó otra diadema, solo que estaría de forma vertical, con la intención de atravesar la cabeza en la línea donde se encuentran los electrodos deseados, esta diadema partiría de la diadema horizontal. Esta diadema es mucho más simple, ya que su única función es sostener los electrodos, los cuales son bastante pequeños. Para realizar esta pieza se tomó como base el radio interior del Sketch mostrado en la Figura 53, ya que se había notado que esta también se acomodaba de forma correcta a esta parte de la cabeza. Esta pieza se puede observar en la Figura 60. Esta pieza tiene una altura de 1.15 cm.

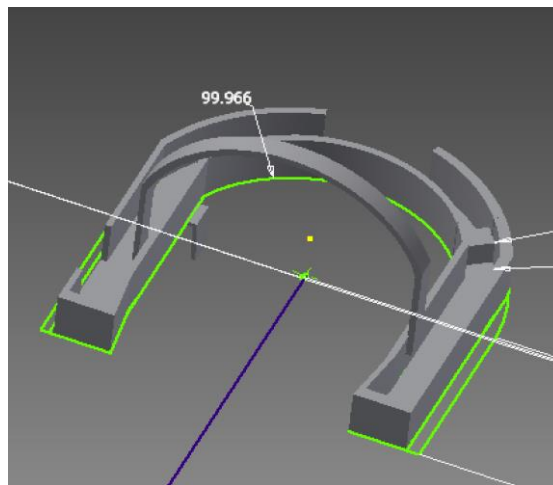
Figura 60. Vista frontal lateral derecha de la diadema para colocar los electrodos F3 y F4.



Por último, se realizó una pieza en forma de escuadra, la cual se colocaría del lado derecho y del lado izquierdo, en la parte inferior de la diadema horizontal. Esta pieza sirve para colocar los electrodos de referencia.

El ensamble de todas las piezas utilizando la opción de inventor para ensamblar piezas, se puede observar en la Figura 61.

Figura 61. Ensamble de piezas de casco.



2. Fabricación del casco. Para fabricar el diseño anterior, se utilizó la impresora 3D, para poder imprimir cada pieza. La ya tener todas las piezas impresas, se unieron utilizando pegamento instantáneo y bicarbonato de sodio, ya que a la pega las piezas de esta forma, queda totalmente solida la unión. Para poder colocar la diadema vertical en su posición correcta se utilizó el casco Emotiv EPOC como referencia para saber en dónde deberían ir los electrodos. Se hizo diferentes pruebas con diferentes personas antes de pegar esta pieza, para asegurar que los electrodos se mantuvieran en el lugar correcto dependiendo la cabeza. En la Figura 62 se puede observar la diadema horizontal completa. En la Figura 63 se puede observar el casco completo, y en la Figura 64 se puede observar el casco colocado sobre una persona.

Figura 62. Diadema horizontal.

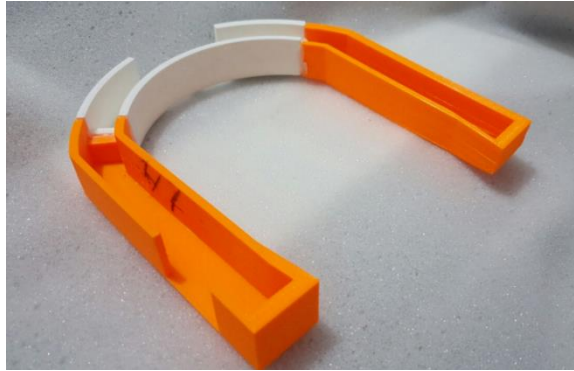


Figura 63. Casco completo.

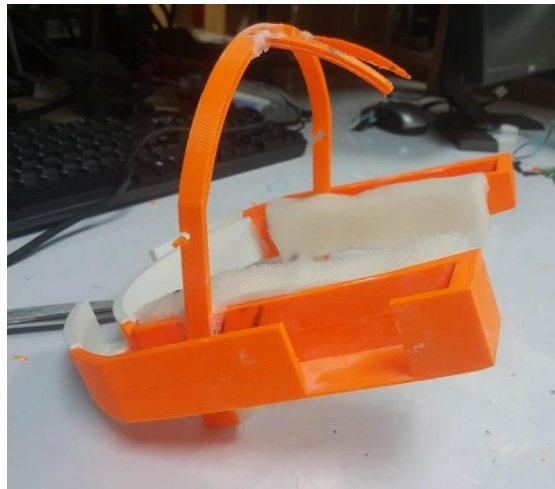


Figura 64. Casco colocado sobre persona.

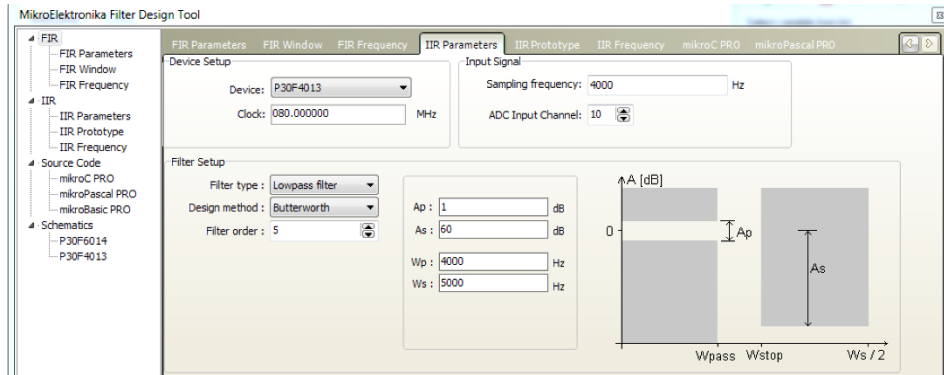


### C. FILTRADO DIGITAL DE SEÑALES

Para diseñar el filtro que se utilizaría, se utilizó la herramienta de diseño de filtros de MikroC para dspic. En esta herramienta se pueden diseñar ya sean filtros FIR o IIR, al final de diseñarlos, esta entrega un código con la implementación de este. Desde un principio se decidió que se implementaría un filtro IIR, para poder obtener un filtro de orden menor. En la Figura 65 se muestra la interfaz de esta herramienta para diseñar un filtro IIR. En la ventana mostrada en la Figura 65, se muestra todos los parámetros que solicita para poder diseñar el filtro. Ya que genera el código del filtro el microcontrolador sobre el cual se implementará, y con qué frecuencia de reloj estará corriendo. También solicita el canal ADC que se utilizara para obtener la señal, la frecuencia de muestreo que se desea utilizar. Para el diseño del filtro, solicita que tipo filtro se desea implementar, pasa baja, pasa alta, pasa banda o rechaza banda. Luego se ingresa a partir de que prototipo analógico se desea generar el filtro digital, solo contiene tres

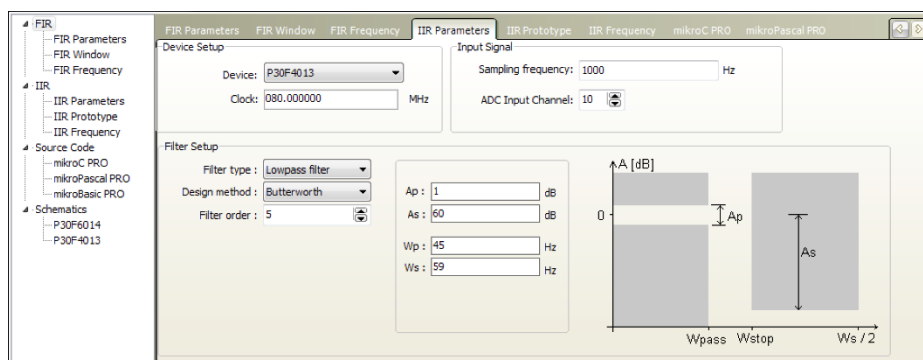
opciones, Butterworth, Chebyshev 1 y Chebyshev 2. Por último, si es un pasa baja o pasa alta solicita ingresar las frecuencias de corte y de paso, y la atenuación que se desea tener en la frecuencia de corte.

Figura 65. Herramienta de MikroC para diseño de filtros IIR.



Para implementar el filtro se utilizó el microcontrolador DSPIC30F4013, a una frecuencia de operación de 80MHz. La señal se obtuvo del canal 10, que es el pin 10 del puerto B. El prototipo escogido fue el Butterworth, ya que este no tiene oscilaciones en su banda de paso. El orden del filtro fue 5, esta decisión se tomó debido a que, si el filtro era de un orden menor, atenuaba cada vez más las frecuencias de interés, y aunque el mayor propósito de este filtro es eliminar de 60Hz, se desea mantener la magnitud de las frecuencias de interés, que están por debajo de los 35Hz. Y aunque un filtro de orden alto pareciese aportar una banda de transición más angosta, un filtro IIR de orden alto tiende a ser inestable. Y la banda de transición se puede mejorar al colocar varios filtros en cascada. La frecuencia de paso que se colocó fue 45Hz, para que no se atenuaran las frecuencias de interés, se coloca más alto, porque para el diseño del filtro esta herramienta se enfoca más en cumplir con la frecuencia de corte que con la de paso, aunque tampoco es que cumpla con la atenuación e 60dB a la frecuencia de corte especificada. Los parámetros que se utilizaron para diseñar el filtro se muestran en la Figura 66.

Figura 66. Parámetros acogidos para filtro IIR a implementar.



En la pestaña “IIR Prototype”, se puede observar la función de transferencia del filtro que implementara, también la función de transferencia del prototipo analógico que se utilizó, en la Figura 67 se puede observar el resultado de esta ventana para el filtro que se implementó. La pestaña “IIR Frequency” muestra la respuesta en frecuencia del filtro que se implementara, en la Figura 68 se puede observar la respuesta en frecuencia del filtro que se implementara. Con el cursor se puede mover a través de este diagrama, y observar cual es la ganancia que se tiene a cierta frecuencia. Al colocarse en la frecuencia de 60 Hz, este filtro la atenúa a un 22% de su magnitud y en 35Hz se encuentra a un 98% de su magnitud. Por último, en la pestaña “MikroC PRO” se encuentra el código que implementa este filtro. Del código que se otorga en esta ventana lo más importante son los coeficientes del filtro y como los implementa. Ya que para implementar los coeficientes del filtro mostrados en la Figura 67, necesita escalarlos, para que todos estén en el rango que puede representar el microcontrolador, ya que por el formato que utiliza el microcontrolador para número de punto flotante, no se puede representar cualquier número. Por lo tanto, el código otorga un vector con los coeficientes ya en la notación de punto flotante del microcontrolador, y el factor de escalamiento que se utilizó para cada conjunto de coeficientes, la forma en que se da estos valores se muestra en la Figura 69. En la Figura 70 se muestra la forma en que se implementa el filtro IIR, utilizando la función de MikroC para filtros IIR, en esta imagen se puede observar cómo es que realiza el escalamiento de los coeficientes. La función que implementa el filtro IIR y los parámetros que recibe, se muestran en la Figura 71. La función “IIR\_Radix”, recibe los coeficientes y su factor de escalamiento, el orden del filtro,

los vectores de salida y entrada, y el tamaño de ellos, esta función devuelve el valor actual de la salida.

Figura 67. Función de transferencia de filtro a implementar.

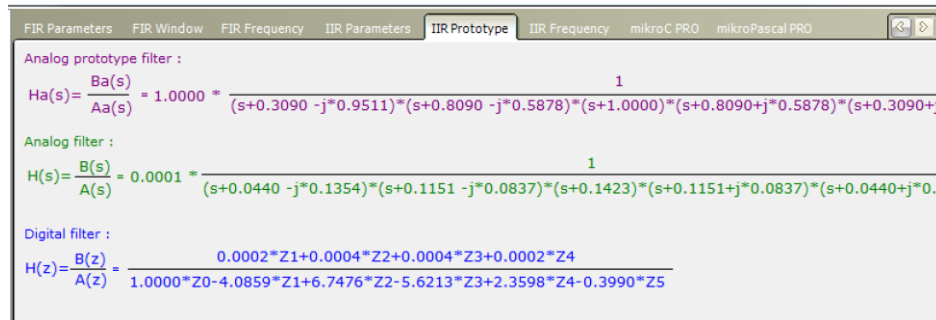


Figura 68. Respuesta en frecuencia de filtro a implementar.

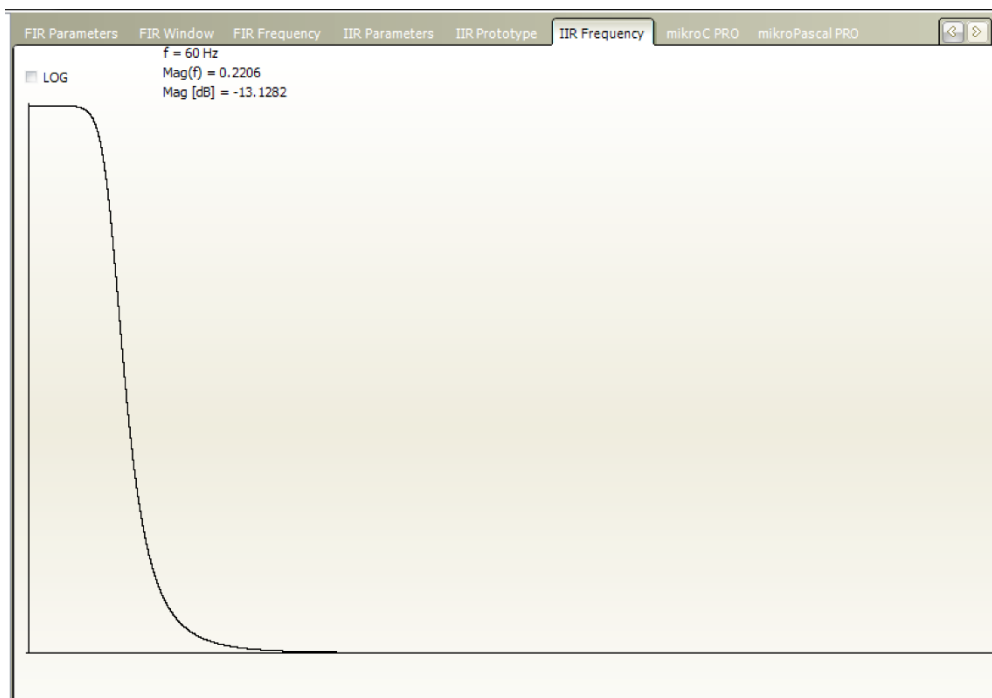


Figura 69. Coeficientes de filtro escalados y su factor de escalamiento.

```

const unsigned int
  COEFF_B[FILTER_ORDER+1] = {0x09AB, 0x3058, 0x60B0, 0x60B0, 0x3058, 0x09AB};
const unsigned int
  COEFF_A[FILTER_ORDER+1] = {0x1000, 0xBEA0, 0x6BF6, 0xA60F, 0x25C2, 0xF99E};

const unsigned int
  SCALE_B      = 11;
const unsigned int
  SCALE_A      = -3;

```

Figura 70. Ecuación de diferencias implementada por la función "IIR\_Radix" de MikroC.

$$y[n] = \frac{1}{2^{Bscale}} * \sum_{k=0}^N (Bcoef[k] * x[n-k]) - \frac{1}{2^{Ascale}} * \sum_{k=1}^M (Acoef[n] * y[n-k])$$

Figura 71. Función que implementa filtro IIR, y sus parámetros de entrada.

```

CurrentValue = IIR_Radix( SCALE_B,
                          SCALE_A,
                          COEFF_B,
                          COEFF_A,
                          FILTER_ORDER+1,
                          input,
                          BUFFER_SIZE,
                          output,
                          inext);

```

Al código generado por MikroC, se le debió remover fragmentos, ya que este código asume que la salida será enviada a un DAC, por medio del protocolo SPI, lo cual es innecesario, ya que el objetivo es enviarlo a la computadora. Por lo tanto, en lugar de esto, se agregó el envío del valor actual a la computadora utilizando el protocolo UART. Para enviar cada dato era necesario hacerlo en dos partes, ya que cada valor generado era un entero en 16bits, y el protocolo serial, solo envía de Byte en Byte. Por lo tanto, primero se envió el Byte que contenía los bits más significativos y luego el Byte con los menos significativos.

Para poder saber el tiempo de ejecución del filtro, se colocó que se encendiera el puerto D antes de filtrar y generar el nuevo valor, y se apaga al ya tener el nuevo valor.

Esto es de utilidad para saber es lo suficientemente rápido para poder realizar la operación en el periodo de muestreo.

Para colocar los filtros en cascada, simplemente el vector de salida de uno es el de entradas del siguiente, ya que los coeficientes son los A y B son los mismos. La ventaja de colocar los filtros en cascada es que se puede generar un filtro de orden mayor, manteniendo la característica de uno de orden pequeño.

Para poder verificar que filtro usar, se implementó el filtro con los coeficientes mostrados en la Figura 69, y a partir de este se realizó otro de orden 25, colocando 3 en cascada y un de 25, colocando 5 en cascada. El rendimiento de estos filtros fue probado con 3 señales diferentes, la primera fue una señal que sumaba una señal de 60Hz de 1 Voltio de amplitud y una señal de 22Hz de 500 miliVoltios, esta se puede observar en la Figura 72. La segunda señal fue era la suma de una de 60 Hz de 1 Voltio de amplitud y una de señal de 22 Hz de 100 miliVoltios de amplitud, esta se puede observar en la Figura 73. La última señal de prueba era la suma de una señal de 60Hz de 1 Voltio de amplitud y una señal de 22 Hz de 1 Voltio de amplitud, esta se puede observar en la Figura 74. Todas las señales estaban centradas en 2.71 Voltios.

Figura 72. Señal de 60 Hz de 1 Voltio de amplitud sumada a señal de 22 Hz de 0.5 Voltios de amplitud.



TDS 2022C - 07:28:44 p.m. 11/10/2016

Figura 73. Señal de 60 Hz de 1 Voltio de amplitud sumada a señal de 22 Hz de 0.1 Voltios de amplitud.

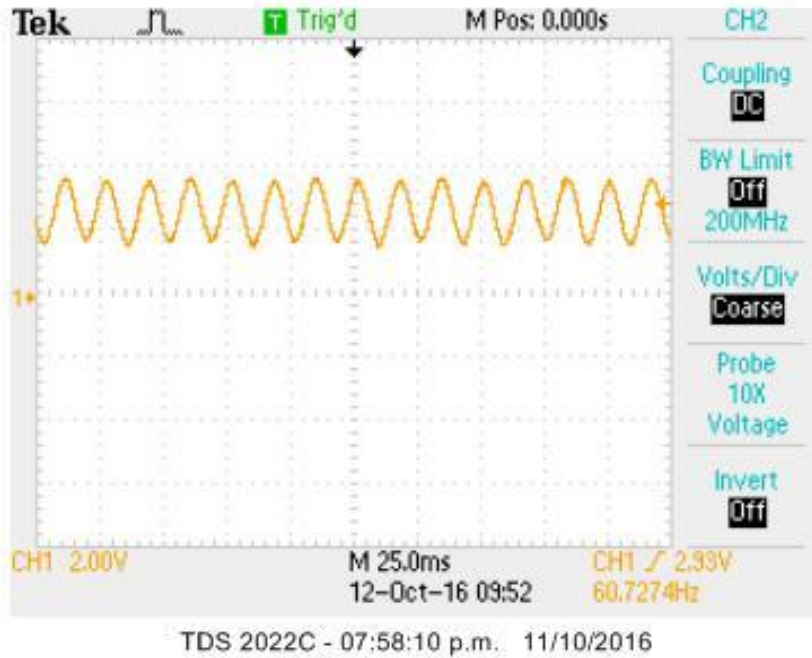
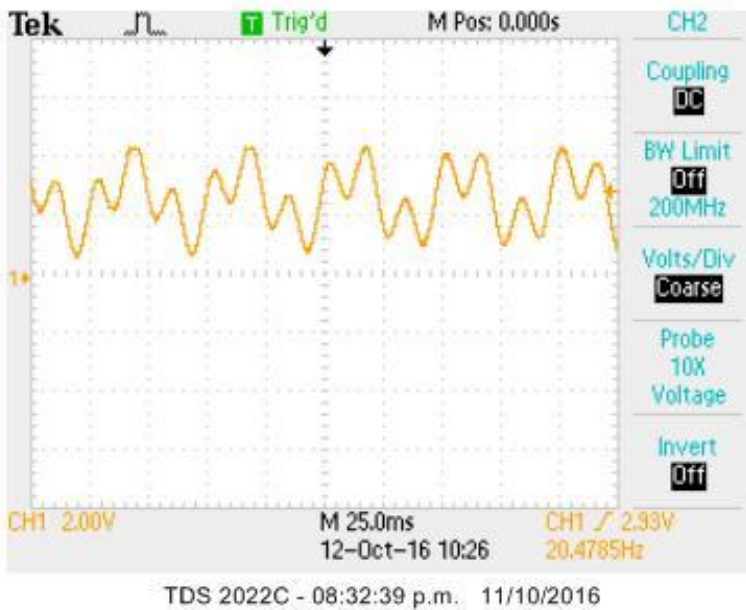


Figura 74. Señal de 60 Hz de 1 Voltio de amplitud sumada a señal de 22 Hz de 1 Voltio de amplitud.



Los tres filtros propuestos fueron probados con cada una de las señales mostradas en las figuras 72 a 74. En la Figura 75 a 77, se puede observar la respuesta de los tres filtros a la señal mostrada en la Figura 72. En las Figuras 78 a 80, se puede observar la respuesta de los tres filtros a la señal mostrada en la Figura 73.

Figura 75. Respuesta del filtro de orden 5 a la señal de prueba 1.

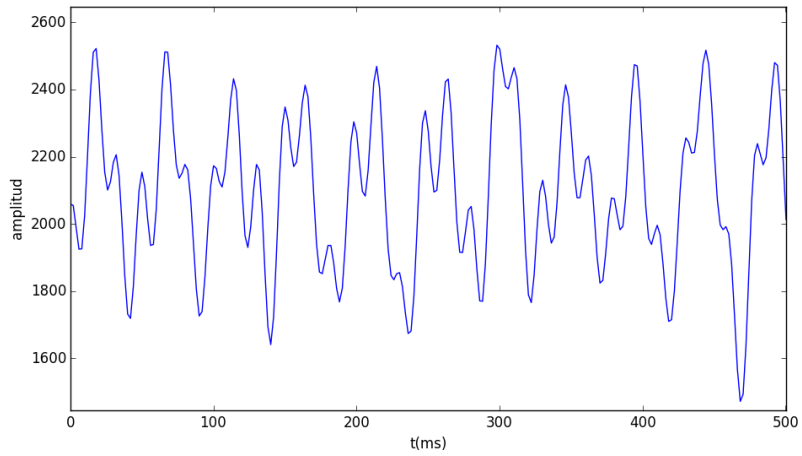


Figura 76. Respuesta del filtro de orden 15 a la señal de prueba 1.

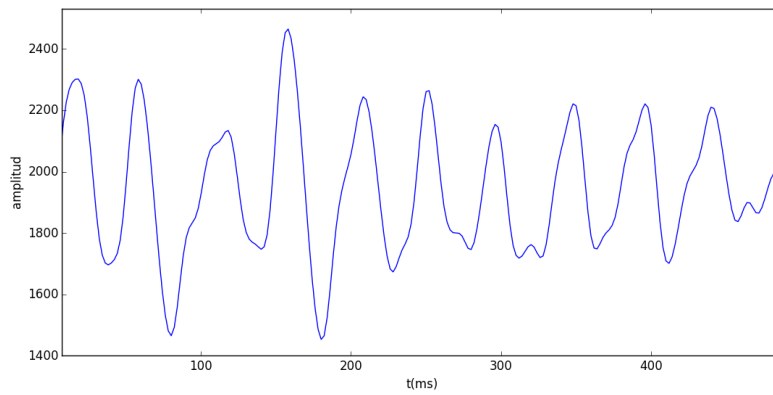
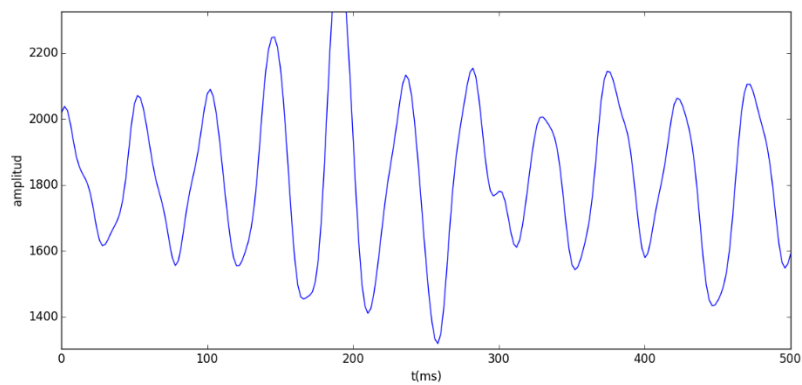


Figura 77. Respuesta del filtro de orden 25 a la señal de prueba 1.



En las figuras 78 a 80, se puede observar la respuesta de los tres filtros a la señal mostrada en la Figura 73.

Figura 78. Respuesta del filtro de orden 5 a la señal de prueba 2.

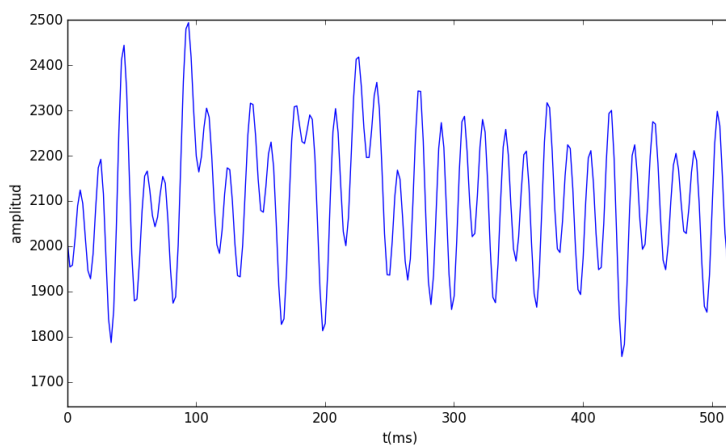


Figura 79. Respuesta del filtro de orden 15 a la señal de prueba 2.

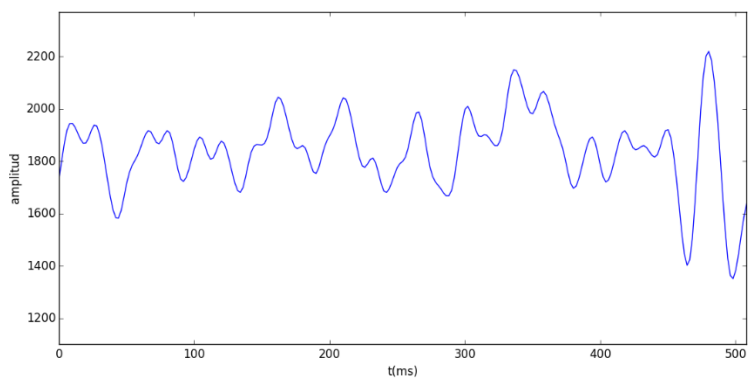
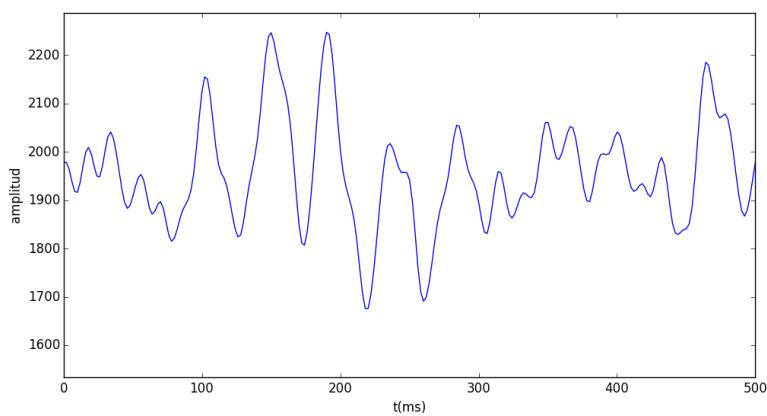


Figura 80. Respuesta del filtro de orden 25 a la señal de prueba 2.



En las figuras 81 a 83, se puede observar la respuesta de los tres filtros a la señal mostrada en la Figura 75.

Figura 81. Respuesta del filtro de orden 5 a la señal de prueba 3.

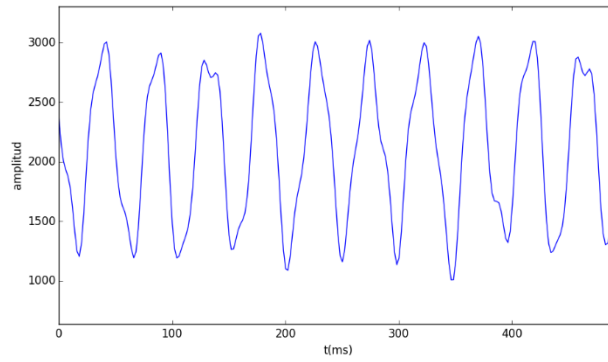


Figura 82. Respuesta del filtro de orden 15 a la señal de prueba 3.

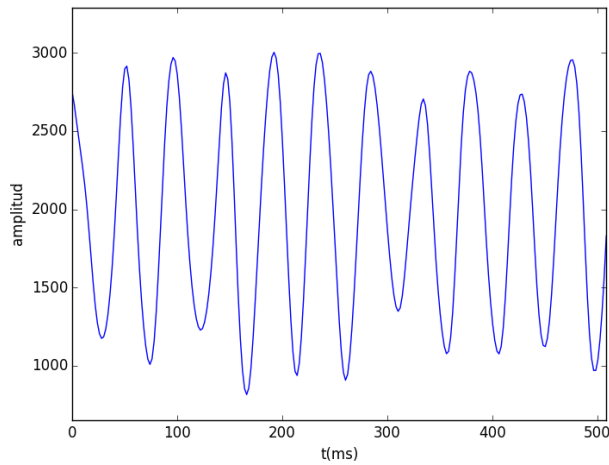
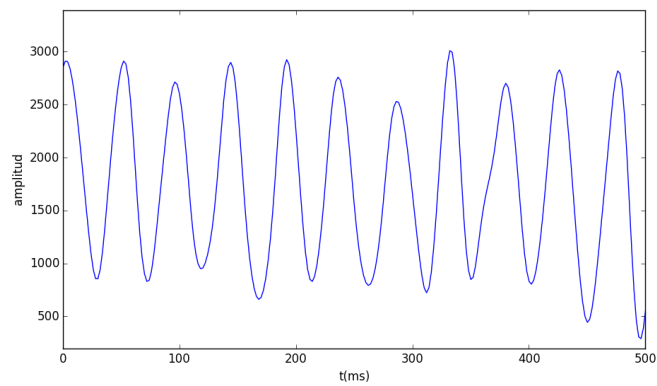


Figura 83. Respuesta del filtro de orden 25 a la señal de prueba 3.

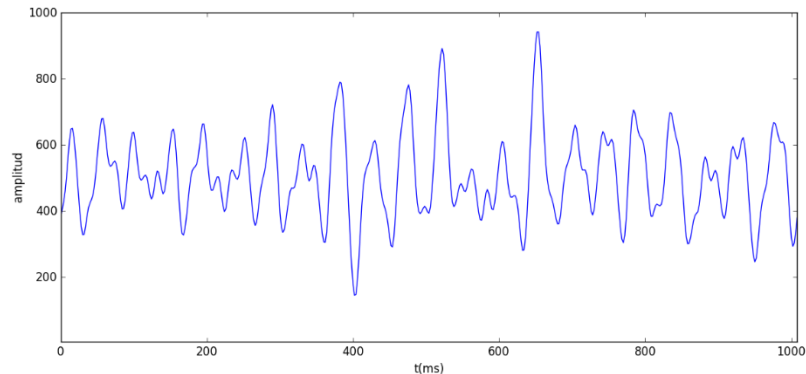


El tiempo del filtro de orden 5 es de 6.8 microsegundos, el del filtro de orden 15 es de 18 microsegundos y el del filtro de orden 25 es de 27 microsegundos. El tiempo de

ejecución se obtuvo midiendo el ancho del pulso que se daba en el puerto D cada vez que se obtenía una nueva salida.

El filtro escogido fue el de orden 25, con este se recopiló la señal EEG proveniente de la etapa de amplificación, en la Figura 84 se muestra un fragmento de la recopilación que se realizó de la señal EEG.

Figura 84. Señal EEG proveniente de electrodo F4, digitalizada y filtrada.



Para probar la eficacia del filtro rechaza banda, se utilizó la señal mostrada en la Figura 85, en esta señal se tiene la suma de una señal de 22 Hz y una de 60 Hz, siendo la de 60 Hz la de mayor amplitud, por lo cual es la que más predomina. Al filtro rechaza banda también se le aplicó decimación con un factor de 4, así la frecuencia de muestreo con la cual se diseñó fue de 250 Hz, la frecuencia que pretende eliminar es la 60 Hz, la función de transferencia se muestra en la Figura 86, esta fue diseñada utilizando también la herramienta filtros de mikroC, su resultado fue comprobado utilizando matlab, para poder ver que el resultado en frecuencia es el esperado, y también ver el retardo de grupo. En la Figura 87 se puede observar el diagrama de bode de la respuesta del filtro, y se puede observar que en su totalidad atenúa la frecuencia de 60 Hz. El retardo de grupo se puede observar en la Figura 88, donde se puede observar que el mayor retardo se tiene a los costados de 60Hz, y es de aproximadamente 13 muestras.

Figura 85. Señal de prueba para filtro rechaza banda.

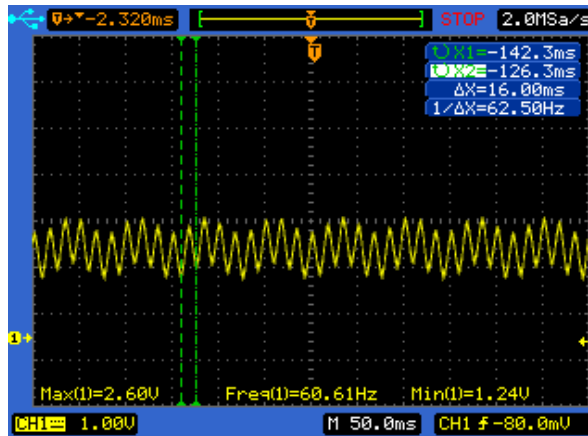


Figura 86. Ecuación de diferencia de Filtro rechaza banda.

$$\frac{0.8371 z^4 - 0.2119 z^3 + 1.688 z^2 - 0.2119 z + 0.8371}{z^4 - 0.2308 z^3 + 1.661 z^2 - 0.193 z + 0.7009}$$

Figura 87. Diagrama de bode de filtro rechaza banda.

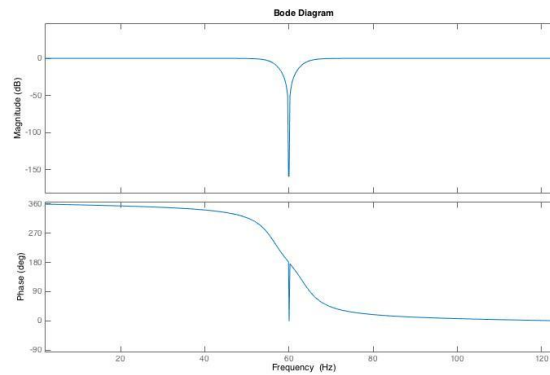
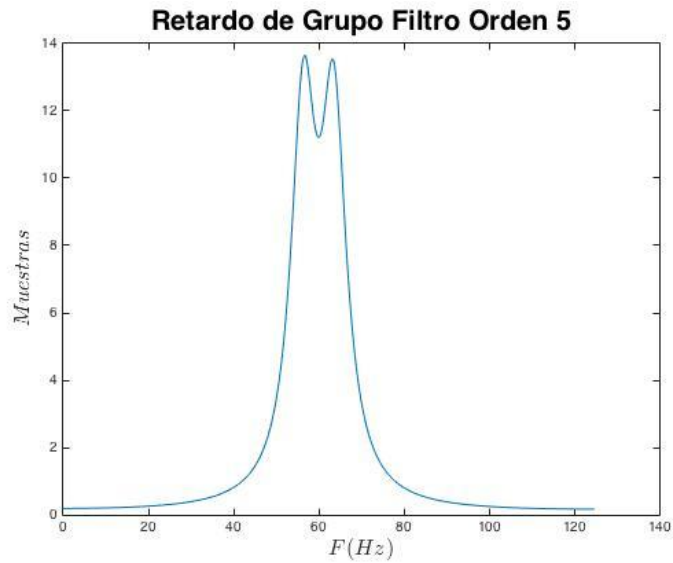
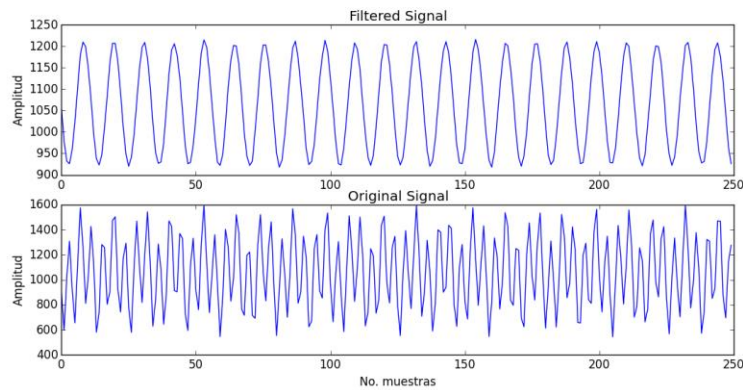


Figura 88. Retardo de grupo de filtro rechaza banda.



El resultado del filtro se puede observar en la Figura 89, se puede notar la señal que se está muestreando, y el resultado de esta misma señal después de filtrarla.

Figura 89. Resultado con señal de prueba de filtro rechaza banda



El filtro ya aplicado a una señal real se muestra en la Figura 90, en esta figura se muestra una señal electroencefalográfica amplificada, y amplificada y filtrada. En la Figura 91 se muestra el espectro en frecuencias de esta señal.

Figura 90. Resultado final EEG amplificada y filtrada.

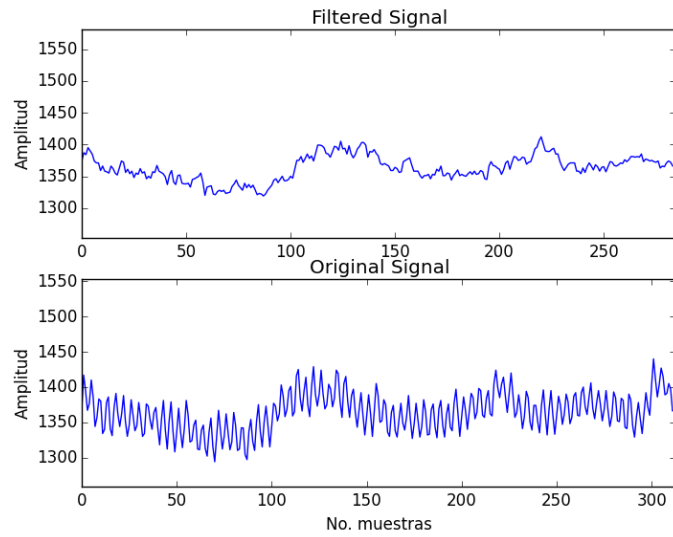
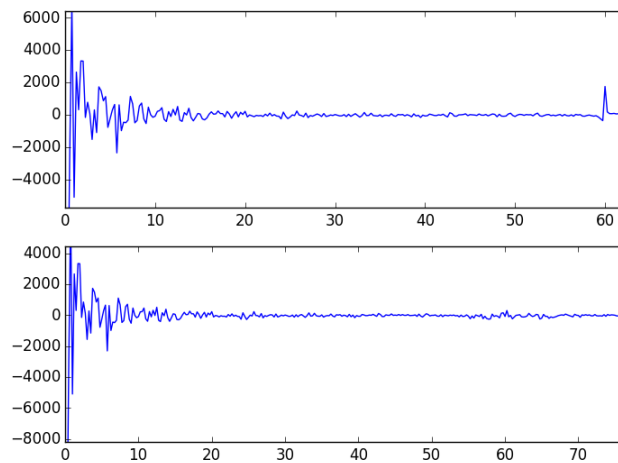


Figura 91. FFT señal original contra FFT señal filtrada.



## VII. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en la sección de amplificación y acondicionamiento de la señal tienen una gran relación con los realizados en la siguiente sección, ya que como se mencionó, la calidad de la señal está altamente relacionada con la calidad de contacto de los electrodos, ya que el no colocar de la forma más óptima los electrodos, genera que entre el electrodo de referencia y el activo, no haya el mismo ruido común, y es por eso que aunque el amplificador instrumental debería solo amplificar la señal de interés, termina amplificando la señal de ruido, y es lo que termina limitando la cantidad de ganancia que se obtiene con este circuito, ya que si el ruido común que no se elimina tiene una magnitud mayor a la de la señal de interés, al amplificarlo, se puede saturar los amplificadores operacionales, tal como se mencionó. Es por esto por lo que al momento de colocar el casco en la persona que lo utilizará se debe verificar que los electrodos activos y de referencia estén teniendo buen contacto, y se debe humectar con solución salina a la esponja que recubre al electrodo, para mejorar la conducción eléctrica del medio. Esta mejora de la conductividad también ayuda a disminuir la componente DC con la que viene la señal, ya que esta depende bastante de la forma en que hace contacto el electrodo con la cabeza, a esta componente DC se le denomina tensión galvánica, la cual es importante disminuir lo más posible, ya que esto ayuda a prevenir que el amplificador operación se sature por esta componente.

Otro punto bastante importante para la obtención de una buena señal es siempre mantener la referencia a tierra de todas las fuentes de voltaje conectada, en este caso el cuerpo es una fuente de voltaje, el cual necesita estar unido a la tierra del circuito, para que todas las señales tengan la misma referencia eléctrica.

Para la etapa del filtro antialias, se obtuvo un resultado bastante bueno, ya que como se puede observar en la Figura 39, en este filtro se comienza a atenuar la frecuencia de 60Hz, pues esta se atenúa en un 33% de la amplitud con la que entra. Otro factor importante que se puede observar en la Figura 39, es que en la banda de paso se

encuentra una elevación, que amplifica las frecuencias de interés. Este comportamiento se obtuvo al buscar tener una factora Q mayor, ya que este los cambios que realiza en la respuesta frecuencial del filtro, es que disminuye la longitud de la banda de transición, a cambio de introducir una elevación antes de llegar a la frecuencia de corte. Esta elevación en la banda de paso muchas veces no es deseada, ya que introduce una distorsión en magnitud a las señales en la banda de paso. Pero en este caso se aprovechó este comportamiento totalmente, ya que esta elevación en la parte final de la banda de paso amplifica las frecuencias que tienen una menor magnitud, que son las ondas Beta, y como la elevación se da en la mayoría de la banda de paso, excepto en las frecuencias más pequeñas, que son las que tienen mayor magnitud. Aunque se tuvo el suficiente cuidado, para escoger este factor, ya que se podría pensar que elevar muchísimo más este factor seria lo mejor, pero este tipo de filtros utilizados no son aptos para tener un factor de calidad muy alto, ya que con un factor Q muy alto introducen oscilaciones en la banda de paso, pero ya son bastante considerables, lo cual, si introduciría distorsión en la señal de interés, y podría afectar las aplicaciones en las que se use.

Al observar las figuras 47 y 50, se puede observar cual fue el rendimiento real del circuito con las señales EEG. Al observar la Figura 50, se puede notar que la señal resultante después de todas las etapas es bastante buena, ya que el ruido que contiene es pequeño comparado con la magnitud de la señal de interés. Esto se pudo lograr al colocar los electrodos de una forma correcta, y agregarles solución salina, para que hicieran un mejor contacto eléctrico. Se puede saber que fue esto lo que ayudo, porque al colocar de forma correcta los electrodos, en la primera etapa, la del amplificador instrumental, el ruido común de 60Hz fue eliminado en gran medida, de otro modo en la salida de esta etapa, se hubiera tenido una señal con amplitud mayor y con una predominancia de la frecuencia de 60Hz. Esto fue un punto crítico para poder llegar al resultado mostrado en la Figura 50. En la Figura 51 se puede observar cuales son las frecuencias que componen a la señal amplificada final, en donde se puede notar que las que tienen mayor amplitud están por debajo de los 37Hz, esto se sabe porque la escala en frecuencia es de 12.5Hz, lo cual significa que cada cuadrado contiene 12.5Hz.

El casco final mostrado en la Figura 63, coloca los electrodos en el lugar donde se espera, aunque si es adaptable a diferentes cabezas, si introduce cierto error en la posición de los electrodos según la variación que haya entre los tamaños de cabeza. Ya que como se mencionó estos siguen el sistema de posicionamiento 10-10, el cual establece que los electrodos se colocan a una distancia normalizada por las dimensiones de la cabeza donde se colocan. Al dejarlos fijos, no se está siguiendo con exactitud esto, ya que, para colocarlos en el lugar correcto, las cabezas deben ser del mismo tamaño. Aunque este error para este caso sería notorio, si se compara la cabeza de un adulto con la de un niño, pero para diferentes adultos, el error introducido será mínimo, y el error introducido no será de gran impacto en la aplicación, ya que lo que se busca es obtener las señales electroencefalográficas generadas en la parte central del área frontal y prefrontal, y los electrodos siempre se mantienen en estas posiciones.

En el primer escenario de las señales de prueba para los filtros, la señal que se desea sea eliminada, tiene el doble de magnitud que la señal de interés, en este caso como se puede observar en la Figura 75, el rendimiento del filtro de orden 5 no es de gran calidad, ya que la señal después de ser filtrada aún tiene gran cantidad de ruido. El resultado del filtro de orden 15 mostrado en la Figura 76, tiene un mejor rendimiento, ya que la señal se puede notar más integra, más hay puntos donde se nota cierta distorsión. El resultado del filtro de orden 25 mostrado en la figura 77, que comparado con el filtro de orden 15, se tienen menos distorsiones. Por lo tanto, para la primera señal la diferencia entre un filtro de orden 25 y el de orden 5 es grande, aunque entre el de orden 25 y 15 no es mucha, pero si se obtiene una mejor señal con el filtro de orden 25.

Para el segundo escenario, se tiene el peor de los casos probados, ya que en este caso el tamaño de la señal que se desea eliminar es 10 veces mayor a la señal de interés. Para este caso el rendimiento del filtro de orden 5 mostrado en la Figura 78, fue bastante malo, ya que como se puede ver la señal de 60 Hz es la más notoria en la señal recuperada, lo cual significa que esta fue atenuada muy poco, por lo tanto, acá la relación entre la señal y el ruido está muy baja, ya que predomina el ruido. Para los filtros de

orden 15 y 25, como se puede observar en las figuras 79 y 80, no es tan bueno, ya que la señal recopilada si tiene bastantes perturbaciones, pero la señal de interés es la que predomina. Aunque la señal aun con el filtro de orden 25 no fue obtenida con la mejor calidad, ya que el ruido restante si atribuye bastantes perturbaciones, el resultado no se puede tomar como malo, ya que la señal de entrada tiene una señal de ruido que es 10 veces mayor a la señal de interés, lo cual es una relación señal-ruido bastante pequeña, y la señal resultante termino al menos con una relación señal ruido mayor a 1, indica que el filtro si tuvo gran impacto en la señal de entrada.

Para el último escenario, se tiene el mejor de los casos probados, ya que en este caso la señal de ruido tiene la misma magnitud que la señal de interés. La respuesta del filtro de orden 5 para esta señal se muestra en la Figura 81, la cual se puede observar que, aunque no es perfecta la señal, las perturbaciones que tienen la señal filtrada son mínimas. En la respuesta del filtro de orden 15 mostrada en la Figura 82, se puede observar que la señal pareciera no tener ruido alguno, solo algunas elevaciones del voltaje en ciertos puntos. Para la respuesta del filtro de orden 25 mostrada en la Figura 83, se puede notar que al igual que la respuesta del filtro de orden 15, la señal pareciera no tener ruido, aunque en esta respuesta, la señal se mantiene con una amplitud más constante.

No se probó con filtros de orden mayor a 25, porque se notó que la diferencia en los resultados del filtro de orden 15 y 25 no son tan notorios, lo cual indica que aunque se suba más el orden del filtro, los resultado no tendrán una gran mejora, y el subirlo no solo involucra el tiempo de procesamiento, sino también los recursos del microcontrolador consumidos por cada filtro, como lo es la memoria, y tomando en cuenta que no es solo 1 filtro el que se debe implementar, y que se debe dejar abierta la puerta a la implementación de más canales, es mejor mantener un buen margen de los limites. También hay que tomar en cuenta, que entre mayor es el orden del filtro mayor es el desfase que le agrega a la señal, y ya que no hay una gran motivación por obtener mejores resultados, no valdría la pena agregar más fase a las señales.

Al observar el resultado de los filtros pasabaja diseñados mostrados en las imágenes 81 a 89, se pudo observar que aunque si funcionaban, necesitaban ser de un orden muy alto para lograr el resultado esperado, y esto incurre en un gran retardo de grupo, por lo tanto no sería recomendable usarlo, al aplicar decimación ya no es tan alto el orden del filtro necesario, pero sigue incurriendo en un gran atraso en la fase, al observar que el ruido que constituye principalmente a la señal es de 60 Hz, se diseñó un filtro rechaza banda, que tiende a tener un orden menor y atenúa en mayor cantidad la frecuencia deseada, sin agregar un retardo de grupo alto. El filtro que se diseñó como se muestra en la Figura 92 es de orden 4, para eliminar la frecuencia de 60 Hz, como se puede observar en las figuras 93 y 94, el rendimiento del filtro es idóneo. Al realizar la prueba a una señal real, se puede observar que efectivamente funciona como se espera, esto se muestra en la Figura 95, al aplicar el filtro a una señal de prueba realiza la tarea como se espera. Al probarlo con la señal real también se obtuvo un resultado correcto, por lo tanto, el filtro que se utilizó para los 4 canales fue este. Un punto importante para este resultado fue aplicar decimación, ya que esto permite mantener una buena relación señal-ruido y no tener que diseñar filtros de orden muy bajo para cumplir con requerimientos muy específicos comparado con la frecuencia de muestreo, ya que si no se utilizase decimación se hubiese tenido que utilizar un orden de filtro mayor.

## VIII. CONCLUSIONES

1. Se amplificó y se acondicionó las señales electroencefalográficas provenientes de un electrodo, para poder ser detectadas en el rango del microcontrolador DSPIC30F4013.

2. Se fabricó un casco adaptable a diferentes personas, en donde van montados los electrodos para colocarlos en las posiciones F3, F4, AF3 y AF4. Este casco también almacena todos los circuitos de amplificación y el microcontrolador.

3. Se muestreó y filtró señales provenientes de 4 electrodos, a una frecuencia de muestreo de 1KHz, aplicando decimación para tener una frecuencia de muestreo final de 250 Hz.

4. Utilizando el microcontrolador DSPIC30F4013 se implementó un filtro digital IIR rechaza bande de orden 4, con frecuencia central de 60 Hz.

5. Se removió el ruido que acompañaba a las señales electroencefalográficas, principalmente el ruido a 60Hz.

6. Se envió las señales electroencefalográficas filtradas por medio del protocolo serial a la computadora a un Baudrate de 425,000.

## IX. RECOMENDACIONES

1. Para poder obtener una señal electroencefalográfica de buena calidad, se recomienda humectar bien las esponjas que recubren los electrodos.
2. Para colocar los electrodos en la posición correcta, se recomienda siempre tomar como referencia los electrodos que van en la parte trasera de la oreja, y tener la parte de atrás del casco pegada a la cabeza.
3. Para trabajar con señales electroencefalográficas se recomienda trabajar los circuitos en un pcb, ya que este aporta menos ruido a la señal.
4. Se recomienda que, aunque se vaya a realizar filtrado digital, aprovechar las características de los filtros analógicos que se utilicen.
5. Para realizar filtrado digital se recomienda utilizar un microcontrolador para procesamiento de señales, por la capacidad y recursos de operación que tienen.

## X. BIBLIOGRAFÍA

Barea, R. (2002). *Instrumentacion Biomedica: Electroencefalografia*. España: Universidad de alcala.

BrainWave Laboratories. (s.f.). *Las ondas cerebrales*. Recuperado el 19 de Septiembre de 2016, de BrainWave: <https://brainwavelaboratories.com/las-ondas-cerebrales-vision-general/>

Drake, J. M. (2005). *Instrumentacion electrónica de comunicaciones* . España: Universidad de Cantabria.

EEGinfo. (s.f.). *EEG electrodos y votaje galvánico*. Recuperado el 18 de Septiembre de 2016, de eeginfo: <http://www.eeginfo-neurofeedback.es/neurofeedback/support/informacion-tecnica-faq/eeg-electrodos-y-voltaje-galvanico.html>

Eveliux. (s.f.). *Conversión Anlógico-Digital*. Recuperado el 2 de Octubre de 2016, de eveliux: <http://www.eveliux.com/mx/Conversion-Analogico-Digital-ADC.html>

González, V. (2015). *Muestreo de señales*. Recuperado el 2 de Octubre de 2016, de UAL: <http://www.ual.es/~vruiz/Docencia/Apuntes/Signals/Sampling/index.html>

Instituto nacional del cáncer. (s.f.). *Diccionario del cáncer:Electrodo*. Recuperado el 18 de Septiembre de 2016, de Diccionario del cáncer: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionario?cdrid=454755>

Jurcak, V., & Tsuzuki, D. (2005). *10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning system*. Japon: Sensory and Cognitive Food science Laboratory.

Jurican, J. (s.f.). *Filtros Activos, Conceptos Basicos y Diseño*. . Recuperado el 30 de Septiembre de 2016, de Quidel: [http://quidel.inele.ufro.cl/~jhuirican/PDF\\_CTOSII/ieeefact.pdf](http://quidel.inele.ufro.cl/~jhuirican/PDF_CTOSII/ieeefact.pdf)

Klem, G., & Elger, H. L. (1999). *The ten-twenty electrode system of the international Federation*. Estados Unidos: Elsevier Science.

Kotsos, T. (19 de septiembre de 2016). *Las ondas cerebrales y los estados de la mente*. Obtenido de BibliotecaPleyades: [http://www.bibliotecapleyades.net/ciencia/ciencia\\_brain69.htm](http://www.bibliotecapleyades.net/ciencia/ciencia_brain69.htm)

Mendoza, R. (2004). *JAVAFilters: Calculo y diseño de filtros analogicos y digitales*. Mexico: UDLAP.

Microchip. (2004). *dsPIC30F3014, dsPIC30F4013 Data Sheet*. Recuperado el 4 de Octubre de 2016, de Microchip: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/70138c.pdf>

Milvojevic, Z. (2009). *Digital Filter Design*. Mikroelektronika.

Morillo, L. (s.f.). *Análisis visual del electroencefalograma*. Recuperado el 19 de Septiembre de 2016, de acnweb: <http://www.acnweb.org/guia/g7cap17.pdf>

National Instrument. (s.f.). *Aliasing*. Recuperado el 2 de Octubre de 2016, de Analysisconcepts: <http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370051M-01/cvi/libref/analysisconcepts/aliasing/>

NeuroSkills. (2013). *Lobulos Parietales*. Recuperado el 17 de Septiembre de 2016, de neuroskills: <http://www.neuroskills.com/espanol/lobulos-parietales.php>

Oostenveld, R. (2002). *High-density EEG electrode placement*. Recuperado el 28 de Septiembre de 2016, de Electrode: <http://robertoostenveld.nl/electrode/>

Ruiz, G. (2001). Tema 8: El amplificador Operacional. En G. Ruiz, *Electronica basica para ingenieros* (págs. 139-156). España: Universidad de Cantabria.

Silva, L. (2008). *Respuesta en frecuencia*. Venezuela: USM.

Suárez, L. (2005). Visor de señales bioédicas para el fisiógrafo mk-iii-p de narcoscience biosystem division. En L. Suárez, *Principios de procesamiento de señales* (págs. 55-76). Colombia: Universidad Pontificia Bolivariana.

Tecnología . (s.f.). *Impresora 3D*. Recuperado el 5 de Octubre de 2016, de areatec: <http://www.areatecnologia.com/informatica/impresoras-3d.html>

Texas Instruments. (2013). *TL082 Wide Bandwidth Dual JFET input Operational Amplifier*. Recuperado el 4 de Octubre de 2016, de TI: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl082-n.pdf>

Trans Cranial Technologies . (2012). *10/20 System Positioning Manual*. China: Wachei.

Universidad del pais Vasco. (2005). *Amplificador Operacional*. Recuperado el 3 de Octubre de 2016, de SC: [http://www.sc.ehu.es/acwamurc/Transparencias/\(2\)OPAMP.pdf](http://www.sc.ehu.es/acwamurc/Transparencias/(2)OPAMP.pdf)

Universidad del país Vasco. (30 de Septiembre de 2016). *Filtros activos*. Obtenido de Ftp: [ftp://ftp.ehu.es/cidira/dptos/depjt/Instrumentacion/BK-ANGEL/02\\_Filtros\\_Activos/Filtros.PDF](ftp://ftp.ehu.es/cidira/dptos/depjt/Instrumentacion/BK-ANGEL/02_Filtros_Activos/Filtros.PDF)

Universidad de Navarra. (s.f.). *Muestreo y Cuantización*. Recuperado el 2 de Octubre de 2016, de TECNU: <http://www4.tecnun.es/asignaturas/tratamiento%20digital/tema5.pdf>

University of Utah. (s.f.). *Anatomía del encefalo*. Recuperado el 9 de Septiembre de 2016, de HealthCare: <http://healthcare.utah.edu/healthlibrary/related/doc.php?type=85&id=P03866>