

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



Diseño e implementación de un método de multiplexado para el desarrollo de cascos de Electroencefalografía de 256 puntos

Trabajo de graduación presentado por José Daniel García Girón para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,

2019

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



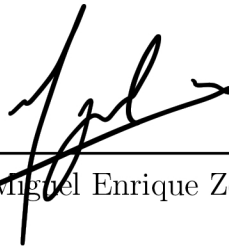
Diseño e implementación de un método de multiplexado para el desarrollo de cascos de Electroencefalografía de 256 puntos

Trabajo de graduación presentado por José Daniel García Girón para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Mecatrónica

Guatemala,


2019

Vo.Bo.:

(f) 
MSc. Miguel Enrique Zea Arenales

Tribunal Examinador:

(f) 
MSc. Miguel Enrique Zea Arenales

(f) 
Dr. Luis Alberto Rivera Estrada

(f) 
MSc. Carlos Alberto Esquit Hernández

Fecha de aprobación: Guatemala, 6 de diciembre de 2019.

En Guatemala, agradezco al centro nacional de epilepsia y neurocirugía funcional HUMANA por la oportunidad de realizar este trabajo en colaboración para su implementación funcional y social en el territorio nacional.

Quiero agradecer a la Universidad del Valle de Guatemala a través de los años por el apoyo incondicional tanto académico como económico.

Prefacio	V
Lista de figuras	XII
Lista de cuadros	XIII
Resumen	XV
Abstract	XVII
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
2.1. Información obtenida de proyectos de la Universidad del Valle de Guatemala .	3
2.1.1. Megaproyecto ANIMA, Métodos no convencionales de interfaz en el control de Robots a través de la electroencefalografía y la electrocu- lografía	3
2.1.2. Megaproyecto PROPECTUS, Control no convencional e implemen- tación de una silla de ruedas eléctrica diseñada para subir gradas, controlada a través de electromiografía y apoyada mediante visión por computadora	4
2.1.3. Megaproyecto INNOVA, Control no convencional e implementación de un prototipo de silla de ruedas eléctrica a través de la electroence- falografía	4
2.2. Información obtenida de fuentes externas	4
2.2.1. BCI using EEG:	4
2.2.2. Open BCI:	4
2.2.3. Low-cost circuit design of EEG Signal Acquisition for the Brain-computer Interface System:	5
3. Justificación	7

4. Objetivos	9
4.1. Objetivo general	9
4.2. Objetivos específicos	9
5. Alcance	11
6. Marco teórico	13
6.1. Electroencefalografía	13
6.2. Ondas cerebrales	14
6.3. Frecuencias principales de la electroencefalografía humana	14
6.3.1. Delta	14
6.3.2. Theta	14
6.3.3. Alpha	14
6.3.4. Beta	15
6.4. Tipos de electrodos y sus características físicas.	16
6.4.1. Electrodos copa de oro/plata	16
6.4.2. Electrodos EMG/ECG	16
6.4.3. Electrodos secos 3D	17
6.5. Sistema internacional de posicionamiento de electrodos.	18
6.5.1. Sistema 10/20	18
6.6. Amplificadores operacionales.	20
6.6.1. Configuraciones elementales de los amplificadores operacionales	21
6.6.2. Amplificadores operacionales de instrumentación	22
6.7. Multiplexores	23
6.7.1. Multiplexor CD4051	24
6.8. Microcontroladores	24
6.8.1. PIC32MX250F128B	25
6.9. MPLab X	25
6.9.1. MPLAB Code Configurator	26
7. Adquisición y acondicionamiento de señales EEG	29
7.1. Análisis de circuito analógico estándar	29
7.1.1. Descripción de módulos del circuito	30
7.2. Proceso de filtración en megaproyecto ANIMA	32
7.3. Funcionamiento de hardware open source	34
7.4. Pruebas unitarias	36
7.4.1. Medición inalterada de electrodos	36
7.4.2. Comparación de respuesta de distintos tipos de amplificadores de instrumentación	37
7.5. Combinación de módulos unitarios	38
7.5.1. Parte analógica	38
7.5.2. Parte digital	39
7.5.3. Datos resultantes	41
8. Hardware y Firmware	43
8.1. Circuito físico	43
8.1.1. Conexiones por componente	44
8.1.2. Buses de transmisión de datos	47

8.1.3.	Diagrama del circuito completo.	48
8.2.	Código	50
8.2.1.	Configuración inicial	50
8.2.2.	Configuraciones específicas	51
8.3.	Lógica del programa	52
8.3.1.	Main.c	53
8.3.2.	modules.h y modules.c	53
8.4.	Diseño y fabricación del casco plástico	55
8.4.1.	Modificaciones al estándar de posicionamiento de electrodos 10-20	55
8.4.2.	Diseño CAD del casco	55
8.4.3.	Manufacturación en impresora 3D	58
8.5.	Manufacturación del sistema de sujeción	59
8.5.1.	Diseño de caja para módulos de multiplexación	59
8.5.2.	Diseño de caja central	62
9.	Implementación del dispositivo de adquisición	63
9.1.	Captura de datos	63
9.1.1.	Respuesta en frecuencia	63
9.1.2.	Ruido eléctrico	65
9.2.	Costo monetario a reducir	67
9.2.1.	Desglose del costo del prototipo	67
9.2.2.	Costo de la fabricación del casco en impresora 3d	68
9.2.3.	Costo de la fabricación de cajas de sujeción en mdf	69
9.2.4.	Costo de la fabricación de placas de cobre	69
9.2.5.	Desglose del costo del producto final	69
10.	Conclusiones	71
11.	Recomendaciones	73
12.	Bibliografía	75
13.	Anexos	77
13.1.	Fotografías	77
13.2.	Renders	78
13.3.	Archivos Gerber	80
13.4.	Fotografías del prototipo final	82
13.5.	Códigos	86
13.5.1.	MP Lab X	86
13.5.2.	Blender	86

Lista de figuras

1.	Señales eléctricas comunes medidas en electroencefalografía.	15
2.	Electrodo copa de oro/plata.	16
3.	Componentes de un electrodo EMG/ECG.	17
4.	Electrodo fabricado en impresora 3D recubierto con pintura conductiva. . . .	17
5.	Diagrama de posicionamiento de electrodos según estándar 10/20.	20
6.	Símbolo de un amplificador operacional.	20
7.	Topología de un circuito comparador.	21
8.	Topología de un circuito inversor.	21
9.	Topología de un circuito sumador.	21
10.	Topología de un circuito derivador e integrador.	22
11.	Diagrama funcional de un amplificador operacional de instrumentación. . . .	22
12.	Diagrama de bloques interno de un multiplexor.	23
13.	Diagrama de lógica combinacional de un multiplexor de 8 entradas.	23
14.	Pantalla de inicio de Code Configurator al ser inicializado en un proyecto nuevo.	26
15.	Módulo Resource Management"perteneiente a Code Configurator	27
16.	Módulo "Pin Manager"perteneiente a Code Configurator	28
17.	Módulo de configuración de Code Configurator	28
18.	Circuito de una electroencefalografía médica convencional.	29
19.	Diagrama de flujo de un proceso de electroencefalografía convencional.	30
20.	Diagrama de bode del filtro RFI con frecuencia de corte de 400 Hz.	30
21.	Diagrama de bode del filtro pasa-banda con frecuencia de corte de 0.05 Hz. . .	31
22.	Diagrama de bode del filtro notch con frecuencia de corte de 50 Hz.	32
23.	Primera etapa de filtración del megaproyecto ANIMA.	33
24.	Segunda etapa de filtración del megaproyecto ANIMA.	33
25.	Tercera etapa de filtración del megaproyecto ANIMA.	34
26.	Diagrama de comparación OpenBCI vs metodología propuesta.	35
27.	Diagrama de flujo del proceso propuesto.	36
28.	Medición de respuestas eléctricas de los tres tipos de electrodos.	37
29.	Tabla de estados lógicos para el multiplexor CD4051BC.	38
30.	Diagrama esquemático de la parte analógica del circuito.	39
31.	Diagrama de pines del microcontrolador utilizando Code Configurator.	41
32.	Diagrama esquemático del primer prototipo.	41

33.	Comparación circuito físico con reconstrucción usando datos digitales.	42
34.	Diagrama de agrupación de componentes del prototipo completo.	43
35.	Circuito mínimo garantizado para transmisión de datos por medio de UART.	44
36.	Configuración final de pines utilizando code configurator de MPLab X.	45
37.	Topología de multiplexor de salida en conjunto a las compuertas NOT.	46
38.	Diagrama esquemático del módulo de control.	48
39.	Diagrama esquemático del módulo de filtración.	49
40.	Diagrama esquemático del módulo de multiplexación.	49
41.	Diagrama esquemático del módulo selector.	50
42.	Diagrama de flujo del código implementado	53
43.	Generación de la coraza del casco en Autodesk Inventor.	56
44.	Generación de agujeros para posicionar electrodos utilizando Blender.	57
45.	Casco 3D final.	58
46.	Dimensiones de los lados de la caja.	59
47.	Dimensiones de los topes de la caja.	60
48.	Dimensiones del fondo de la caja.	60
49.	Dimensiones de la tapadera de la caja.	61
50.	Planos de caja generados por la herramienta MakerCase.	62
51.	Captura de pantalla del programa TeraTerm recibiendo datos en tiempo real.	63
52.	Respuesta en frecuencia a 8 electrodos.	64
53.	Respuesta en frecuencia a 16 electrodos.	64
54.	Respuesta en frecuencia a 32 electrodos.	64
55.	Respuesta en frecuencia a 64 electrodos.	65
56.	Respuesta en frecuencia a 128 electrodos.	65
57.	Respuesta en frecuencia a 256 electrodos.	65
58.	Ruido eléctrico perteneciente a los multiplexores.	66
59.	Fotografía del circuito perteneciente al primer prototipo	77
60.	Diagrama del circuito completo en protoboard.	78
61.	Fotografía del circuito físico completo.	78
62.	Render 3D del modulo selector.	78
63.	Render 3D del modulo de multiplexación.	79
64.	Render 3D del modulo filtración.	79
65.	Render 3D del modulo de control.	79
66.	Archivo Gerber del módulo de control.	80
67.	Archivo Gerber del módulo de filtración.	80
68.	Archivo Gerber del módulo de multiplexación.	81
69.	Archivo Gerber del módulo selector.	82
70.	Prototipo completo.	82
71.	Casco impreso.	83
72.	Caja central del prototipo.	83
73.	Módulo selector.	84
74.	Módulo filtración.	84
75.	Módulo control.	84
76.	Módulo de multiplexación.	85

Lista de cuadros

1.	Identificación de siglas del sistema 10/20	18
2.	Tiempos de respuesta del multiplexor CD4051.	24
3.	Características propias del PIC32MX250F128B	25
4.	Voltajes promedio de electrodos sin procesar	36
5.	Dimensiones de las distintas placas a usarse en la caja central.	62
6.	Frecuencias generadas de muestreo en el microcontrolador.	64
7.	Desglose de costos del prototipo completo.	68
8.	Desglose de costos del producto final.	69

El trabajo de graduación tiene como objetivo el desarrollo de un casco de electroencefalografía el cual posea la característica de conectar hasta 256 electrodos alrededor de la cabeza de cualquier persona. Esta tarea se realiza con el objetivo de presentar un producto funcional y de bajo costo que se pueda utilizar en un ámbito médico para estudios y diagnósticos de pacientes que padecen de epilepsia o cualquier otra condición médica similar en lugares con acceso sumamente limitado a equipo medico.

El casco de electroencefalografía se divide en módulos encargados del muestreo de señales eléctricas, filtración, amplificación, digitalización y transferencia de los datos obtenidos. Para lograr esta tarea se emplean hasta 256 electrodos posicionados en la cabeza del paciente de acuerdo a estándares médicos. Estos electrodos miden las señales eléctricas originadas en el cerebro, las cuales se conectan a un módulo de multiplexión el cual se encarga de aumentar la cantidad de conexiones disponibles hasta un máximo de 256. El módulo siguiente tiene la tarea de filtrar y amplificar las señales muestreadas mediante la implementación de amplificadores operacionales de instrumentación.

El módulo de control, el cual es gestionado por un microcontrolador, define la frecuencia a utilizar en el módulo de multiplexación, al igual que el encargarse de la organización de información y la transferencia de datos. El resultado final es un flujo constante de datos muestreados los cuales se envían hacia una unidad externa para análisis médico posterior.

The following graduation project has the objective of developing an EEG helmet with a capacity of 256 electrodes. This project is done with the intention of manufacturing a low cost and expandable alternative to current medical equipment that is capable of accurately measure EEG signals to use in the treatment of epileptic patients and other neurological diseases. The EEG helmet is divided into several modules which are tasked on measuring signals, amplifying signals, filter, digitizing and data transmission. In order to do this, up to 256 electrodes must be correctly positioned in the patient's head according to medical standards. The electrodes measure electrical signals originated by the brain, these signals are connected to a multiplex module whose purpose is to expand the number of available connections up to 256. The following module has the task of filtering and amplifying the measured signals, this is done through the implementation of instrumental operational amplifiers. The control module, which is managed by the use of a microcontroller, sets the measurement frequency used in the multiplex module, it is also in charge of data organization and data transfer. The end result is a constant stream of data sent to a computer for further post processing and medical analysis.

Keywords: EEG; filter; amplifier; BCI; Brain computer interface, Electroencephalography

La epilepsia es un trastorno neurológico sumamente común en Guatemala y en el mundo. En Guatemala, esta enfermedad presenta un serio problema debido a que se necesita de equipo especializado y costoso para la detección y su debido tratamiento. En el ámbito nacional, se tiene un déficit en el presupuesto médico, por lo que es de suma importancia el encontrar una alternativa mucho más barata para tratar dicha enfermedad.

Actualmente, en el mercado global, se pueden obtener artefactos especializados de electroencefalografía desde \$1,000 hasta \$25,000. A pesar de este rango bastante amplio de precios, las opciones más baratas siguen estando fuera del alcance monetario de instituciones médicas; en especial aquellas que dependen de donaciones para su funcionamiento.

La ventaja que se tiene en este caso es que diversos estudios acerca de alternativas se encuentran disponibles de forma gratuita en internet, además se tienen productos de tipo “open source” para utilizarse como referencia y así facilitar el desarrollo de un prototipo funcional para atacar la problemática actual.

Partiendo de toda la información disponible, se procederá a combinar todos los datos relevantes en el desarrollo de una electroencefalografía funcional. Este proceso llevará una serie de pasos determinados mediante una planificación inicial y será un proceso iterativo en el cual se estarán probando y modificando cada paso según sea necesario con el propósito de cumplir con los objetivos y alcance por establecer.

Este proyecto tiene como fin el desarrollar un prototipo funcional de lectura de señales de electroencefalografía para una aplicación real. Para lograr cumplir con este objetivo, se debe de garantizar que el prototipo posea la característica vital de que se pueda variar la cantidad de electrodos conectados para realizar una lectura de forma dinámica, teniendo como máximo 256 conexiones. Independientemente de la cantidad de electrodos a utilizar, el sistema debe de ser capaz de muestrear de forma correcta cada componente activo, procesar y enviar los datos propios recolectados hacia una unidad externa para post-procesamiento y análisis por parte de personal capacitado.

Para lograr desarrollar un prototipo completamente funcional es necesario particionar el proyecto entero y definir cada área de forma detallada. En este caso, el casco de electroencefalografía se divide en la siguiente lista de fases junto con sus respectivas características.

Fase de multiplexación: Esta fase debe de estar compuesta por la cantidad necesaria de multiplexores de forma en que el total de entradas disponibles sumadas sean 256. Esto se logra mediante la combinación de multiplexores junto con la distribución equitativa del total de componentes en distintos canales. Las señales muestreadas se envían hacia al siguiente módulo sin ningún tipo de modificación o alteración.

Fase de amplificación y filtración: El punto intermedio entre los electrodos conectados y la digitalización de datos. En esta parte, se utilizan amplificadores operacionales de instrumentación y amplificadores comunes para modificar las señales eléctricas de entrada de tal forma que se pueda realizar la conversión analógico-digital. La señal proveniente de la fase anterior se multiplica por un factor arbitrario y se convierte a valores positivos con el fin de que esta señal se encuentre entre 0 y 5 voltios para que se pueda digitalizar con la mayor precisión posible.

Fase de procesamiento de datos: Esta fase se compone por el uso de un microcontrolador el cual se encarga de definir la frecuencia a la que se miden los datos, al igual que el digitalizar las señales muestreadas y enviar estos datos hacia un destinatario ajeno al sistema.

El conjunto de módulos físicos y digitales implementados en el casco brindan una electroencefalografía lo suficientemente precisa y funcional para una aplicación real en un ámbito médico limitado, como es el caso particular de la nación.

Para la realización de este trabajo, se consultaron una gran variedad de fuentes tanto locales como internacionales con el propósito de obtener toda la información y teoría necesaria para el desarrollo correcto de un casco de Electroencefalografía.

La información local fue extraída de 3 proyectos de graduación de la Universidad del Valle de Guatemala, estos sirvieron como punto de partida para planificar el desarrollo y para obtener una idea general de los componentes necesarios.

2.1. Información obtenida de proyectos de la Universidad del Valle de Guatemala

2.1.1. Megaproyecto ANIMA, Métodos no convencionales de interfaz en el control de Robots a través de la electroencefalografía y la electroculografía

Este proyecto se basa en la implementación de un gorro de 16 electrodos para controlar el movimiento de un brazo robot R17. Para esta aplicación se utilizaron electrodos de tipo “copa de oro” conectados a un circuito de acople y procesamiento. El circuito fue desarrollado mediante el uso de varias fases de filtración utilizando filtros Butterworth de 8 polos y filtros pasa-bajas variados. Las salidas procesadas se ingresaban a un microcontrolador con el único propósito de realizar un puente entre el circuito y el módulo propio del brazo robot encargado de manejar los diversos motores. [1]

2.1.2. Megaproyecto PROFECTUS, Control no convencional e implementación de una silla de ruedas eléctrica diseñada para subir gradas, controlada a través de electromiografía y apoyada mediante visión por computadora

Este proyecto utilizó la electromiografía para su funcionamiento. La diferencia entre electromiografía y electroencefalografía es que esta realiza la lectura del accionamiento de músculos en cualquier parte del cuerpo. Para esta aplicación se enfocaron en tomar las señales producidas al mover diversas extremidades del cuerpo para controlar diversos motores los cuales permiten la movilización de una silla de ruedas motorizada. [2]

2.1.3. Megaproyecto INNOVA, Control no convencional e implementación de un prototipo de silla de ruedas eléctrica a través de la electroencefalografía

Similar al proyecto Profectus, este se encarga de medir el accionamiento muscular, con la diferencia de que en este caso se muestrearon las señales eléctricas generadas a partir del parpadeo y el movimiento rotacional de los ojos. Al parpadear o mirar en distintas direcciones producen señales eléctricas las cuales son captadas por electrodos musculares y estas señales se utilizan para accionar ciertos motores y actuadores electrónicos en una silla de ruedas motorizada. [3]

2.2. Información obtenida de fuentes externas

2.2.1. BCI using EEG:

Realizado en la Universidad de Cornell, Nueva York. Este proyecto se enfoca en realizar un circuito minimalista el cual pueda realizar mediciones de electrodos y enviar los datos a una computadora por medio de un cable USB. Para lograr esto, se utiliza un amplificador operacional de instrumentación seguido de un filtro pasa-baja de 48 hertz. Se envía un promedio de 100 datos por segundo y se despliegan en pantalla mediante un programa hecho en Matlab. [4]

2.2.2. Open BCI:

OpenBCI es una compañía basada en Estados Unidos la cual se dedica a la fabricación de cascos de electroencefalografía de 8 y 16 electrodos. Estos cascos se utilizan en aplicaciones de ciencia al deporte e incluso para proyectos independientes, no se recomiendan para aplicaciones médicas debido a la cantidad de electrodos que emplean y la precisión en la lectura efectuada. Los productos desarrollados por esta compañía son de tipo open source, por lo que se tiene acceso total a los circuitos que utilizan, los programas de visualización de datos y firmwares de los microcontroladores empleados.

Los productos de esta compañía toman señales EEG y las convierten por medio de un chip ADC de alta velocidad, no se realiza ningún filtrado ni amplificación durante el proceso. Estas señales digitalizadas son transferidas por medio de un módulo bluetooth conectado a un microcontrolador de 32 bits. La transferencia de datos terminan siendo procesadas enteramente en una computadora externa al sistema mediante métodos numéricos.

De los distintos productos disponibles, se utiliza el “Ultracortex Mark IV EEG Headset” junto con una placa controladora denominada “Cyton Board”. El casco “ultracortex” tiene la característica de poder posicionar hasta 16 electrodos según el estándar 10/20 y está fabricado por medio de una impresora 3D. La cantidad normal de electrodos que se pueden conectar a la placa “Cyton Board” es de 8, sin embargo si se compra un módulo externo se pueden aumentar hasta 16. La placa “Cyton Board” está conformada por un microcontrolador de 32 bits, un convertidor análogo-digital de alta velocidad y un módulo bluetooth de comunicación inalámbrica. [5]

2.2.3. Low-cost circuit design of EEG Signal Acquisition for the Brain-computer Interface System:

Esta investigación presenta un circuito simplificado y completamente analógico que cumple con estándares médicos para aplicaciones de electroencefalografía. La investigación tuvo el objetivo de generar un circuito el cual fuese capaz de obtener los mismos resultados que equipo médico convencional con la diferencia de utilizar la menor cantidad de componentes posible.

Una de las características importantes del circuito presentado, es que este se fabrica al utilizar componentes electrónicos comunes, tales como diodos, capacitores, resistencias, transistores y amplificadores operacionales de instrumentación. El hecho de que presenta un diseño totalmente analógico por canal indica que se necesita replicar cada circuito por entrada lo cual eleva el costo de la aplicación.

Cabe mencionar, que en esta investigación se incluyen todas las ecuaciones características que describen el comportamiento de cada módulo del sistema al igual que ecuaciones utilizadas para obtener valores de los componentes utilizados. Todos estos datos numéricos presentan información sumamente importante para la creación de un sistema más simplificado con resultados similares. [6]

Alrededor del mundo, se estima que 50 millones de personas sufren de epilepsia. De este total, el 80% vive en condiciones de escasos recursos y solamente $\frac{1}{4}$ de este grupo de personas reciben tratamiento médico adecuado. A estos datos se les suma el estigma social y la discriminación que sufren las personas que padecen de esta enfermedad. La falta de atención médica, la poca disponibilidad de tratamientos y el estigma social relacionado a esta enfermedad conlleva a que este trastorno neurológico progrese conforme transcurre el tiempo, llegando hasta un punto donde la enfermedad ya no se puede tratar con medicamento convencional. Cuando el medicamento no es capaz de corregir dicha enfermedad, se requiere de una cirugía. [7]

La necesidad de una cirugía conlleva a otra problemática. Para poder realizar una cirugía se es necesario estudiar al paciente y determinar qué áreas del cerebro son las afectadas y que tipo de intervención se puede realizar. Para determinar estas áreas se necesita la implementación de la electroencefalografía. Por ende, la problemática recae en la necesidad de equipo especializado capaz de medir estas señales, lo cual genera un costo grande adicional a naciones que ni siquiera poseen programas para tratamiento de esta enfermedad. [8]

El desarrollo de un sistema de electroencefalografía de bajo costo con capacidad de expansión presenta una solución viable a este problema. En este caso, el sistema es capaz de medir con precisión las distintas áreas del cerebro y así poder dar la información necesaria y correcta a los médicos para proceder con intervenciones quirúrgicas. Asimismo, el bajo costo de producción presenta un alivio económico para clínicas y hospitales que carecen de recursos monetarios. Por último, cabe mencionar que al ser una aplicación real en el ámbito médico, el fruto de este proyecto beneficiaría a un gran número de personas afectadas.

4.1. Objetivo general

Desarrollar un casco de electroencefalografía capaz de medir, acondicionar y transmitir señales eléctricas cerebrales obtenidas por medio de electrodos.

4.2. Objetivos específicos

- Implementar un módulo capaz de expandirse hasta 256 entradas, así mismo debe poder realizar mediciones de diferentes cantidades de electrodos activos en el sistema.
- Diseñar e implementar un circuito capaz de realizar muestreo de señales eléctricas lo suficientemente preciso y veloz en el cual se tengan pérdidas mínimas de datos.
- Mantener el costo monetario total del producto lo más bajo que se pueda para garantizar que su implementación en el ámbito médico guatemalteco sea posible.
- Garantizar el envío de información sensada hacia aparatos ajenos del sistema para su análisis posterior.

El sistema entero debe de tener claramente definidas ciertas restricciones y limitantes en cuanto a su funcionamiento para cada módulo. Estos márgenes establecidos dan la pauta para el desarrollo correcto de un producto final funcional. Estos márgenes de funcionamiento son los siguientes:

- **Conexiones totales físicas:** El sistema debe de tener la capacidad física de soportar un máximo de 256 electrodos conectados al mismo tiempo y poder realizar la medición de cada uno de los elementos activos sin obtener ninguna pérdida de datos durante el proceso de muestreo.
- **Muestreo adaptable:** La cantidad de electrodos que se utilizan en un proceso de electroencefalografía varían dependiendo de una gran cantidad de factores externos. Por lo que el sistema debe de poder adaptarse a la cantidad de electrodos a utilizar de una forma dinámica manteniéndose en un rango de 8 a 256; Este rango surge de valores comunes en el ámbito médico. El cambio de electrodos a utilizar se genera de forma automática dentro del sistema, por lo que cualquier usuario solamente se tenga que preocupar de enchufar los electrodos de forma correcta y pulsar un simple botón para activar el sistema.
- **Naturaleza del proceso de filtración y amplificación:** La filtración a realizarse en las señales eléctricas muestreadas se restringen solamente a la eliminación de ruido producido por el cuero cabelludo del paciente y de cortar las señales que se encuentren por encima de 60 Hz. El circuito no realiza ningún otro tipo de operación que altere la naturaleza de las señales muestreadas restantes. La amplificación que se realiza no modifica las señales medidas, solamente realiza un aumento en cuanto a la amplitud para darle una mayor precisión al proceso de digitalización. Todo proceso extra de alteración necesaria para obtener las señales cerebrales deseadas se dejan enteramente a disposición de algoritmos y programas externos especializados para aplicaciones de este tipo.

- Transferencia de datos: Los datos medidos en el circuito se digitalizan y se envían hacia alguna unidad externa para procesos posteriores. En este caso, no se modifican de ninguna manera los datos, solamente se distribuyen a través de los distintos módulos del microcontrolador hasta que estos datos llegan eventualmente a su destinatario. La transferencia de datos se realiza solamente por medio de una conexión serial. Puesto que esta forma de comunicación es un estándar en el área de tecnología, se garantiza que el sistema sea compatible con cualquier dispositivo externo.
- Interacción con el usuario: El usuario que utiliza este sistema solamente puede modificarlo físicamente mediante la cantidad de electrodos conectados y el accionar de un botón relacionado a los electrodos. Esto elimina la probabilidad de quebrantar el correcto funcionamiento mediante errores causados por no conocer el sistema o por alguna acción no deseada. El sistema puede retroalimentar al usuario por medio de luces LED para indicar la cantidad activa de electrodos a muestrear, esto le permite al usuario obtener información en tiempo real cada vez que accione el botón previamente mencionado.

6.1. Electroencefalografía

La electroencefalografía o EEG, es una prueba que detecta anomalías en las ondas cerebrales, o en la actividad eléctrica del cerebro. Este procedimiento consiste en la utilización de conectores metálicos colocados alrededor de la cabeza de un paciente a estudiar. Los electrodos son capaces de detectar corrientes eléctricas sumamente pequeñas y transmitir las hacia una computadora o cualquier otro dispositivo capaz de mostrar la información a personal médico. [9]

Durante un estudio de encefalografía, el personal médico presta mucha atención a la forma que presentan estas señales eléctricas muestreadas. Al mismo tiempo, se examinan cualquier incremento en la amplitud de estas ondas causadas por estímulos externos o involuntarios. Para recopilar la actividad cerebral de forma correcta, se utilizan electrodos en cantidades que sean potencia de 2^n (8,16,32,64,128 y 256). La señal eléctrica medida por cada canal es la diferencia entre el voltaje de un electrodo de referencia y el voltaje de un electrodo colocado en el área que se desea estudiar. Cabe mencionar que estas señales eléctricas se ven afectadas dependiendo del estado del paciente, ya sea que se encuentre despierto o dormido. [10]

El uso principal de un estudio EEG es para analizar diversos tipos de desórdenes neurológicos causados por lesiones cerebrales, tumores, daños ocasionados por derrames, paros cardiacos y epilepsia. También se utiliza como una alternativa para diagnosticar otras enfermedades relacionadas al cerebro como la enfermedad de alzheimer, desórdenes de sueño como la narcolepsia, entre otros. [11]

6.2. Ondas cerebrales

La electroencefalografía se enfoca en la lectura de señales eléctricas dentro de un rango específico, el cual se subdivide en 4 anchos de banda denominados: Delta, Theta, Alpha y Beta. Estos anchos de banda tienen en común el voltaje promedio que generan, este estando en escala de microvoltios. Estas señales contienen la información necesaria para realizar un diagnóstico de las áreas afectadas del cerebro y así poder concluir con una solución para el trastorno neurológico del paciente. [12]

6.3. Frecuencias principales de la electroencefalografía humana

6.3.1. Delta

- Rango de frecuencia: 1 Hz - 3 Hz
- Este ancho de banda tiende a ser el mayor en cuanto a la amplitud.
- Es muy común en infantes hasta 1 año de edad y en las fases 3 y 4 de sueño.
- Pueden ocurrir cuando se tienen lesiones subcorticales, encefalopatía metabólica, hidrocefalia o lesiones profundas en la línea media.
- Se encuentran físicamente en la parte frontal de la cabeza en adultos (FIRDA - Frontal Intermittent Rhythmic Delta) y en la parte posterior de la cabeza en infantes (OIRDA - Occipital Intermittent Rhythmic Delta).

6.3.2. Theta

- Rango de frecuencia: 3.5 Hz - 7.5 Hz
- Se clasifica como ondas relacionadas a poca actividad y cuando se está dormido.
- Para infantes menores de 13 años es completamente normal que esta banda se encuentre activa.
- Puede presentarse en algunas instancias de hidrocefalia y otros desórdenes como encefalopatía metabólica.

6.3.3. Alpha

- Rango de frecuencia: 7.5 Hz - 13 Hz
- Encontradas usualmente en las regiones posteriores de la cabeza, en este caso se tiene una mayor amplitud en el hemisferio dominante.

- Se manifiestan cuando el sujeto se relaja o cierra los ojos. Desaparecen cuando la persona entra en estado de alerta o abre los ojos.
- Es común encontrar estas ondas activas en cualquier edad.

6.3.4. Beta

- Rango de frecuencia: 13 Hz - 25 Hz
- Se manifiestan cuando el sujeto se encuentra activo, alerta y/o ansioso.
- Se detectan de forma simétrica en ambos hemisferios y se concentran en la parte frontal de la cabeza.
- En caso de áreas que presenten daños corticales, estas ondas se ven reducidas o incluso ausentes.

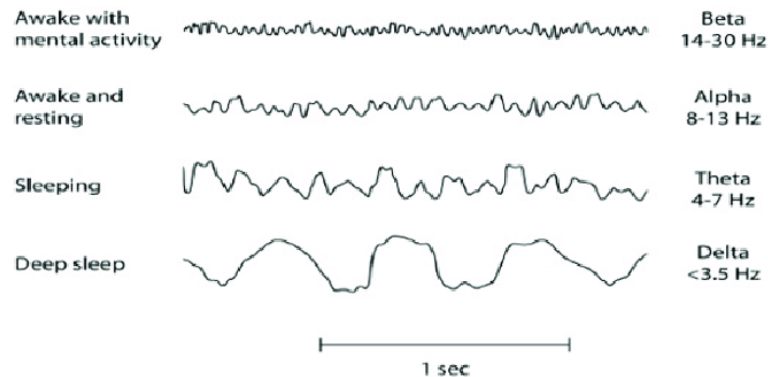


Figura 1: Señales eléctricas comunes medidas en electroencefalografía.

Las distintas bandas de frecuencia de una electroencefalografía pueden ser adicionalmente catalogadas según sus propiedades particulares [13]. Estas categorías son:

- Rítmico: Señales eléctricas que mantienen una frecuencia constante.
- Arrítmico: Señales eléctricas que no se mantienen estables, cuyas frecuencias cambian de forma descomunal.
- Disrítmico: Ritmos o patrones que se encuentran solamente en grupos de pacientes específicos o aparecen en pacientes que no deberían de presentar estos tipos de señales.

6.4. Tipos de electrodos y sus características físicas.

6.4.1. Electrodo copa de oro/plata

Los electrodos más comunes en la industria médica son los electrodos que poseen una forma de copa metálica con recubrimiento de oro o plata. Estos se caracterizan por su bajo costo, reutilizabilidad y capacidad de obtener mediciones precisas sobre el cuero cabelludo.

Estos electrodos se utilizan en conjunto a un gel conductor el cual mejora la respuesta de los mismos. Sin embargo, este gel, en algunas ocasiones, provoca leves incomodidades a los pacientes durante periodos de tiempo prolongados.

La reutilización de estos componentes requieren de ciertos cuidados, tales como limpieza después de su uso y esterilización antes de colocarse en un paciente. Por lo que se debe de mantener gel conductor y productos de limpieza siempre en disponibilidad para su uso correcto. [14]



(a) Conjunto de electrodos de copa de oro y sus terminales eléctricas.



(b) Gorra de electroencefalografía utilizando electrodos copa de oro.

Figura 2: Electrodo copa de oro/plata.

6.4.2. Electrodo EMG/ECG

Este tipo de electrodo se encuentra disponible en diferentes modalidades. Estos pueden venir junto con parches adhesivos para una aplicación rápida, adheridos a gorros o cascos o incluso en unidades completamente aisladas.

Usualmente se utilizan para lecturas musculares en electrocardiografía (ECG) y electromiografía (EMG) puesto que presentan problemas para obtener señales en el cuero cabelludo. Se puede utilizar gel conductor para mejorar el rendimiento de estos electrodos.

El revestimiento que presentan estos componentes es de plata o cloruro de plata. Este recubrimiento es lo suficientemente fuerte como para durar años sin presentar ningún tipo de desgaste. [15]



(a) Enchufe eléctrico para sticker (b) Sticker EMG/ECG utilizado en electrocardiogramas.

Figura 3: Componentes de un electrodo EMG/ECG.

6.4.3. Electrodo secos 3D

Este tipo de electrodo se caracteriza por ser producido mediante una impresión 3D utilizando plástico ABS o cualquier plástico empleado en impresiones 3D y estar recubierto por una capa de pintura conductiva. Esta capa de pintura es, por lo general, plata o cloruro de plata.

El propósito de imprimir los electrodos en una impresora 3D es el de poder darle una forma al electrodo mismo la cual permita un mejor contacto superficial con la piel humana. Debido a esta geometría dada, se elimina la necesidad de utilizar gel conductivo.

Se estima que la cantidad de veces que se pueden reutilizar esta entre 25 a 50. Luego de esta cantidad de utilizaciones, el recubrimiento conductivo se empieza a caer. [16]



Figura 4: Electrodo fabricado en impresora 3D recubierto con pintura conductiva.

6.5. Sistema internacional de posicionamiento de electrodos.

6.5.1. Sistema 10/20

El sistema 10/20 es reconocido internacionalmente como el método estándar para medición y ubicación de electrodos en el cráneo humano. Este sistema se basa en la relación que se tiene entre la ubicación del electrodo y el área de la corteza cerebral con la cual hace contacto. Los números 10 y 20 son utilizados para referir las distancias entre cada electrodo adyacente, estos números indican el porcentaje de separación respecto a la distancia total existente entre la parte frontal y posterior de la cabeza. [17]

La cabeza se divide en hemisferios, los cuales reciben una letra para identificación. La letra C se utiliza solo como referencia, puesto que no existe ningún lóbulo central.

Electrodo	Lóbulo
F	Frontal
T	Temporal
C	Central
P	Parietal
O	Occipital

Cuadro 1: Identificación de siglas del sistema 10/20. Esta tabla enlista las siglas utilizadas para la identificación de lóbulos en el sistema 10/20.

Se utilizan cuatro puntos de referencia anatómicos como punto de partida para el posicionamiento de electrodos. Estos puntos son:

- Nasion: Es el punto entre la frente y la nariz.
- Inion: Es el punto más posterior más bajo del cráneo. Este punto se identifica por una leve protuberancia.
- Preauricular izquierdo: Es el hueso que se ubica atrás de la oreja izquierda.
- Preauricular derecho: Similar al izquierdo, solo que se ubica atrás de la oreja derecha.

Los números pares siempre se colocan en el hemisferio derecho, mientras que los números impares se colocan del lado izquierdo.

La serie de pasos necesarios para identificar las posiciones requeridas de los electrodos según el estándar 10/20 son los siguientes:

- Utilizando una cinta métrica, medir sobre la línea central de la cabeza partiendo desde la nasion hacia el inion. Anotar esta distancia total.
- Medir y marcar el 50 % de la distancia total, esta marca se le denomina Cz.

- Medir y marcar el 10 % de la distancia total partiendo desde el inion y nasion. Estas marcas son Fpz y Oz.
- Realizar dos marcas del 20 % de la distancia total partiendo desde Cz, estos puntos son Fz y Pz.
- Medir de forma horizontal la distancia total entre el auricular izquierdo y el derecho.
- El punto de intersección de la mitad de la nueva distancia total con la previa marca la verdadera posición de Cz.
- Medir 10 % partiendo desde ambos puntos preauriculares, esto genera los puntos T3 y T4.
- Medir la distancia de estos puntos respecto al punto central Cz.
- Realizar una marca a la mitad de esta distancia, esto genera los puntos C3 y C4.
- Colocar la cinta de forma que rodee la cabeza entre los puntos Fpz y Oz. Esto indica la circunferencia de la cabeza.
- Utilizar 5 % de la circunferencia y colocar puntos de forma radial. Esto genera O1, O2, Fp1 y Fp2.
- Usar el 10 % de la circunferencia y marcar los puntos F7 y F8 partiendo de Fp1 y Fp2 respectivamente.
- Medir la distancia entre F7 y F8 de forma transversal. Esto rectifica la posición de Fz.
- Medir la distancia entre F7 y F8 de la nueva posición de Fz y realizar marcas al 50 % de cada uno. Esto genera las marcas F3 y F4.
- Tomar 20 % de la medida entre el inion y nasion respecto a F3 y Fp1 respectivamente. La intersección de ambos es la verdadera posición de F3.
- Realizar la misma medición ahora con respecto a F4 y Fp2. Esta intersección es la verdadera posición de F4.
- Medir la distancia entre Fp1 con O1 y Fp2 con O2. La mitad de ambas generan la posición de C3 y C4.

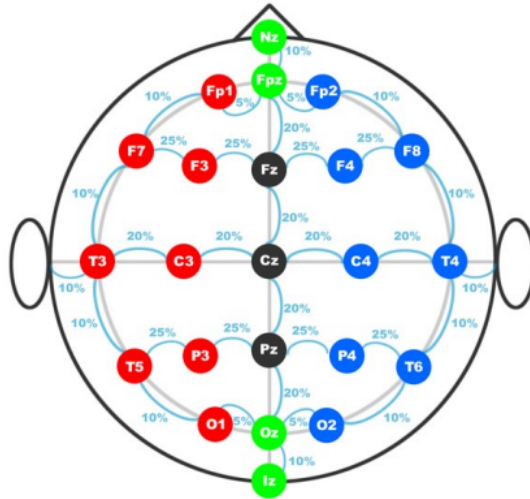


Figura 5: Diagrama de posicionamiento de electrodos según estándar 10/20.

El sistema 10/20 es limitado en cuanto a la cantidad de electrodos que se pueden utilizar. Sin embargo, este sistema tiene la posibilidad de aumentar la cantidad de posiciones disponibles siempre y cuando se mantengan los porcentajes de distancia definidos en el proceso enlistado anteriormente.

6.6. Amplificadores operacionales.

Los amplificadores operacionales son circuitos integrados altamente versátiles. Esos se componen de cientos de transistores capaces de realizar diversas funciones matemáticas de forma analógica. Son muy comunes en la electrónica y sirven como base para muchos de los circuitos utilizados hoy en día.

Estos amplificadores, u Op Amps como se les conoce coloquialmente, se conforman de dos entradas (una inversora y otra no inversora). Estas se alimentan por lo general con voltaje positivo y negativo en sus terminales de alimentación. [18]

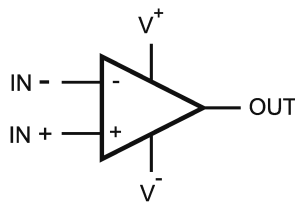


Figura 6: Símbolo de un amplificador operacional.

Parte de sus características es que poseen una ganancia casi infinita, alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida. El comportamiento general de estos circuitos se puede enlistar de la siguiente manera:

- La salida se ajusta de forma en que la diferencia de voltaje entre las terminales de entrada sea igual a cero.
- Las terminales de entrada no adquieren corriente.
- El voltaje de salida no depende de la corriente de salida. No existe relación directa entre ambas.

La versatilidad de estos circuitos permiten realizar distintas configuraciones con simples componentes electrónicos tales como resistencias y capacitores.

6.6.1. Configuraciones elementales de los amplificadores operacionales

Circuito comparador: Este circuito se enfoca en determinar cuál señal de entrada es mayor. Para lograr esto, se realiza la resta de ambas señales y el amplificador se satura con voltaje positivo cuando la señal de la entrada positiva es mayor y viceversa.

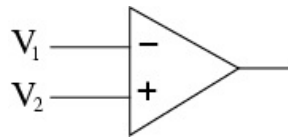


Figura 7: Topología de un circuito comparador.

Amplificador inversor: Esta configuración copia una versión invertida y escalada de la señal de entrada hacia la salida. Al realizar esto, el circuito se encarga de separar la manipulación que sucede en su entrada respecto a la salida debido a la relación de impedancias característica de estos amplificadores.

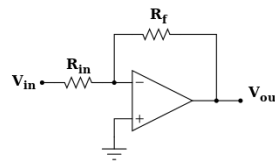


Figura 8: Topología de un circuito inversor.

Circuito sumador: El resultado de este circuito es igual al inverso de la sumatoria de voltajes en cada una de las resistencias de entrada.

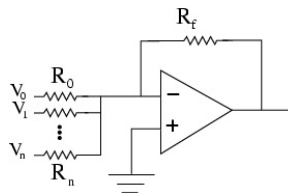
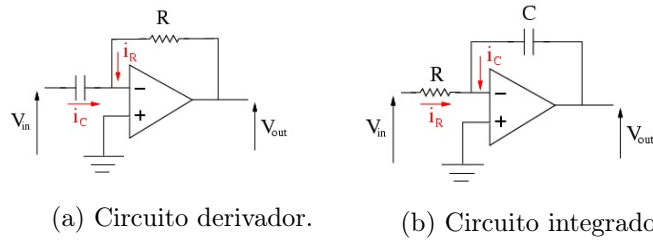


Figura 9: Topología de un circuito sumador.

Circuito integrador y derivador: Con la implementación de un capacitor en la topología. Los amplificadores operacionales son capaces de derivar y/o integrar una señal de entrada.



(a) Circuito derivador. (b) Circuito integrador.

Figura 10: Topología de un circuito derivador e integrador.

6.6.2. Amplificadores operacionales de instrumentación

Un amplificador operacional de instrumentación es un dispositivo de ganancia diferencial de voltaje altamente preciso. Este dispositivo fue desarrollado y optimizado con el propósito de poder utilizarse en aplicaciones hostiles donde se requiera de precisión en mediciones. Este tipo de amplificador está compuesto por tres amplificadores operacionales comunes. Dos de estos amplificadores funcionan como buffers de entrada reduciendo la impedancia de entrada y el tercero se utiliza en una configuración de amplificador diferencial común. La combinación de estos permite al amplificador tener un bajo nivel de ruido, bajo DC offset y tener un alto rechazo de ruido de modo común (CMNR). [19]

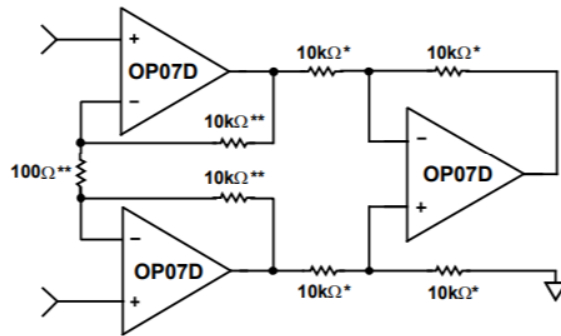


Figura 11: Diagrama funcional de un amplificador operacional de instrumentación.

Las características de estos dispositivos, permiten obtener mediciones precisas de transductores de bajo nivel en ambientes altamente ruidosos y proporcionan un alto grado de seguridad contra descargas eléctricas puesto que no jalen corriente de las fuentes censadas. Estos amplificadores son comúnmente utilizados en aplicaciones médicas tales como electroencefalogramas, electrocardiogramas y otros equipos especializados. [20]

6.7. Multiplexores

Un multiplexor es un dispositivo electrónico combinacional el cual puede conectar cualquiera de sus múltiples canales de entrada a una única salida mediante un control digital. Este dispositivo se caracteriza por poseer 2^n líneas de entrada de datos las cuales se pueden controlar mediante n canales de selección que trabajan en lógica binaria digital. Las cantidades de canales de entrada encontradas comúnmente en multiplexores comerciales son: 4, 8 y 16; Sin embargo, en caso de que sean necesarias más conexiones, estos se pueden interconectar entre sí, permitiendo aumentar la cantidad máxima a números completamente arbitrarios. [21]

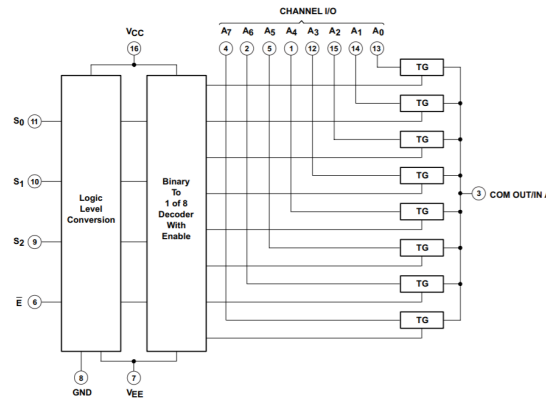


Figura 12: Diagrama de bloques interno de un multiplexor.

Los multiplexores se conforman por múltiples puertas lógicas de tipo AND y OR las cuales permiten la selección de la entrada que se desea conectar a la salida. Para manipular de forma arbitraria las entradas de un multiplexor se utiliza lógica binaria en los pines de selección. En este caso, cada uno de los pines de selección representan un bit del número total de entradas disponibles en binario.

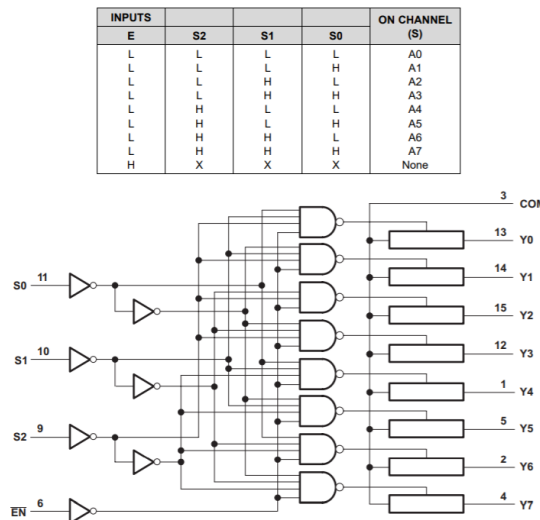


Figura 13: Diagrama de lógica combinacional de un multiplexor de 8 entradas.

6.7.1. Multiplexor CD4051

El multiplexor CD4051 posee 8 entradas analógicas conectadas a una simple salida. Utilizan tres canales digitales de control de entradas y posee un pin el cual habilita/inhabilita la conexiones de todas las entradas a la única salida.

Este circuito integrado requiere de cierto tiempo de estabilización con cada cambio de canal, habilitación y con el envío de información entre entrada y salida. Estos tiempos se mantienen bajo los parámetros de alimentación del integrado a 5V (VCC), alimentación de los canales de entrada a 0V (VEE) y temperatura de operación a 25°C.

Origen	Destino	Tiempo (ns)
Canal de entrada	Canal de salida	10
Habilitación de canales	Canal de salida	38
Selección de canales	Canal de salida	38

Cuadro 2: Listado de tiempos de respuesta entre entradas y salidas.

6.8. Microcontroladores

Un microcontrolador es un dispositivo electrónico programable similar a una computadora convencional. Estos dispositivos están compuestos generalmente por unidades de procesamiento (CPUs) junto con módulos de entrada/salida, memorias y diversos otros componentes necesarios para su funcionamiento correcto.

Estos dispositivos son comunes en la industria y vida diaria convencional debido a su gran variedad de aplicaciones y bajo costo de producción. Son manufacturados por distintas compañías alrededor del mundo y se catalogan por sus arquitecturas propias, ya sean de 8, 16 o 32 bits. [22]

A pesar de la gran cantidad de microcontroladores disponibles en el mercado, todos poseen los siguientes componentes básicos:

- **Osciladores:** Se encargan de dar la frecuencia a la cual el microcontrolador debe de trabajar.
 - **Internos:** Cada microcontrolador posee osciladores internos los cuales se pueden seleccionar y configurar por medio de programación.
 - **Externos:** Son cristales osciladores los cuales son físicamente ajenos al microcontrolador y requieren de otros componentes electrónicos para su correcto funcionamiento. Estos se conectan a dos pines del microcontrolador para poder proporcionar la frecuencia de trabajo deseada. El uso de estos se configura mediante código.
- **Puertos:** Permiten la conexión con otros dispositivos y su uso se determina mediante la programación del microcontrolador. Estos se pueden utilizar como entradas y salidas digitales o como entradas analógicas.

- Módulos periféricos:
 - Timers: Son configurables y altamente funcionales para control de procesos dependientes del tiempo. Deben de ser nuevamente inicializados cada vez que terminan su ciclo.
 - Convertidor A/D: Funcionan en conjunto a los pines de entrada analógica. Convierten el valor sensado en digital y el resultado varía de acuerdo a la precisión del microcontrolador.
 - Comparador: Realiza la comparación entre dos canales analógicos y digitaliza la diferencia por medio de un bit de salida.
 - USART/UART/I2C: Módulos de comunicación entre el microcontrolador y otros dispositivos tales como computadoras, otros microcontroladores, sensores, etc.
 - CCP: Módulo de captura, comparación y generación de pulsos PWM.
 - Interruptores: Detienen la ejecución del microcontrolador para realizar cierta acción definida por el programador. Estos interruptores se pueden activar ya sea por el uso de un timer, el pulso eléctrico recibido en algún pin o por la ejecución de alguna función en el código fuente.

6.8.1. PIC32MX250F128B

El PIC32MX250F128B es un microcontrolador producido por la compañía Microchip. Este dispositivo se le clasifica de gama alta debido a sus características. Las características relevantes de este PIC respecto a proyecto son las siguientes:

Característica	Cantidad
Ciclo de reloj máximo	50 MHz
Módulos de comunicación serial	2
Resolución de medición de tiempo	1 ns
Canales de lectura analógica ADC	10
Bits de resolución en conversión análogo-digital	10
Tasa de muestreo análogo-digital	1100 ksps
Pines de entrada/salida	19
Canales de acceso directo a memoria	4

Cuadro 3: Listado de características del microcontrolador PIC32MX250F128B.

6.9. MPLab X

MPLab x es el software propietario de la compañía Microchip para la programación de toda la gama de microcontroladores fabricados y distribuidos por la misma compañía. Este software es totalmente gratuito e incluye una gran variedad de paquetes adicionales para facilitar el desarrollo de una aplicación deseada. Así mismo, permite al programador el configurar, desarrollar, depurar y optimizar programas para cualquier aplicación deseada. [23]

Algunas de las características más importantes de este software son:

- Visualización de datos: Lectura de datos en tiempo real. Permite depurar el código que corre en el microcontrolador en vivo utilizando herramientas incluidas en el software.
- Mapa de conexiones disponibles: El estado de los pines se puede verificar y manipular de forma visual y rápida.
- Librerías y recursos disponibles: Gran cantidad de recursos online, desde ejemplos hasta librerías específicamente diseñadas para aplicaciones particulares.
- Facilidad de configuración: Configuración de microcontroladores y todos sus módulos periféricos mediante interfaces gráficas.

6.9.1. MPLAB Code Configurator

Code Configurator es un plug-in gratuito de microchip el cual extiende la funcionalidad de MPLab de una forma gráfica. Este complemento genera código C mediante especificaciones del usuario que se seleccionan en una interfaz gráfica fácil de utilizar. Esta herramienta permite el configurar cualquier microcontrolador en su totalidad, así mismo de configurar cada módulo periférico y seleccionar las modalidades de todos los pines disponibles. [24]

Esta herramienta, se encuentra disponible para las arquitecturas de 8, 16 y 32 bits de microcontroladores disponibles en el mercado. Asimismo, contiene una amplia gama de documentación e integraciones con otras herramientas ajenas a Microchip para un desarrollo rápido y eficiente.

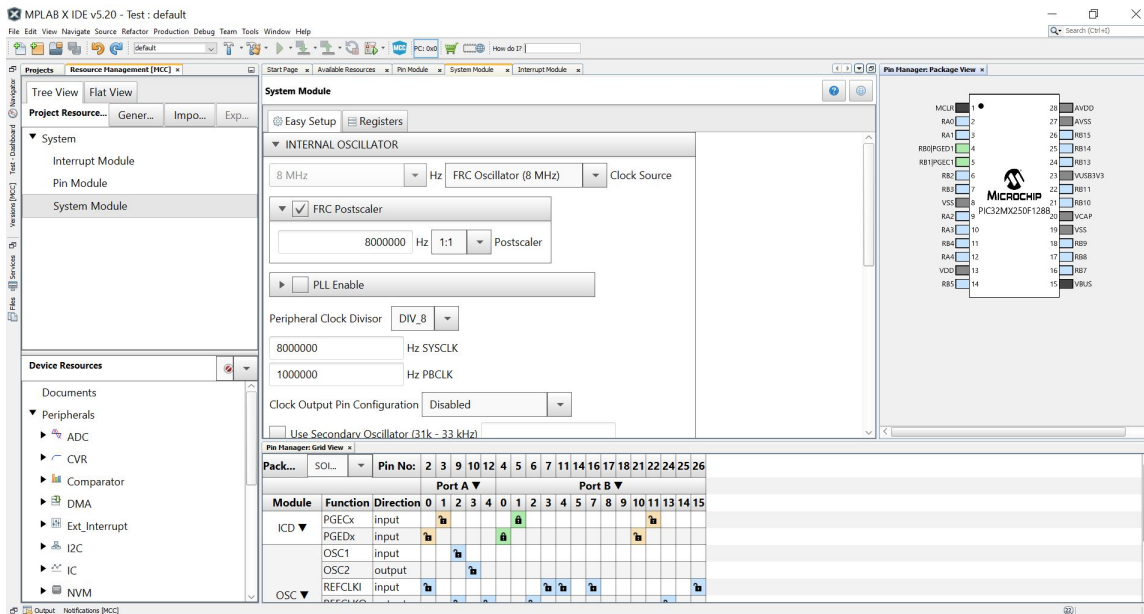


Figura 14: Pantalla de inicio de Code Configurator al ser inicializado en un proyecto nuevo.

Este plugin se divide en tres partes principales denominadas: Resource Management, Pin

Manager y Module View. Cada una de estas partes se compone de dos ventanas las cuales ofrecen diversas funciones al usuario. Cabe mencionar que el contenido de las ventanas se adapta al modelo del microcontrolador a utilizar el cual se define durante la creación del proyecto. Por default, este plugin no se encuentra activo, por lo que el usuario debe de activar mediante el accionar de un botón con las siglas “MCC” encontrado en la barra superior de MPLab X.

- Resource Management: Se divide en dos ventanas, la ventana superior denominada “Project Resources” muestra todos los módulos activos en el proyecto y permite la autogeneración de código mediante el uso del botón de generación. La ventana inferior denominada “Device Resources” muestra todos los módulos disponibles al igual que algunas aplicaciones particulares tales como documentación y ejemplos.

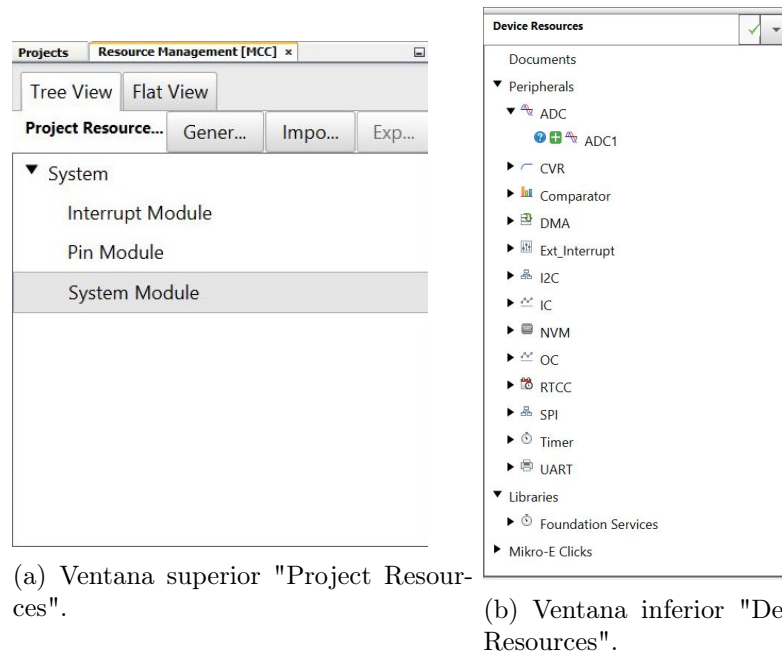
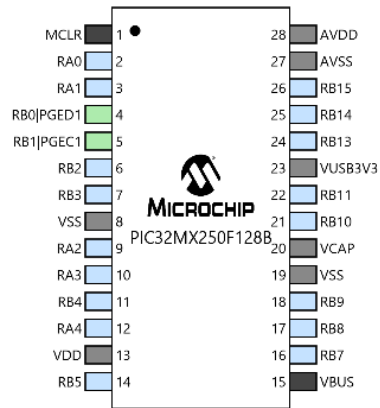


Figura 15: Módulo Resource Management "perteneiente a Code Configurator

- Pin Manager: Su función principal es la de permitirle al usuario asignar funcionalidades a los pines mediante dos interfaces gráficas. La ventana de cuadrícula utiliza un código de color para mostrar la disponibilidad de los pines junto con el símbolo de un candado. Cuando un pin ha sido seleccionado, esta casilla se torna verde y el candado se bloquea, en el caso contrario, la casilla es de color azul o amarillo con un candado abierto. Esta ventana no permite seleccionar un pin el cual se encuentre utilizado. La segunda ventana es la ventana de paquete. Esta interfaz muestra los pines de la misma forma en la que se encuentran en el microcontrolador. Solamente utilizan un código de color para mostrar disponibilidad (azul para disponible y verde para señalar que se encuentra en uso).



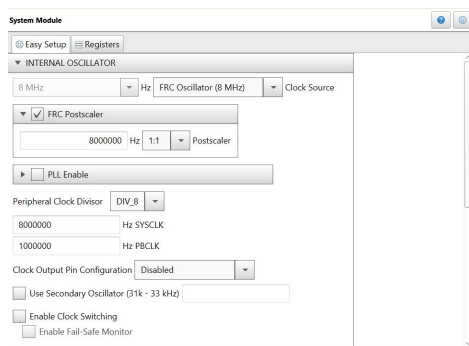
(a) Interfaz gráfica de paquete en un proyecto nuevo.

Module	Function	Direction	0	1	2	3	4	5	6	7	11	14	16	17	18	21	22	24	25	26	
ICD	PGECx	input																			
	PGEDx	input																			
OSC	REFCLKI	input																			
	REFCLKO	output																			
Pin Modul...	GPIO	input																			
	GPIO	output																			

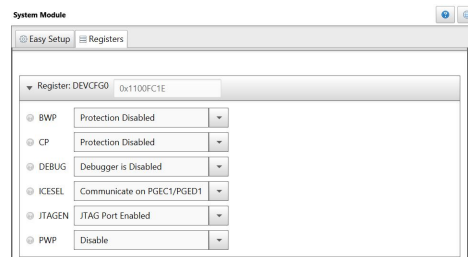
(b) Interfaz gráfica de cuadrilla en un proyecto nuevo.

Figura 16: Módulo "Pin Manager" perteneciente a Code Configurator

- Module View: Varía según el módulo que seleccionado e implementa dos ventanas para su funcionalidad. La primera ventana de configuración rápida permite definir todos los parámetros generales del módulo. La ventana de registros permite al usuario seleccionar configuraciones para todos los registros propios del módulo.



(a) Ventana principal de configuración rápida.



(b) Ventana secundaria de configuración de registros.

Figura 17: Módulo de configuración de Code Configurator

Adquisición y acondicionamiento de señales EEG

7.1. Análisis de circuito analógico estándar

Utilizando la teoría recopilada en los antecedentes, se obtiene que el proceso adecuado de una medición de electroencefalografía sigue una serie de pasos lineales en los cuales cada paso se se encarga de una función específica en la alteración de las señales muestreadas.

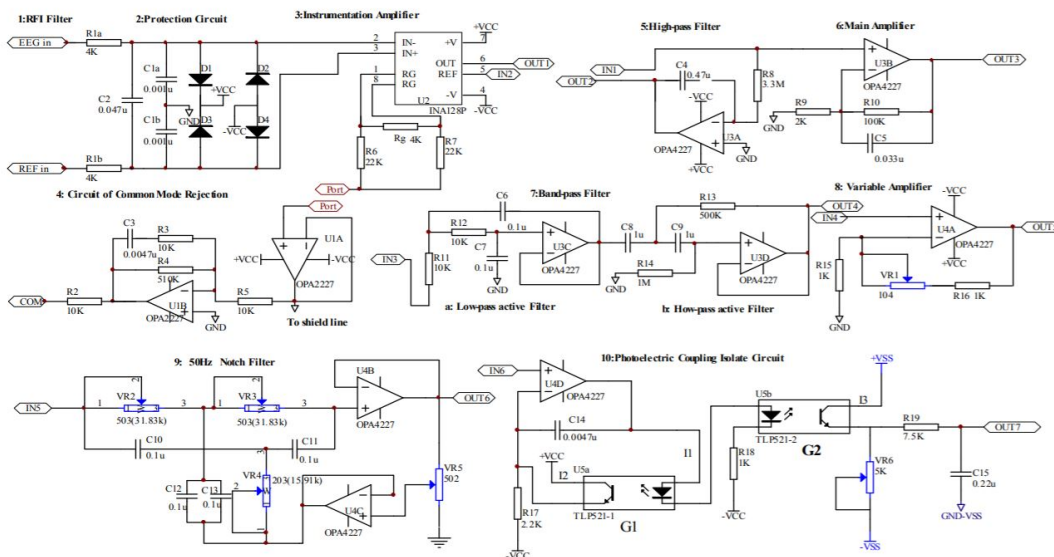


Figura 18: Circuito de una electroencefalografía médica convencional.

La naturaleza de una señal particular de electroencefalografía es sumamente pequeña

y distorsionada a causa de ruido eléctrico. Por lo que se debe de limpiar y amplificar, en este caso se utiliza la metodología estándar completamente analógica para obtener una señal ideal.

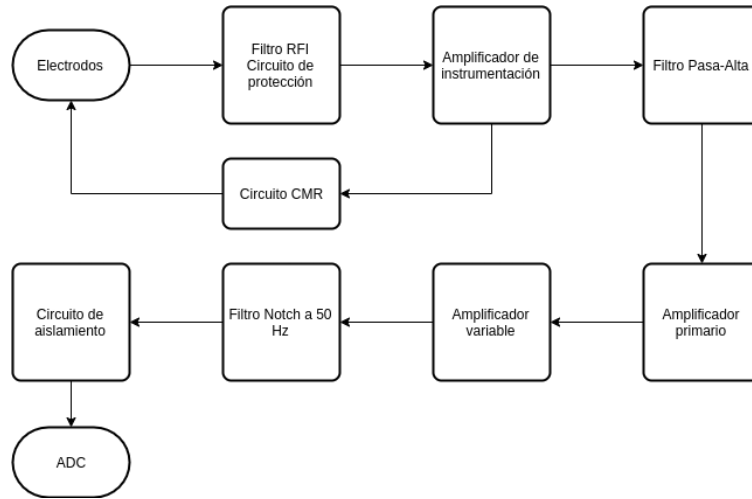


Figura 19: Diagrama de flujo de un proceso de electroencefalografía convencional.

7.1.1. Descripción de módulos del circuito

- Filtro RFI: Este filtro se encarga de eliminar el ruido provocado por señales de radio presentes en el ambiente. Provee una atenuación leve de -3 dB equivalente a un filtro de 400 Hz.

$$BW_{diff} = \frac{1}{2\pi R(2C_2 + C_1)} \approx 400Hz \quad (1)$$

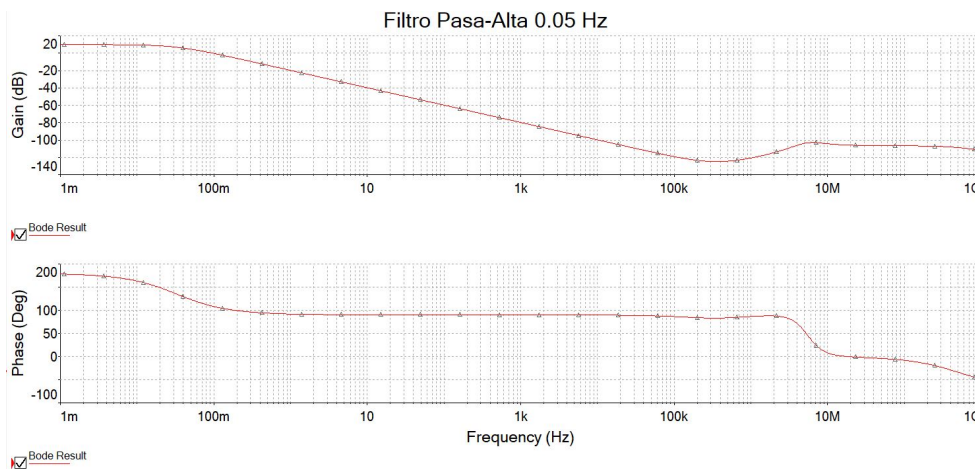


Figura 20: Diagrama de bode del filtro RFI con frecuencia de corte de 400 Hz.

- Circuito de protección: Es una interfaz la cual se encarga de evitar descargas eléctricas en cualquier dirección para proteger al circuito y al paciente. Altamente útil en casos

de emergencia médica que requieran descargas eléctricas altas tales como el uso de un desfibrilador o algún instrumento electroquirúrgico.

- Amplificador de instrumentación: Se encarga de reducir ruido y señales minúsculas no deseadas. Esto se logra mediante sus características principales tales como alta impedancia, rechazo de modo común, bajo DC offset, entre otros . Este amplificador es sin duda la parte más importante del proceso entero.
- Circuito CMR: Este circuito retroalimenta el ruido obtenido proveniente del cuerpo del paciente y lo utiliza para contrarrestar dicho ruido. El contrarrestar el ruido atenúa la señal.

$$|G(s)| = \frac{R_2}{R_3} * \frac{1}{\sqrt{1 + (R_1 * C * 2 * \pi * f)^2}} \quad (2)$$

- Filtro pasa-banda: Es un filtro activo pasa-banda el cual se encarga solamente de eliminar voltage DC que produzca una traslación de la señal. Puesto que los electrodos más utilizados son de oro y/o plata, estos materiales polarizables acumulan carga lo cual genera un offset. Dicho offset se puede eliminar al utilizar una frecuencia de corte de 0.05 Hz.

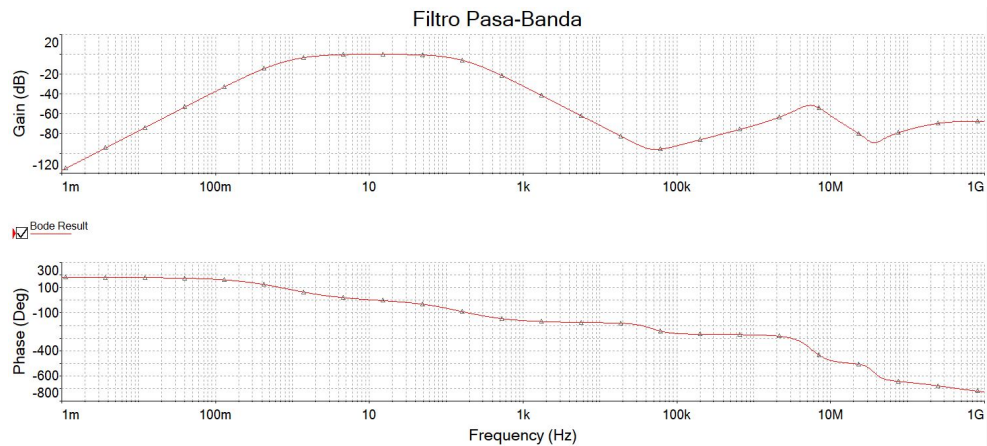


Figura 21: Diagrama de bode del filtro pasa-banda con frecuencia de corte de 0.05 Hz.

- Amplificador principal: A pesar de que la señal ha sido amplificada por el amplificador operacional de instrumentación, la señal no es lo suficientemente amplia para la conversión análogo a digital. En especial cuando se toma en cuenta la atenuación obtenida por los distintos filtros. Se utiliza un amplificador común para aumentar la señal en un factor de 51.

$$G = 1 + \frac{R_1}{R_2} = 51 \quad (3)$$

- Filtro pasa-banda activo: Este filtro se obtiene a partir de la combinación de un filtro pasa-baja y un filtro pasa-alta. El propósito específico de este filtro es el de eliminar y evitar desperfectos generados en el acople con circuitos de conversión análogo a digital.

$$f_c = \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{\sqrt{\sqrt{2}-1}}{2\pi RC} \quad (4)$$

- Amplificador variable: Esta etapa de amplificación tiene la función de aumentar todavía más la señal obtenida para maximizar la conversión ADC. El hecho de que sea variable permite modificar sus parámetros según el circuito ADC a utilizar.

$$G = 1 + \frac{VR_1 + R_2}{R_3} \quad (5)$$

- Filtro Notch 50Hz: La última etapa de limpieza del circuito. Este filtro con frecuencia de corte de 50 Hz se utiliza para asegurar la limpieza de ruido generado por la alimentación AC del sistema entero.

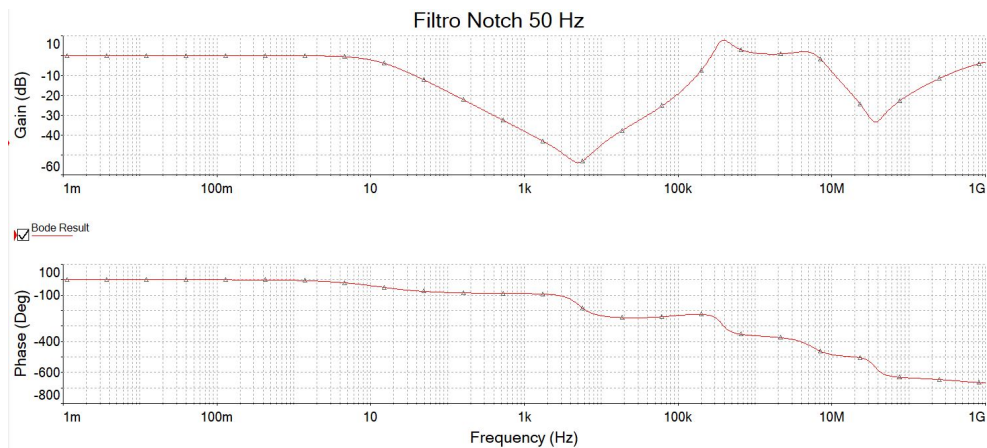
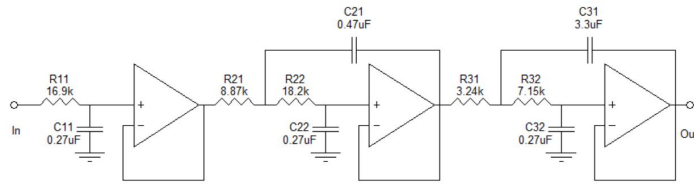


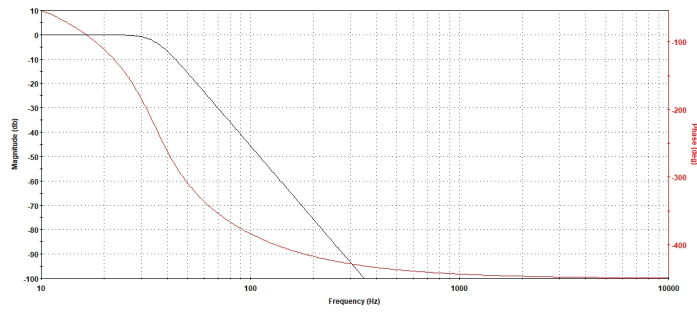
Figura 22: Diagrama de bode del filtro notch con frecuencia de corte de 50 Hz.

7.2. Proceso de filtración en megaproyecto ANIMA

El megaproyecto ANIMA se enfocó en el diseño de circuitos de filtración de señales analógicas para implementar en una electroencefalografía con el fin de controlar un el movimiento de un brazo robot. Para esta aplicación se diseñaron tres etapas de filtración utilizando solamente resistencias, capacitores y amplificadores operacionales conectados en distintas topologías para obtener los filtros deseados. Las tres etapas de filtración usadas son: filtro butterworth pasa-baja de 5 polos, filtro butterworth pasa-alta de 2 polos y filtro butterworth pasa-baja de 8 polos.

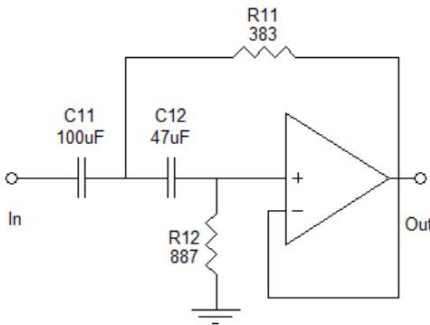


(a) Esquemático del filtro Butterworth pasa-baja de 5 polos.

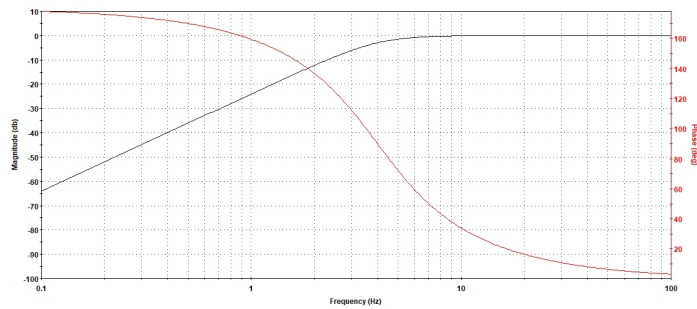


(b) Diagrama de bode del filtro pasa-baja de 5 polos.

Figura 23: Primera etapa de filtración del megaproyecto ANIMA.

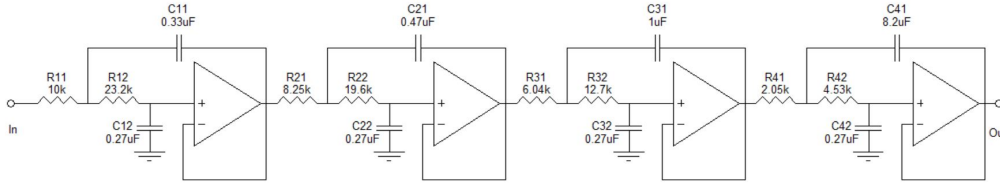


(a) Esquemático del filtro Butterworth pasa-alta de 2 polos.

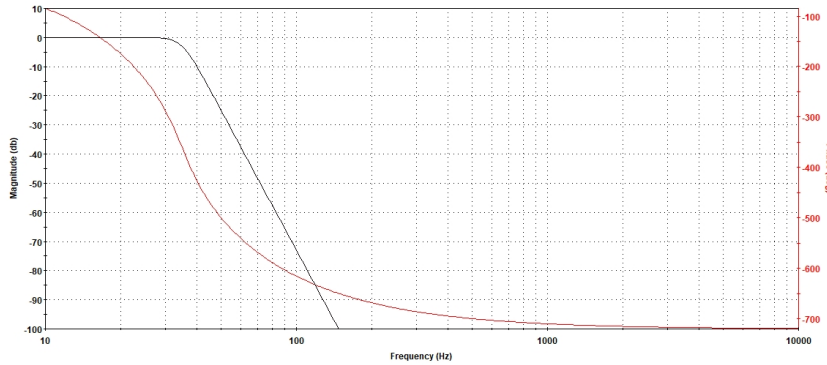


(b) Diagrama de bode del filtro pasa-alta de 2 polos.

Figura 24: Segunda etapa de filtración del megaproyecto ANIMA.



(a) Esquemático del filtro Butterworth pasa-baja de 8 polos.



(b) Diagrama de bode del filtro pasa-baja de 8 polos.

Figura 25: Tercera etapa de filtración del megaproyecto ANIMA.

Los comportamientos en frecuencia de estos circuitos dan la pauta para el tipo de filtración que se debe aplicar en el circuito, sin embargo cada etapa utiliza una gran cantidad de componentes y solamente aplican a un canal lo cual es contraproducente en el caso de tener 256 canales. Por lo que se decide simplificar y modificar para que sea una aplicación viable.

7.3. Funcionamiento de hardware open source

Partiendo del modelo entero, se procede a comprimir el proceso lo más que se pueda. Esta compresión se realiza junto con el estudio de la metodología utilizada por la compañía OpenBCI y su producto denominado “Cyton Board”. Este producto se utiliza en el ámbito médico Guatemalteco para el tratamiento de pacientes con epilepsia, a pesar de que el mismo producto no se recomienda para esta tarea, lo cual indica que este producto es lo suficientemente preciso y fidedigno.

La manera en la cual la compañía OpenBCI obtiene lecturas de electrodos es mediante la utilización de un convertidor análogo a digital DS 1299 de Texas Instruments. Esta señal digital se ingresa a un PIC de 32 bits, el cual se encarga solamente del envío de los datos recibidos por medio de un adaptador bluetooth hacia una computadora. Al observar el firmware del microcontrolador, se observa que no se realiza ningún tipo de filtrado ni amplificación. Así mismo, se tiene la limitante de que este circuito solamente puede trabajar con 8 electrodos de forma nativa; o con 16 electrodos máximo, mediante la implementación de un circuito extra, el cual tiene un costo adicional al producto base.

La metodología a trabajar se planifica a partir de la metodología base del producto Cyton Board de OpenBCI con la adición de módulos basados en el proceso convencional de la electroencefalografía.

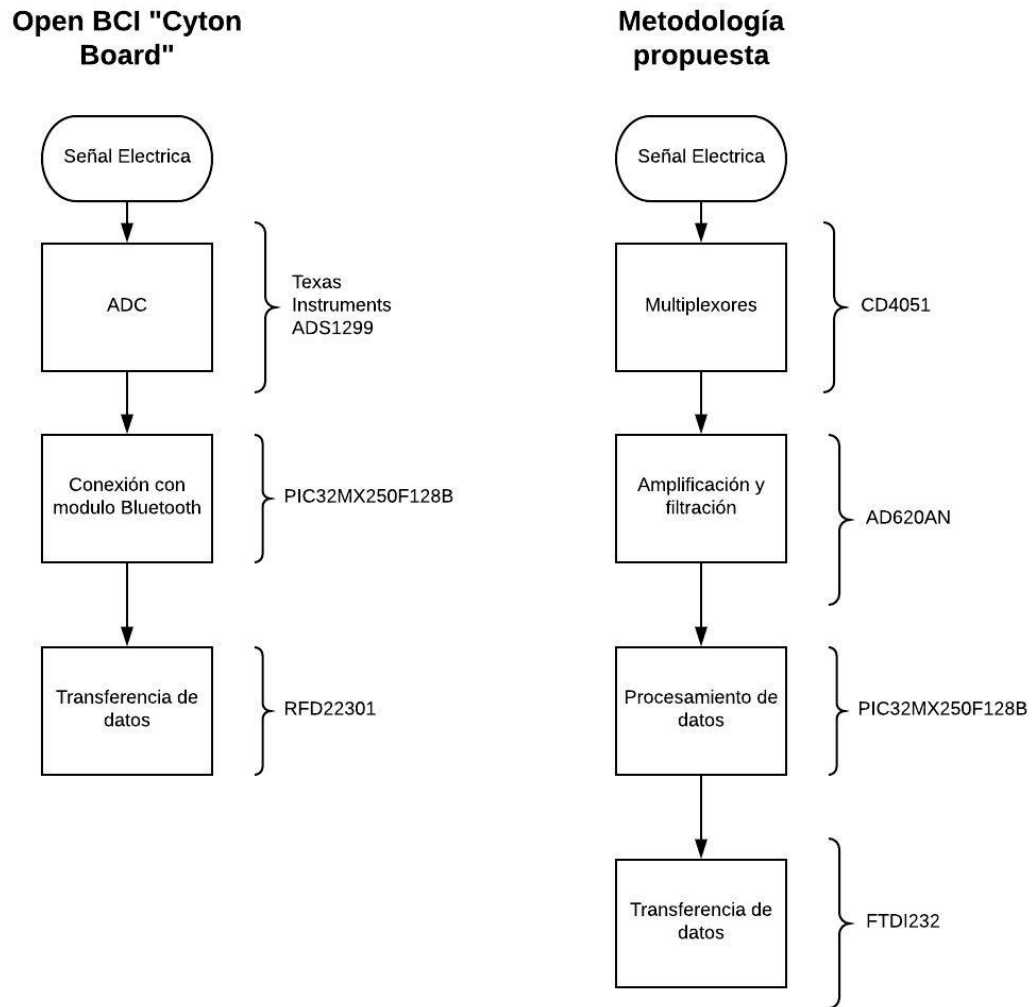


Figura 26: Diagrama de comparación OpenBCI vs metodología propuesta.

El proyecto resultante se divide dentro de dos categorías principales: parte analógica y parte digital. La parte analógica es un circuito encargado de la recepción, multiplexión, filtración, amplificación y acondicionamiento de señales eléctricas provenientes de los electrodos. Mientras que la parte digital se encarga de la transformación analógica-digital, el cambio de entradas en la etapa de multiplexación utilizando el periodo de muestreo de acuerdo a la cantidad de electrodos conectados y del envío de datos digitales hacia un medio externo.

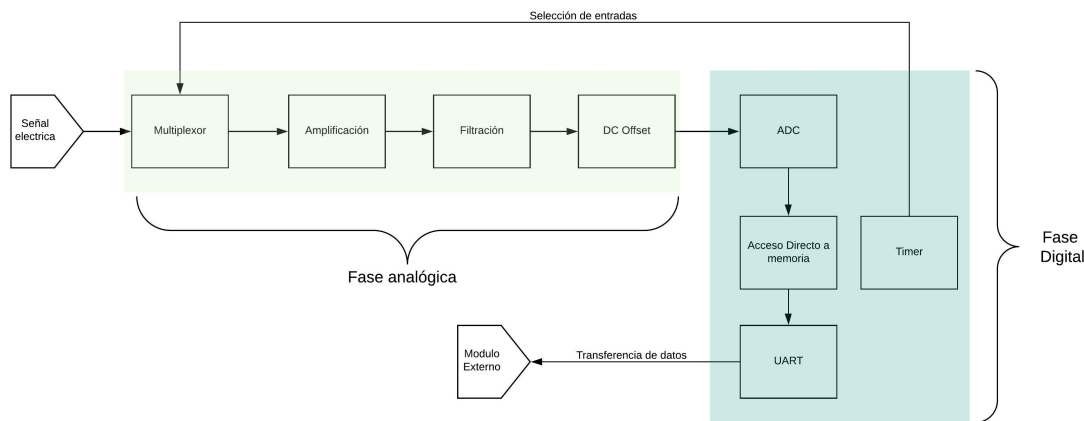


Figura 27: Diagrama de flujo del proceso propuesto.

7.4. Pruebas unitarias

7.4.1. Medición inalterada de electrodos

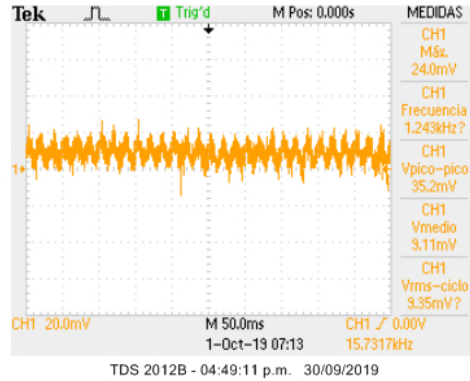
El desarrollo del proyecto se inicializa con la obtención de los tres tipos de electrodos utilizados en el ámbito médico nacional, los cuales son los electrodos copa de oro/plata, electrodos EMG/ECG y los electrodos secos 3D.

Cada electrodo posee características eléctricas distintas, por lo que el primer paso fue el de realizar una medición de cada tipo en distintas partes de la cabeza y anotar los resultados. En este caso es de suma importancia obtener los voltajes máximos tanto positivos como negativos.

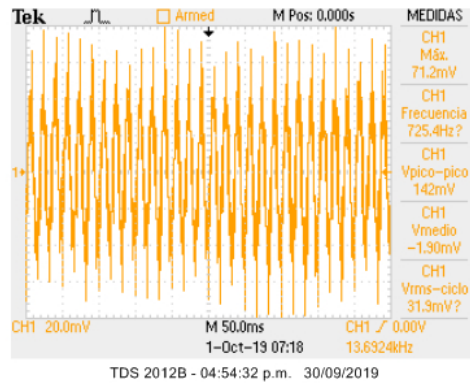
El proceso de medición fue el de utilizar un electrodo como referencia eléctrica mientras que el segundo se utiliza para realizar la medición. El electrodo de referencia se coloca en el hueso ubicado en la parte trasera de la oreja (auricular izquierdo o derecho), mientras que el segundo electrodo se varía de posición alrededor de la cabeza. Este proceso de medición se repitió para cada tipo.

Tipo de Electrodo	Señal obtenida (Vpico-pico)	Señal ideal (Vpico-pico)
Electrodo seco 3D	35.2 mV	100 uV
Electrodo copa de oro/plata	142 mV	100 uV
Electrodo EMG/ECG	32.6 mV	3 mV

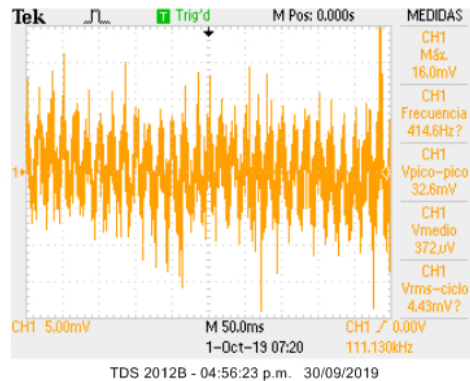
Cuadro 4: Voltajes promedio de electrodos sin procesar. Esta tabla contiene voltajes medidos de tres tipos de electrodos sin ningún tipo de procesamiento.



(a) Respuesta particular del electrodo 3D.



(b) Respuesta particular del electrodo 3D.



(c) Respuesta particular del electrodo ECG.

Figura 28: Medici3n de respuestas elΓctricas de los tres tipos de electrodos.

7.4.2. Comparaci3n de respuesta de distintos tipos de amplificadores de instrumentaci3n

Según la investigaci3n preliminar realizada, los amplificadores operacionales de instrumentaci3n son el producto de 3 amplificadores comunes conectados entre sí por medio de componentes comunes. Esto indica que en teor໚ se puede obtener el mismo resultado que provee un Op Amp de instrumentaci3n mediante la construcci3n de un Op Amp casero.

Además, la diferencia en cuanto al precio entre los amplificadores de instrumentación en relación a los caseros es de aproximadamente 4 a 1. Esta reducción en precio apoya a uno de los objetivos específicos del proyecto, por lo que se decide intentar de implementar esta aplicación.

A ambos circuitos se les añade un filtro pasivo con frecuencia de corte a 60 Hz con el propósito de enfocarse en las frecuencias cerebrales particulares. Se utilizaron potenciómetros configurados en 27 kOhms y capacitores cerámicos de 0.1 uF para lograr una frecuencia de corte cercana a los 60 Hz.

La respuesta del amplificador casero no es parecida a la esperada en lo absoluto. Esta respuesta provee picos de voltaje positivos mucho mayores al límite de 5 voltios y su componente negativa es prácticamente nula. Se concluye que el amplificador operacional casero no cumple con el comportamiento esperado, por lo tanto se rechaza esta implementación en el proyecto y se procede a utilizar OpAmps de instrumentación integrados.

7.5. Combinación de módulos unitarios

7.5.1. Parte analógica

Esta etapa se encarga de aumentar la cantidad de electrodos que se puedan conectar al sistema. Para lograr esta tarea, se utiliza el integrado CD4051BC, el cual es un multiplexor/demultiplexor analogico de 8 canales.

El integrado se caracteriza por tener tres pines que indican cuál de las 8 conexiones es la conexión activa. Para la toma de datos de todos los electrodos conectados a este componente, se utiliza el microcontrolador para realizar el cambio cada cierta cantidad de tiempo predeterminada en el código. La selección de datos se determina mediante lógica binaria, en la cual se escoge el canal a conectar al pin de salida dependiendo de los estados de los pines de selección denominados A, B y C (pines 9, 10 y 11).

INPUT STATES				"ON" CHANNELS		
INHIBIT	C	B	A	CD4051B	CD4052B	CD4053B
0	0	0	0	0	0X, 0Y	cx, bx, ax
0	0	0	1	1	1X, 1Y	cx, bx, ay
0	0	1	0	2	2X, 2Y	cx, by, ax
0	0	1	1	3	3X, 3Y	cx, by, ay
0	1	0	0	4		cy, bx, ax
0	1	0	1	5		cy, bx, ay
0	1	1	0	6		cy, by, ax
0	1	1	1	7		cy, by, ay
1	*	*	*	NONE	NONE	NONE

Figura 29: Tabla de estados lógicos para el multiplexor CD4051BC.

Para este prototipo simple, se repite la conexión de entrada por parte del electrodo conectado a cada una de las entradas del multiplexor. Por lo tanto se tiene la misma señal en

todas las entradas para facilitar la verificación del funcionamiento. Así mismo, el periodo de muestreo de las señales se deja cada segundo con el mismo propósito de una fácil verificación del funcionamiento.

Los distintos tipos de electrodos utilizados en aplicaciones médicas captan voltajes sumamente pequeños, por lo que es necesario amplificar estas señales de tal manera que faciliten su estudio. Los valores promedios de voltaje de cada tipo de electrodo se obtuvieron en la fase de pruebas preliminares. Teniendo estos datos y sabiendo que de los tres tipos disponibles, se utilizan solamente dos para una electroencefalografía (electrodo copa de oro y electrodo seco 3D) se calculan valores de ganancia para los amplificadores de instrumentación AD620.

$$G = \frac{49.9k\Omega}{R} + 1 \quad (6)$$

En este caso se necesita que la ganancia del amplificador genere una señal que se mantenga en un rango de $-2.5V$ a $2.5V$; para que cuando esta señal se le agregue un desplazamiento positivo, el resultado se encuentre entre $0V$ y $5V$, los cuales son los límites del módulo ADC del microcontrolador. Una resistencia de $500\ \Omega$ (ganancia = 100) resulta dar una señal cercana a los límites establecidos para el electrodo seco 3D, mientras que para el electrodo copa de oro da una señal resultante mucho menor a estos límites.

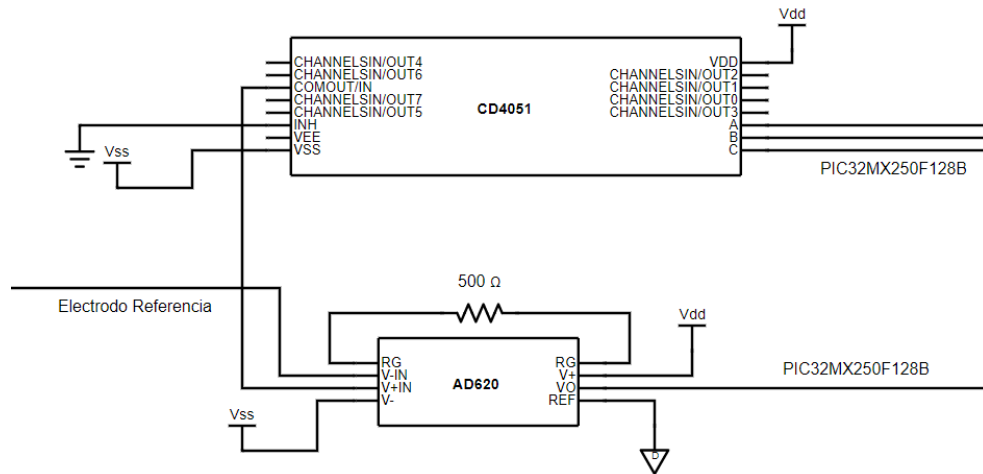


Figura 30: Diagrama esquemático de la parte analógica del circuito.

7.5.2. Parte digital

El código se encarga de indicar a la etapa de multiplexación la entrada a la que deben de conectarse, indica los tiempos de muestreo para cada electrodo, registra el electrodo activo al que se está muestreando, convierte los valores analogicos a digital y transmite estos datos hacia una computadora.

Para lograr todas estas funciones se emplea un microcontrolador considerado de gama alta, puesto que la velocidad de lectura debe ser lo suficientemente rápida para lograr medir

hasta 256 electrodos sin perder información en el proceso. Para esta aplicación se utiliza un PIC32MX250F128B de la compañía Microchip. Así mismo, se utiliza el software propietario de la misma compañía, denominado “MPLab X IDE”. En conjunto a este software, se utiliza el compilador de microcontroladores de 32 bits “XC32 Compiler” y el plugin “Code Configurator”.

Con el plugin de code configurator, se autogenera código de acuerdo a una configuración deseada mediante la interacción con botones y deslizadores. Además, genera funciones las cuales permiten el manejo de procesos. Para esta aplicación se generaron los siguientes scripts:

- UART: Contiene la configuración del envío de datos mediante comunicación serial tales como el baud rate, la paridad de los bits y la longitud de la cadena de datos enviados.
- PinManager: Contiene la configuración de todos los pines del microcontrolador. Define pines de salida digital, pines de entrada analógica y los pines utilizados en la comunicación serial.
- ADC: Maneja la conversión análogo-digital en los pines de lectura analógica. Configura el uso de pines de referencia analógica. Realiza operaciones aritméticas para modificar escalas de la información obtenida.
- InterruptManager: Configura la interrupción que se genera mediante el timer. Asigna interrupciones a otros módulos periféricos tales como la interrupción relacionada a la conversión ADC y la interrupción de fallo en el envío de datos en el puerto serial.
- MCC: Contiene la configuración inicial del microcontrolador. Define el ciclo de reloj, define los demás scripts autogenerados para su inclusión en el código principal.
- Main: Realiza la inicialización de cada módulo periférico y donde se contiene la lógica entera del microcontrolador. En este archivo es donde se coloca la programación definida por el usuario.

Debido a la autogeneración de las librerías, el código se encuentra en una configuración modular, en la cual solamente se hace el llamado a las distintas funciones autogeneradas en el archivo main.c para controlar el proceso.

El primer ciclo se mantiene activo de forma ininterrumpida y es la conversión de datos en los pines ADC y el envío de esta conversión hacia la computadora a la cual se conecta.

El segundo ciclo varía cada vez que se acciona la interrupción de un timer. Este timer indica la cantidad de tiempo que se muestrea cada electrodo, por lo que cada vez que se acciona, el microcontrolador se encarga de enviar a la fase de multiplexación la nueva conexión que debe realizar. Para lograr esto, se tiene un contador que identifica al electrodo activo, al accionarse el timer este contador incrementa en una unidad y así sucesivamente hasta que llega al límite de conexiones disponibles y se resetea. Puesto que la fase de multiplexación trabaja con lógica binaria, el contador se debe de convertir a binario y sus componentes se envían a tres salidas digitales.

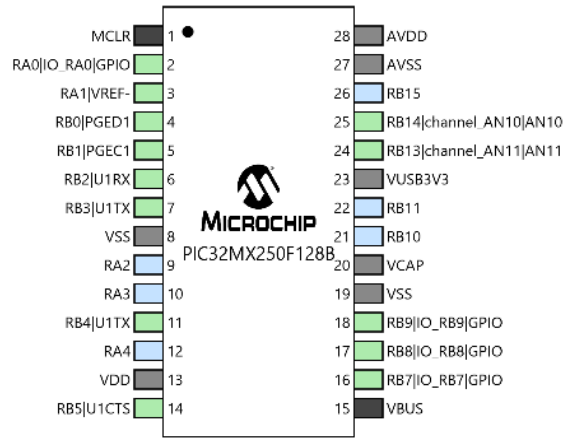


Figura 31: Diagrama de pines del microcontrolador utilizando Code Configurator.

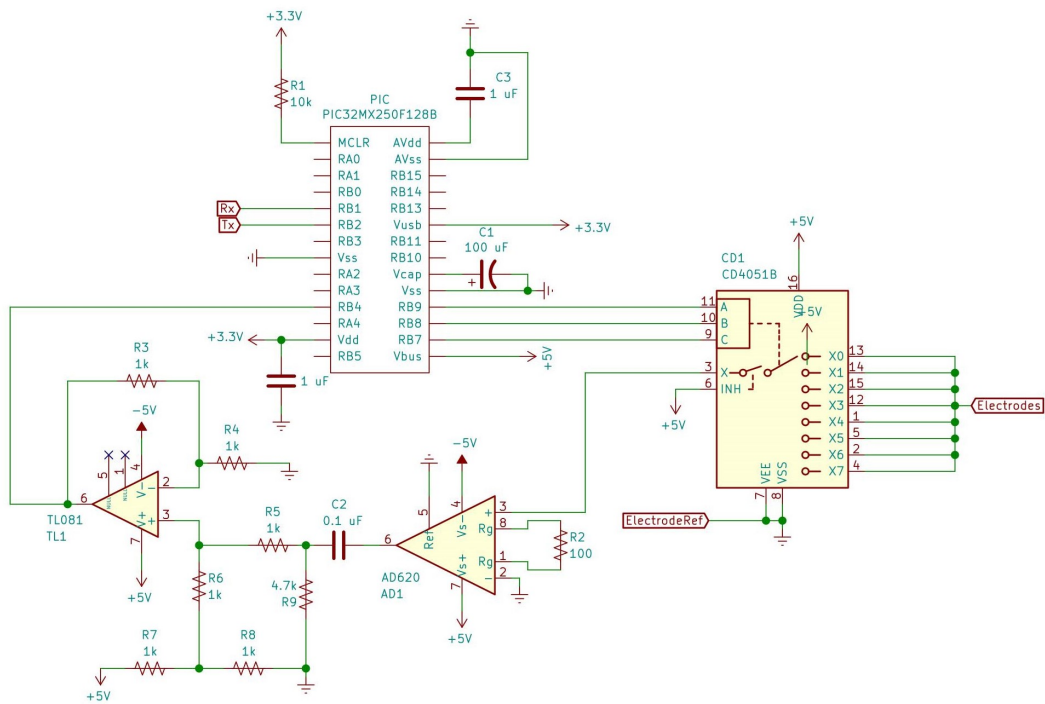
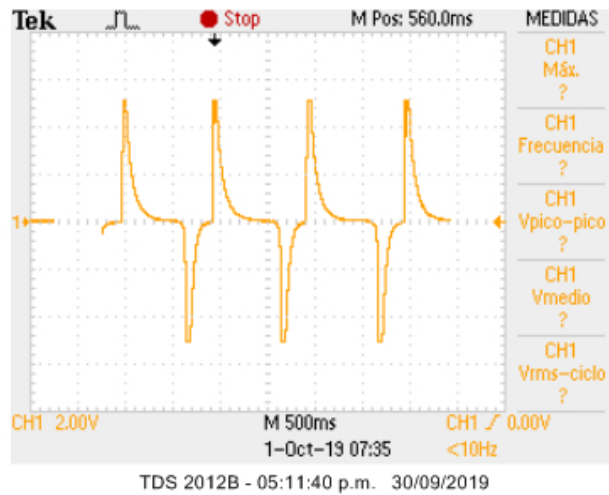


Figura 32: Diagrama esquemático del primer prototipo.

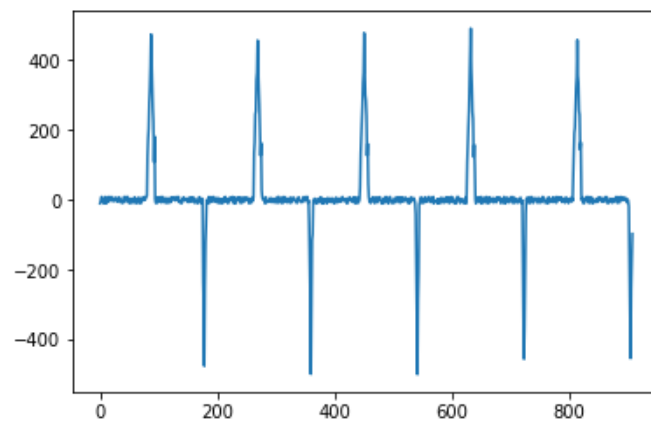
7.5.3. Datos resultantes

Esta versión simplificada tenía como objetivo el de poder medir las señales eléctricas provenientes de los electrodos y ser capaz de enviar los datos de forma digital hacia una computadora sin tener pérdidas significativas. Para poder comparar y contrastar, se midió la señal resultante del amplificador operacional de instrumentación y se obtuvo la gráfica de

la señal recibida en un programa escrito en python. Este tuvo la única función de graficar los valores recibidos en una pantalla utilizando la librería Matplotlib.



(a) Respuesta amplificador integrado.



(b) Gráfica digital.

Figura 33: Comparación circuito físico con reconstrucción usando datos digitales.

8.1. Circuito físico

El prototipo completo es el resultado de combinar todas las etapas de la planificación inicial en cuanto al circuito de forma física y funcional. A pesar de la planificación y diseño del circuito en las primeras etapas de desarrollo del proyecto, fue necesario el utilizar un proceso iterativo de pruebas y modificaciones para lograr el funcionamiento adecuado.

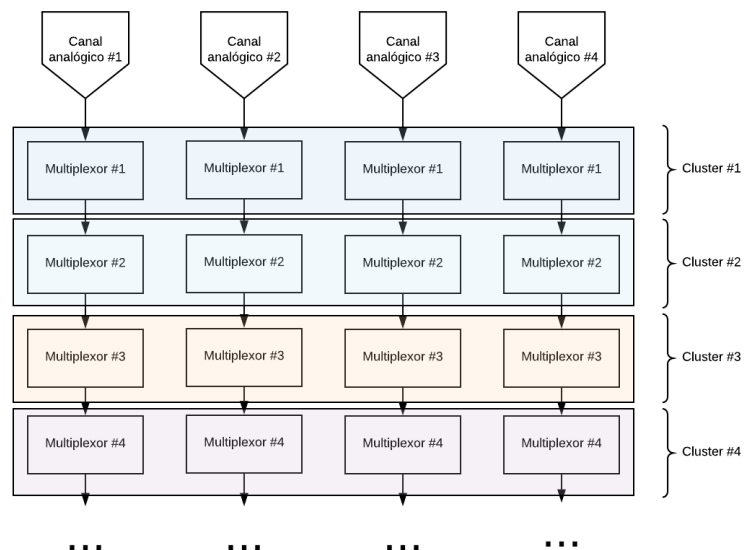


Figura 34: Diagrama de agrupación de componentes del prototipo completo.

La distribución de pines fue seleccionada de forma arbitraria y se intentó mantener pines con tareas similares juntos para la facilidad de cableado en el protoboard. En este caso la herramienta de pin configuration proporcionada por el plugin de code configurator de MPLab permitió una rápida selección e implementación en cuanto a las tareas específicas de cada pin.

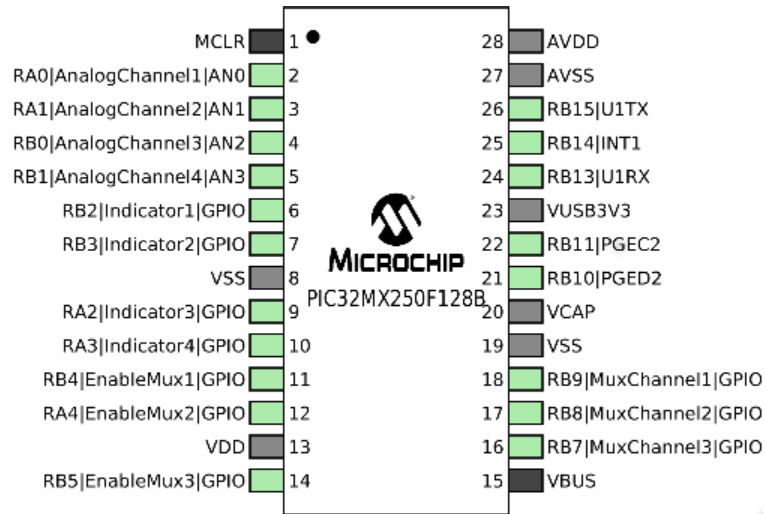


Figura 36: Configuración final de pines utilizando code configurator de MPLab X.

Amplificadores operacionales de instrumentación

Los amplificadores AD620 utilizan una topología simple la cual se obtiene de la hoja de datos proporcionada por el fabricante. La ganancia que se utiliza es la misma que se encontró en el prototipo minimalista (ganancia de 100). La única parte adicional a este componente es la adición del filtro pasa baja pasivo con frecuencia de corte cercana a 60 Hz.

La entrada positiva se obtiene de la fase de multiplexación la cual muestrea los diversos electrodos activos colocados en la cabeza del paciente. La entrada negativa es el electrodo de referencia el cual se coloca en cualquiera de los dos auriculares, o incluso en ambos. Este componente posee un pin denominado tierra virtual el cual se conecta a la tierra del circuito con el fin de tener un acople eléctrico.

Amplificador operacional cuádruple

Se implementa un amplificador operacional cuádruple en configuración de sumador no inversor. Este componente recibe las señales muestreadas de los cuatro canales y les agrega un offset para convertir las señales analógicas a que sean enteramente positivas. El offset que se le agrega es de 2.5V aproximados y se obtiene de un divisor de voltaje cuya fuente es la alimentación del circuito entero. De esta manera se asegura que el offset sea siempre la mitad de la alimentación y así garantizar que la señal muestreada se encuentre dentro del rango de lectura del ADC (0V a 5V).

Multiplexor de salida en conjunto a compuertas NOT

Cada canal analógico tiene 8 multiplexores, estos multiplexores se deben de mantener apagados con excepción de uno cada vez que se muestrean los electrodos conectados. Cada vez que se muestrean las ocho entradas por multiplexor, se debe de realizar apagar el componente que acaba de ser muestreado y habilitar el siguiente. Este ciclo se repite para cada multiplexor por canal, por lo que se necesita una manera de controlar de forma física cada componente de la fase de multiplexión.

Para lograr esto, se utiliza un multiplexor de que habilita el componente que se desea muestrear y apaga los otros 7 particulares al canal. Este recibe a través de 3 bits provenientes del microcontrolador el componente que se desea activar. Sin embargo existe un problema, el modelo CD4051 tienen un pin de habilitación e inhabilitación el cual funciona con lógica binaria inversa. Es decir, cuando este pin se encuentra en alto (5V) el multiplexor se encuentra apagado, y viceversa. Esto indica que el multiplexor por sí solo apaga uno y habilita los otros 7, lo cual no es el comportamiento deseado. Para solucionar esto se utilizan compuertas NOT que invierten los voltajes. De esta manera se invierten las señales y así se puede habilitar solamente un multiplexor a la vez mientras que los otros 7 se mantiene apagados.

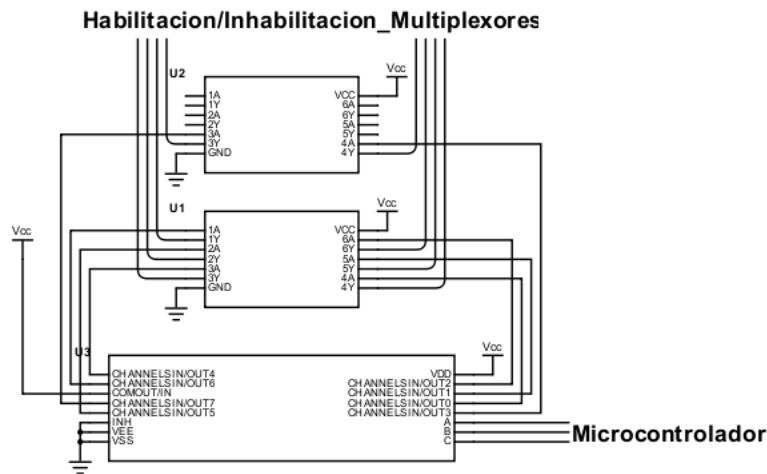


Figura 37: Topología de multiplexor de salida en conjunto a las compuertas NOT.

Multiplexor de entrada

El multiplexor de entrada se encarga de realizar el cambio de sus 8 canales de entradas particulares para muestrear cada electrodo conectado. Este cambio se realiza por medio de tres entradas digitales las cuales obtienen sus instrucciones directamente del microcontrolador. Así mismo, estos componentes se pueden apagar y encender por medio de un pin de habilitación. Esto apagado y encendido es manejado por el multiplexor de habilitación e inhabilitación en conjunto con las compuertas NOT debido a su lógica binaria inversa.

Cabe mencionar que el cambio entre las entradas no siempre abarca los 8 canales disponibles, estos varían dependiendo de la cantidad de electrodos conectados al sistema y se maneja mediante el software activo en el microcontrolador.

Push-Button

El push-button es simplemente un botón que permite al usuario cambiar la cantidad de electrodos mediante el pulso del mismo. Cada accionar del botón incrementa o re-inicializa un contador ascendente el cual varía entre los valores: 8, 16, 32, 64, 128 y 256.

La configuración de este botón garantiza que no exista “rebote” o pulsos no deseados causados por ruido eléctrico. Este botón está conectado a una entrada digital del microcontrolador y se mantiene siempre en 5V. Cuando se presiona, el pin de entrada recibe 0V y el código en el PIC activa una interrupción cuando detecta un flanco negativo.

8.1.2. Buses de transmisión de datos

Debido a la alta cantidad de conexiones que se deben realizar entre cada etapa del circuito entero, fue necesario el implementar lo que se denomina como “buses de transmisión de datos”. Estos buses, en efecto son una serie de cables que conectan cada elemento del circuito de forma secuencial. Del circuito completo, se pueden dividir estos buses en dos categorías principales: buses primarios y secundarios. Estas categorías se definen simplemente por la extensión y cantidad de conexiones propias de cada bus, por ende; todo bus que se clasifique como bus primario se asume automáticamente que conecta a más de 4 circuitos integrados, mientras que los secundarios conectan una cantidad de componentes menor.

Buses primarios

- Bus de selección de entradas de los multiplexores: El microcontrolador utiliza 3 pines de salida digital para indicar cuales son los canales a activar en cada multiplexor. Este bus interconecta entradas similares en paralelo. Debido a la funcionalidad de habilitación e inhabilitación no existe problema alguno de tener dos canales muestreando al mismo tiempo.
- Bus de habilitación/inhabilitación de multiplexores: La habilitación e inhabilitación que se realiza por medio de las compuertas NOT genera 8 salidas. Estas salidas se dirigen a cada cluster de multiplexores. De esta manera se asegura el muestreo de solamente un cluster a la vez.
- Bus de salidas de muestreo: Las salidas de los ocho multiplexores se interconectan por cada canal. Nuevamente, gracias a la funcionalidad de la habilitación e inhabilitación de clusters no se encuentran problemas puesto que solamente se tiene un multiplexor activo enviando señales por este bus.

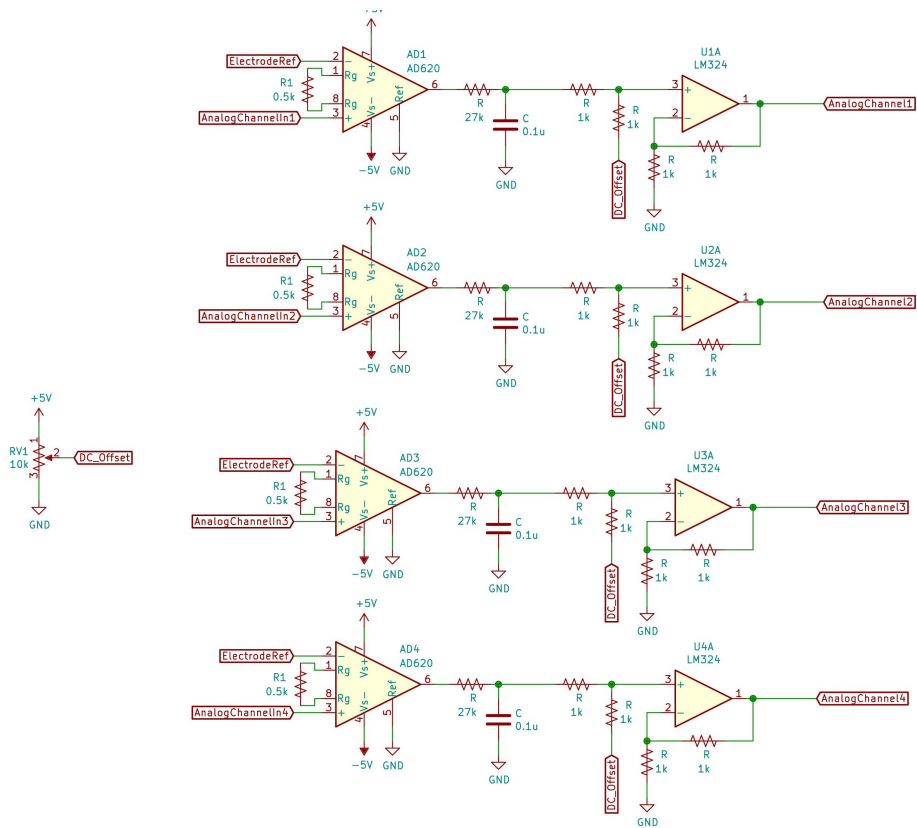


Figura 39: Diagrama esquemático del módulo de filtración.

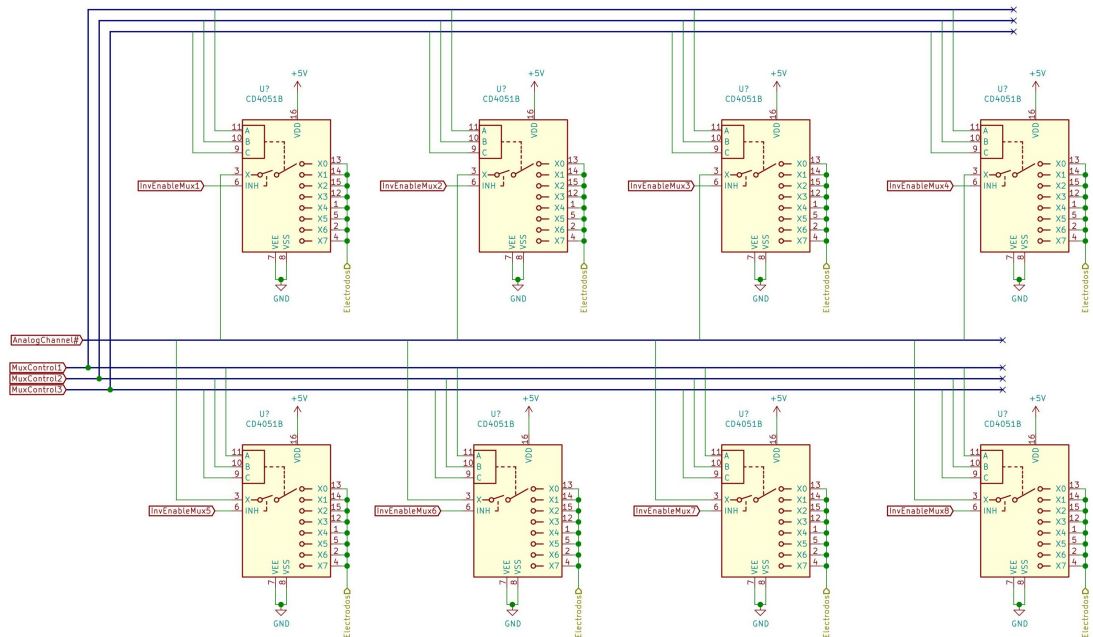


Figura 40: Diagrama esquemático del módulo de multiplexación.

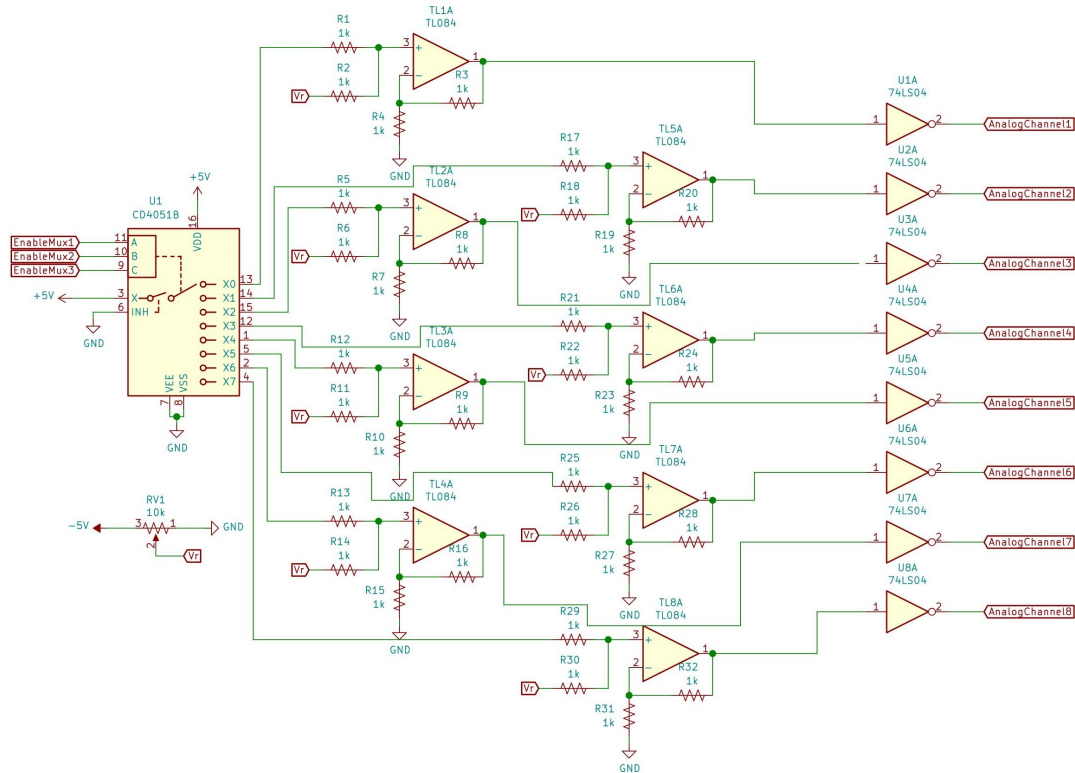


Figura 41: Diagrama esquemático del módulo selector.

8.2. Código

8.2.1. Configuración inicial

El microcontrolador utilizaba un cristal oscilador en el prototipo minimalista, sin embargo esto se tuvo que cambiar puesto que al momento de expandir el proyecto, Code Configurator perdía la configuración y los pines utilizados para las entradas del oscilador. La alternativa a este problema fue el de utilizar el oscilador que el microcontrolador contiene el cual es de 8 MHz.

Para asegurar el envío de información por medio de serial se debe de activar la opción de “PLL Enable” la cual multiplica el ciclo de reloj. Para esta aplicación se recomienda tener un ciclo de reloj en los módulos periféricos de 32 MHz y mantener la frecuencia del microcontrolador en cualquier valor siempre y cuando este difiera de la frecuencias de los módulos periféricos. Se seleccionó la frecuencia de 64 MHz de forma arbitraria.

Los módulos periféricos seleccionados para autogenerar código fueron: ADC, Interrupciones externas, Timer 1, UART 1 y DMA. De todos los módulos que autogeneraron código, solamente el Timer 1 requirió de modificaciones extras.

8.2.2. Configuraciones específicas

ADC

El módulo ADC se configura de forma que existan cuatro canales de lectura analógicas. Estos canales se les desactiva la opción de generar interrupciones cuando la conversión a digital finalice, también se desactiva la opción de utilizar voltajes de referencia. La velocidad a la que muestrean estos canales está directamente conectada con la frecuencia de los módulos periféricos (32 MHz) y toda interacción con los canales se realiza de forma manual en el código en lugar de las funciones autogeneradas por el plugin.

UART

UART se habilita solamente el envío de datos del microcontrolador hacia una unidad externa y se deshabilita la recepción. El resto de opciones se dejan tal y como estaban puesto que el modificar cualquiera impactaría la forma en la que alguna unidad externa recibe la información muestreada. Esto significaría obtener pérdidas de los datos muestreados y por ende afectaría uno de los objetivos específicos.

Pin Manager

Los pines se configuran de forma arbitraria utilizando la interfaz gráfica de Code Configurator. Además, se les asigna nombres personalizados a cada pin lo cual facilita la programación e identificación de cada uno.

Interrupciones externas

Se introduce el módulo de interrupciones externas en este prototipo. Se asigna el canal de interrupción 1 en el pin RB14 el cual se conecta al push-button. En las opciones adicionales, se define que la interrupción se genere solamente cuando se detecte un flanco negativo en el voltaje.

Timer

Se utiliza el Timer 1 de los cuatro disponibles en el microcontrolador. Este timer se configura para que se active una interrupción cada vez que cumpla con su ciclo. Este ciclo se define para que se dispare cada 65 microsegundos, Los cuales son el tiempo necesario para capturar las señales eléctricas de los 256 electrodos.

Las modificaciones que se le realizaron a este módulo fue el de implementar un contador, una variable de tipo número entero y una verificación de tipo "if" la cual compara si el valor del contador es mayor o igual que la variable. La variable está relacionada a la cantidad de electrodos conectados al sistema, en este caso es 1 cuando se tienen los 256 e incrementa en

intervalos de 2ⁿ. El contador simplemente incrementa en uno cada vez que no se cumple la condición en la declaración “if”.

Este proceso entero modifica el tiempo de muestreo para que se adapte a la cantidad de electrodos activos en el sistema. Cada vez que se dispara el timer se verifica si el tiempo transcurrido iguala a los electrodos en el sistema, si se cumple entonces se dispara la interrupción; en caso contrario se vuelve a inicializar el timer sin activar la interrupción. De esta manera el timer se repite las veces que sea necesario en intervalos de 56 microsegundos hasta que iguale el tiempo de muestreo adecuado.

Acceso directo a memoria (DMA)

Este módulo es totalmente independiente a los demás módulos y no afecta de ninguna manera en la ejecución del programa por parte del microcontrolador. Por esta razón se utiliza para el almacenamiento de datos muestreados junto con el envío de datos por serial. Según la hoja de datos del PIC, este módulo es prácticamente un microcontrolador embebido.

La configuración que se le aplica a este módulo es el de habilitar sus cuatro canales de acceso con distintas direcciones. Esto permite que cada canal analógico tenga su propio espacio de almacenamiento de datos y que el UART pueda tomar estos datos mediante la implementación de punteros.

8.3. Lógica del programa

El archivo main.c se genera por parte del compilador incluido en MPLab, el usuario programador solamente debe de agregar código dentro del ciclo main() que se incluye en este script. Con el propósito de generar funciones personalizadas y tener un control mucho más personalizado de las acciones que debe realizar el microcontrolador se añadieron dos archivos al proyecto; estos archivos son modules.c y modules.h. Puesto que la programación en MPLab X está basada en los lenguajes de programación de C/C++ se es necesario incluir el archivo tipo header (.h) y el archivo donde se alojan las instrucciones (.c). Además, fue necesario incluir ambos archivos en las variables de entorno del programa MPLab X para que ambos archivos sean incluidos al momento de compilar.

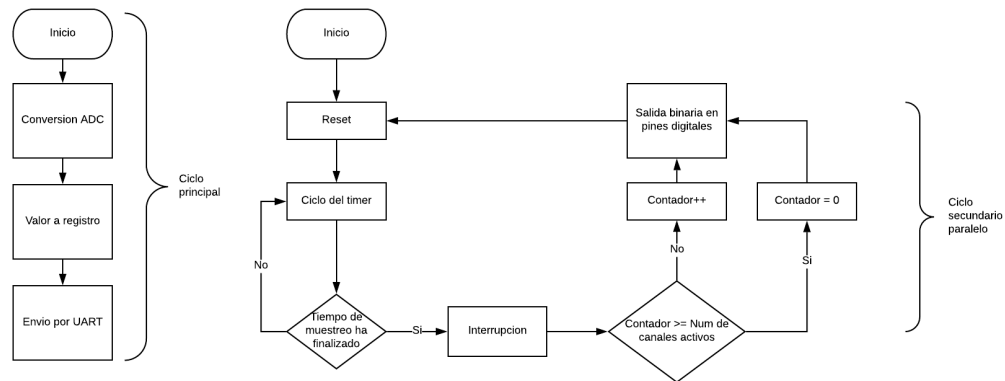


Figura 42: Diagrama de flujo del código implementado

8.3.1. Main.c

El archivo `main.c` se encarga de inicializar todos los módulos periféricos y de correr el ciclo principal de ejecución. En el ciclo principal la única acción que se realiza es el de envío de datos por medio de serial.

Debido a que Code Configurator genera funciones que se encargan del correcto funcionamiento de la comunicación serial solamente se es necesario utilizar la función `UART_Write()` con el valor que se desea mandar dentro de los paréntesis. La información se envía con el siguiente formato y de forma secuencial:

- “Cluster”
- Número de cluster
- “Conexión”
- Número de conexión
- “Valor”
- Voltaje muestreado

Las palabras entre comillas son cadenas de caracteres y los números son los valores tomados en tiempo real. Tanto el número de cluster como el número de conexión son enteros mientras que el voltaje muestreado es un valor decimal y se mantiene en un rango de 0 a 255.

8.3.2. modules.h y modules.c

A pesar de que son dos archivos, ambos están conectados puesto que toda la información y funciones que se declaran en `modules.h` se define con instrucciones en `modules.c`. Estos

scripts se encargan de toda la lógica de control del circuito y son independientes a lo que ocurre en el ciclo de ejecución encontrado en main.c. Un punto importante de estos archivos es el hecho de que modules.h se debe de incluir por medio del comando # include tanto en el archivo main como en los generados para interrupciones (timer1 y ExtInt). A su vez, el archivo modules.c debe de incluir absolutamente todos los demás scripts para su correcta funcionalidad.

Este script incluye un gran número de variables sin embargo, solamente las variables globales son de importancia puesto que estas dictan el funcionamiento correcto del algoritmo implementado. Estas variables son:

- ElectrodeQuantityIndicator: Número entero que varía de 1 a 6 y sirve para determinar qué luces encender y cuales apagar para indicar el número de electrodos activos.
- CurrentElectrodes: Entero que contiene la cantidad exacta de electrodos activos en el sistema.
- ActiveMuxChannel: Entero en el rango de 1 a 8 e indica cuál canal de entrada debe de estar activo en los multiplexores de entrada.
- CurrentMux: Entero que indica que cluster debe de estar activo.
- ADCResults1 , 2, 3 y 4: Manejan los datos ya convertidos del ADC. Estas cuatro variables son decimales (floats).

Las funciones definidas en este script son las siguientes:

- delayTimer: Define un delay el cual se utiliza para darle tiempo al módulo ADC de convertir la señal muestreada de forma digital.
- SampleAnalogChannels: Activa los canales analogicos e inicializa la conversión a digital. En esta función se verifica si las conversiones han finalizado. Cuando las cuatro conversiones finalizan, se guardan los resultados en las variables globales y posteriormente se utiliza el acceso directo a memoria.
- MuxSwitchManager: Cambia las señales que indican el cluster que debe de estar activo.
- MuxEntranceSwitcher: Realiza el cambio en los canales de entrada de cada multiplexor.
- TransferData: Esta función se llama en el ciclo encontrado en main y se encarga del envío de datos por serial. Contiene el formato de los datos a enviar.
- ExternalInterruptHandler: Cambia la cantidad de electrodos activos y se llama cada vez que se presiona el push-button y se genera la interrupción.
- GetSamplingTime: Determina los valores de las variables utilizadas en el script propio del timer. Básicamente determina el tiempo de muestreo según la cantidad de electrodos.
- ToggleQuantityIndicatorLEDs: Enciende y apaga las luces LED para señalar la cantidad de conexiones activas.

8.4. Diseño y fabricación del casco plástico

8.4.1. Modificaciones al estándar de posicionamiento de electrodos 10-20

El estándar 10-20 es una serie de pasos cuyas medidas varían de acuerdo a la cabeza del paciente. Por la naturaleza de esta aplicación y la cantidad de electrodos que se deben utilizar, el implementar de forma manual el estándar 1-20 es sumamente difícil por lo que se requiere de una automatización de este sistema. La solución seleccionada para resolver este problema es la de construir un casco mediante impresión 3D el cual tenga espacio para los 256 electrodos.

La manera en la que se automatizó el sistema 10-20 fue mediante la creación de una hoja de excel en la cual se calculan las posiciones en un plano xyz mediante un solo parámetro de entrada: Circunferencia de la cabeza. La circunferencia utilizada para el casco fue de 55 cm. Este diámetro se clasifica según estadísticas como mediano a nivel mundial. Cabe mencionar que Guatemala tiene un promedio de estatura sumamente bajo comparado al resto del mundo, por lo que este tamaño de casco se podría clasificar como “grande” en territorio nacional. Con este valor de circunferencia se procede a calcular las coordenadas cartesianas, estas se encuentran mediante el uso de las siguientes ecuaciones:

$$x = r * \sin(\theta) * \cos(\varphi) \quad (7)$$

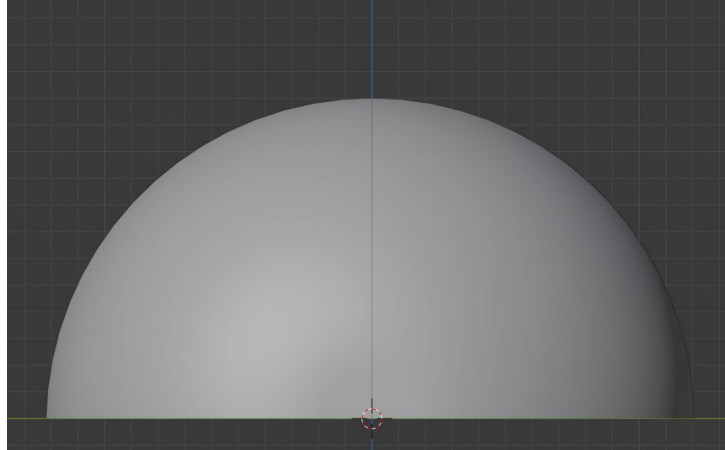
$$y = r * \sin(\theta) * \sin(\varphi) \quad (8)$$

$$z = r * \cos(\theta) \quad (9)$$

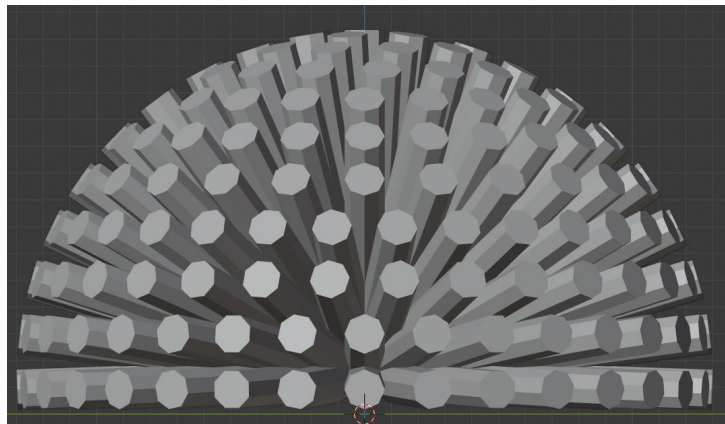
Las coordenadas generadas se exportan en archivo .csv para su uso posterior.

8.4.2. Diseño CAD del casco

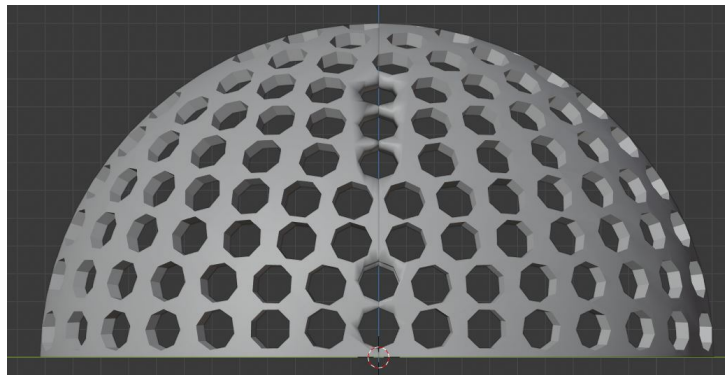
El siguiente paso en el diseño del casco es el de modelar la coraza externa en el programa de autodesk “Inventor”. en este programa, se crean dos sketches bidimensionales horizontales colocados en sentido opuesto y un sketch intermedio completamente vertical. Por último se crean dos sketches bidimensionales perpendiculares al eje z para que interconecten los tres sketches realizados previamente. Utilizando la herramienta “Sweep”, se extruyen ambos sketches horizontales y se utilizan los sketches perpendiculares como guías. El resultado de esta operación es el casco dividido en parte frontal y trasera.



(a) Casco importado en Blender en formato .obj.



(b) Generación de cilindros en posiciones calculadas.



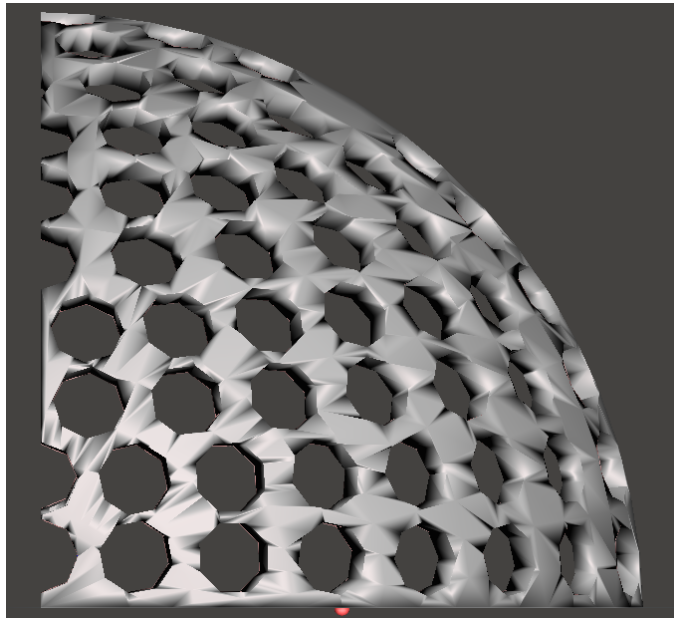
(c) Generación de agujeros en el casco.

Figura 44: Generación de agujeros para posicionar electrodos utilizando Blender.

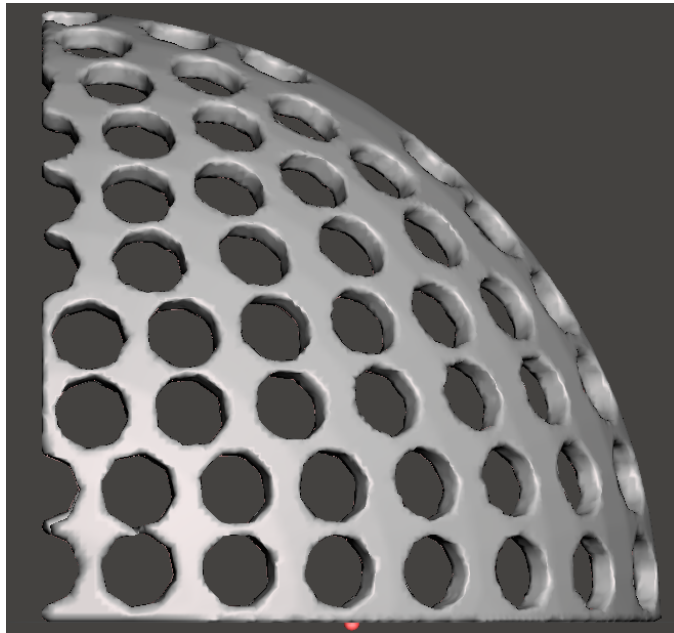
Ambas partes del casco se exportan en formato .stl para su impresión en una impresora 3D.

8.4.3. Manufacturación en impresora 3D

Los archivos .stl del casco presentan un problema cuando se intentan imprimir, el problema que se tiene es que existen partes donde el casco se encuentra vacío o no está completamente unido. Para corregir este error, se utiliza el programa de Autodesk “Meshmixer” el cual contiene la opción “Make Solid” especialmente desarrollada para estos casos.



(a) Casco exportado de Blender con áreas vacías.



(b) Casco resultante de la operación “Make Solid”.

Figura 45: Casco 3D final.

De esta manera se tiene un casco completamente listo para su impresión. Puesto que cada impresora 3D varía en cuanto a sus dimensiones máximas de impresión se tienen casos en los cuales ambas mitades del casco no caben físicamente. Se puede utilizar nuevamente meshmixer el cual tiene la herramienta “split” la cual permite cortar un modelo según se especifique. De esta manera se puede partir el modelo cuantas veces se necesite sin perder funcionalidad.

8.5. Manufacturación del sistema de sujeción

8.5.1. Diseño de caja para módulos de multiplexación

Las cajas utilizadas para sostener cada módulo de multiplexación tienen dimensiones para que las placas de cobre entren a presión por lo que no se necesita ningún tipo de manipulación externa para que estas se mantengan en su lugar.

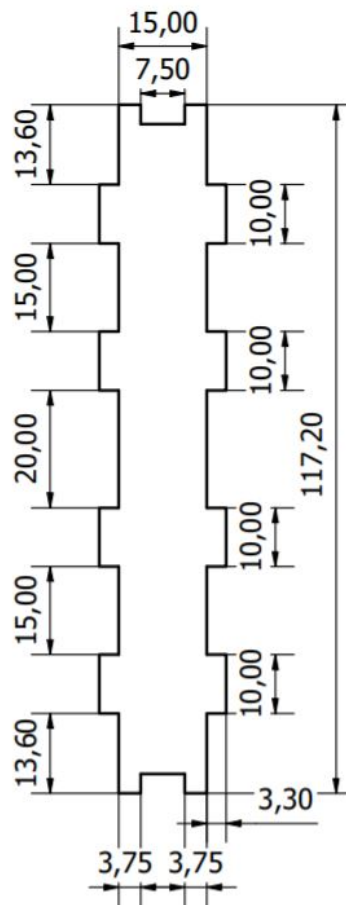


Figura 46: Dimensiones de los lados de la caja.

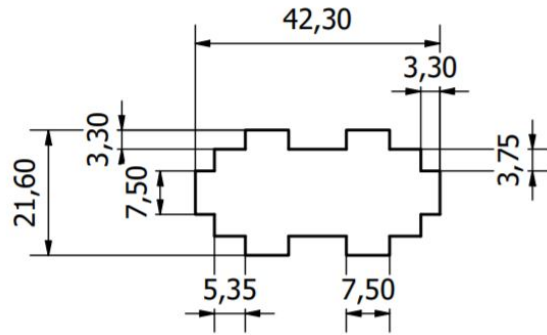


Figura 47: Dimensiones de los topos de la caja.

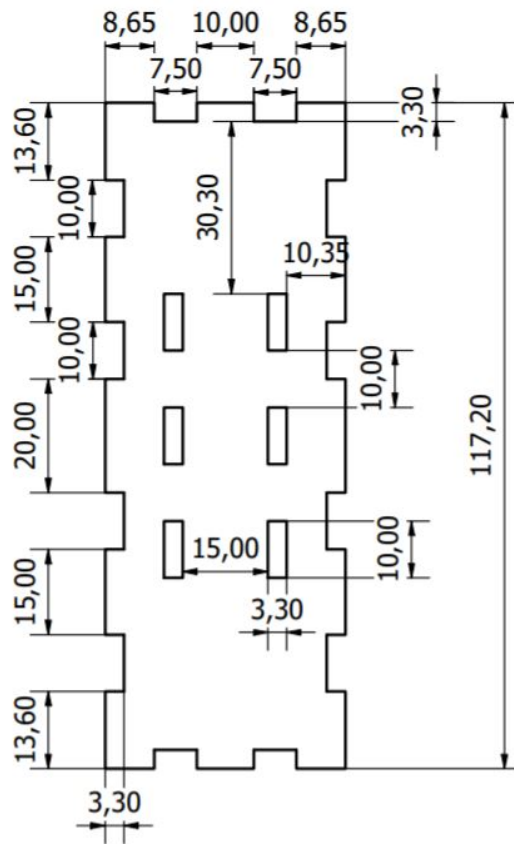


Figura 48: Dimensiones del fondo de la caja.

La tapadera de la caja contiene aberturas del tamaño exacto para que entren los cables suficientes para realizar cada conexión. De esta manera se evita que se realicen más conexiones de las disponibles. También se incluye un grabado en esta tapadera para que el usuario que la utilice pueda interconectar módulos sin cometer errores.

8.5.2. Diseño de caja central

La caja central contiene tres módulos en su interior. Estos módulos son el de control, filtración y selector. Puesto que cada uno tiene dimensiones distintas, se distribuyen de tal forma que ocupen el menor espacio posible.

Módulo	Dimensión en X (mm)	Dimensión en Y (mm)
Control	36.86	49.53
Filtración	66.04	71.12
Selector	146.05	55.88

Cuadro 5: Listado de dimensiones de las distintas placas a usarse en la caja central.

Esto resulta en un espacio de 146.05 mm de ancho y 127 mm de largo. Se redondean estas cantidades para permitir una holgura entre la caja y las placas contenidas; las dimensiones finales son de 150 mm de ancho y 130 mm de largo con 20 mm de alto. Por la simplicidad de esta caja, se utiliza la herramienta online de “MakerCase” para generar la caja.

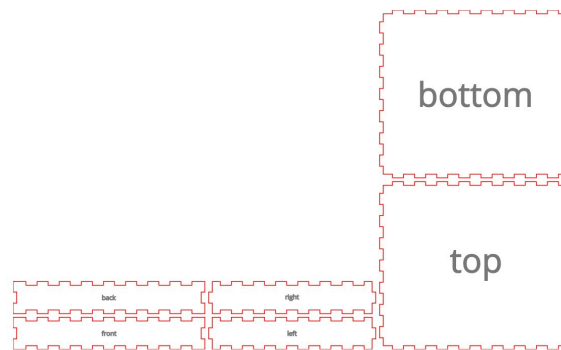


Figura 50: Planos de caja generados por la herramienta MakerCase.

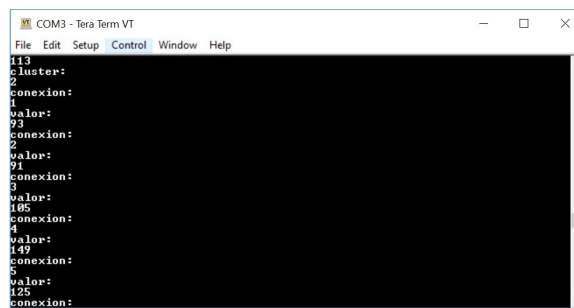
Las aberturas necesarias para realizar las conexiones con demás componentes se realizan de forma manual con un taladro y varias brocas de distintos diámetros.

Implementación del dispositivo de adquisición

9.1. Captura de datos

9.1.1. Respuesta en frecuencia

La información que se envía por medio de conexión serial a una computadora siempre mantiene el mismo formato. Sin embargo cabe mencionar que la recepción y la forma en la que se utilicen estos datos varía y queda a discreción del receptor. En este caso solamente se comprobó que los datos fueran legibles en una computadora mediante el software abierto llamado “TeraTerm” el cual es una simple terminal de lectura serial.



```
COM3 - Tera Term VT
File Edit Setup Control Window Help
113
cluster:
2
conexion:
1
valor:
73
conexion:
2
valor:
21
conexion:
3
valor:
105
conexion:
4
valor:
149
conexion:
5
valor:
125
conexion:
```

Figura 51: Captura de pantalla del programa TeraTerm recibiendo datos en tiempo real.

Para garantizar que la medición de electrodos se emplee de forma correcta, se verificaron las frecuencias a las cuales se realizaba el cambio de canales en cada multiplexor. Estas frecuencias deben de concordar con el teorema de Nyquist en el cual la velocidad de muestreo debe de ser como mínimo el doble de la velocidad de la señal que se desea digitalizar. Por la forma en la cual se distribuyeron los pines en el microcontrolador, el pin RB9 es el que siempre

se maneja en la frecuencia más alta. Por lo tanto este pin es el de interés para la verificación de frecuencias. Se utilizó la herramienta “Logic Analyzer” junto con su software particular “Logic 1.2.18” para medir las distintas frecuencias generadas en por el microcontrolador. Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Cantidad electrodos	Frecuencia esperada (kHz)	Frecuencia obtenida (kHz)
8	0.24	0.2396
16	0.48	0.4824
32	0.96	0.9579
64	1.92	1.928
128	3.84	3.826
256	7.68	7.675

Cuadro 6: Listado de frecuencias generadas de muestreo en el microcontrolador.

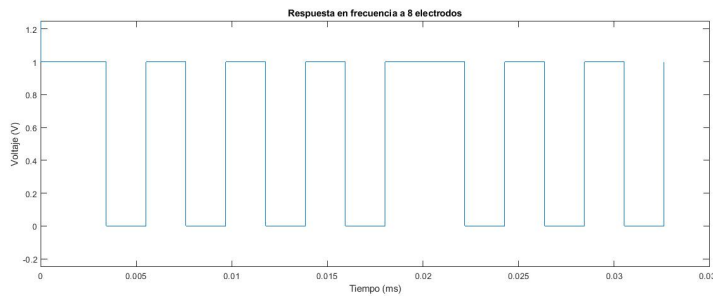


Figura 52: Respuesta en frecuencia a 8 electrodos.

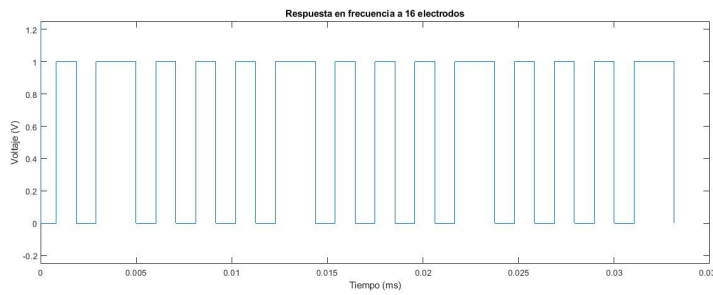


Figura 53: Respuesta en frecuencia a 16 electrodos.

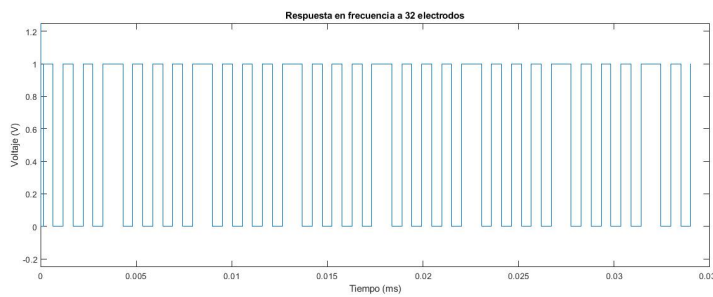


Figura 54: Respuesta en frecuencia a 32 electrodos.

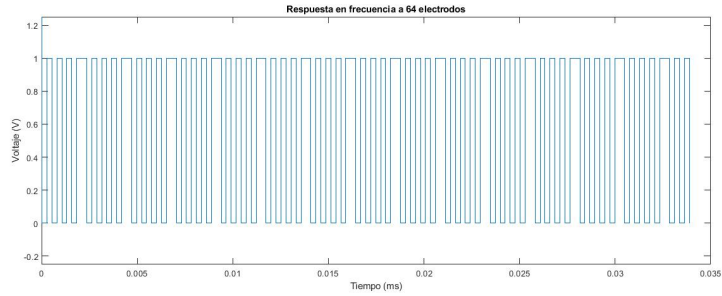


Figura 55: Respuesta en frecuencia a 64 electrodos.

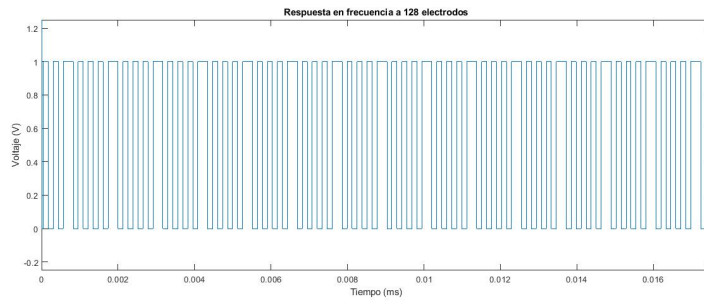


Figura 56: Respuesta en frecuencia a 128 electrodos.

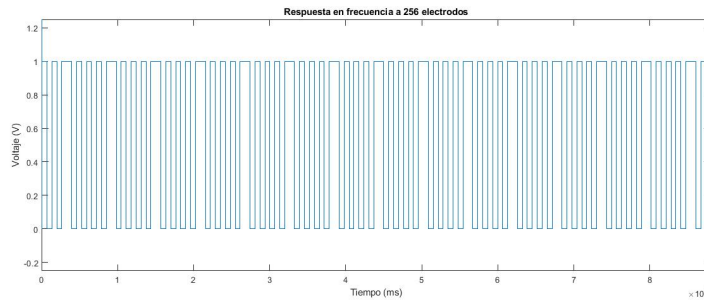
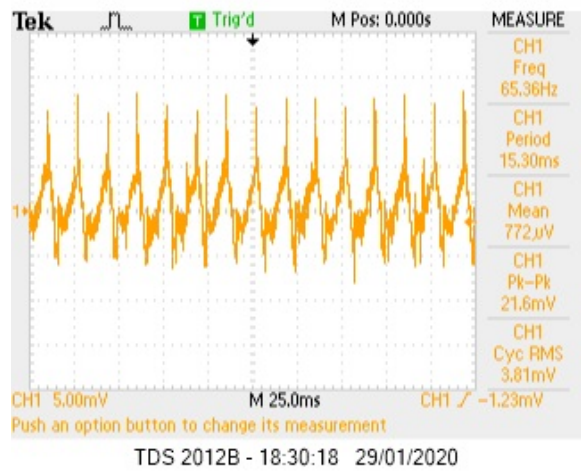


Figura 57: Respuesta en frecuencia a 256 electrodos.

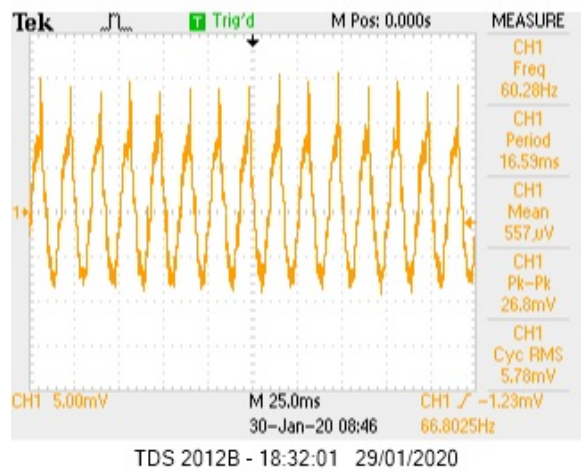
9.1.2. Ruido eléctrico

A pesar de la versatilidad de los multiplexores CD4051 en términos de frecuencia, estos dispositivos presentan una gran varianza en el ruido eléctrico generado en sus entradas cuando estas se activan o desactivan. Este ruido eléctrico se suma directamente a las señales que se desea muestrear por lo que se necesita ya sea un componente de precisión o una fase intermedia entre las entradas del multiplexor y los electrodos para la correcta eliminación de dicha interferencia.

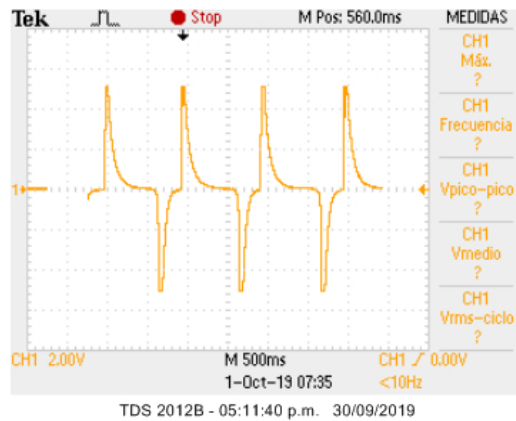
Al observar las señales muestreadas en cada paso del sistema se denota claramente que el ruido eléctrico es predominante y afecta las mediciones aún después del proceso de filtración y amplificación.



(a) Medición realizada antes de la etapa de multiplexación.



(b) Medición realizada entre la etapa de multiplexación y la fase de filtración.



(c) Medición resultante de la etapa de filtración

Figura 58: Ruido eléctrico perteneciente a los multiplexores.

El proceso analógico a pesar de amplificar las señales deseadas y cortar frecuencias arriba del rango superior de 60 Hz no es capaz de eliminar todo el ruido eléctrico por completo. Por lo que es necesario utilizar filtros digitales para remover todo componente no deseado.

9.2. Costo monetario a reducir

Uno de los objetivos del proyecto es el de reducir el costo monetario del prototipo de tal forma que este sea viable para su implementación en el ámbito médico guatemalteco. por lo tanto se hace una comparación entre el costo de manufacturación del prototipo con otras soluciones disponibles en el mercado.

El casco manufacturado por la compañía OpenBCI es utilizado para el estudio de pacientes epilépticos en Guatemala. Debido a que esta es la mejor solución que se puede comprar con el presupuesto limitado, se realiza la comparación directa y se intenta mantener el costo del prototipo por debajo del mismo.

El producto más barato que ofrece la compañía Open BCI y que se utiliza en Guatemala, es el conjunto “DIY Neurotechnologist’s Starter Kit” el cual tiene un costo de \$ 945.94 (Q 7258.01). Este kit incluye un casco plástico hecho en una impresora 3D, una placa de control “Cyton Board” de 8 canales, 60 electrodos para electrocardiograma y 30 electrodos 3D plásticos.

El precio del casco de OpenBCI no incluye el costo adicional de envío desde Estados Unidos hacia Guatemala, ni de los impuestos relacionados a la aduana. Tampoco se incluye el precio del módulo que extiende la cantidad de electrodos de 8 a 16, puesto que este es un módulo extra y no es vital para el funcionamiento del casco.

9.2.1. Desglose del costo del prototipo

El desglose de los costos de todos los componentes del prototipo requiere de algunas reglas y suposiciones. Estas son:

- Los componentes utilizados en el prototipo fueron adquiridos en territorio guatemalteco, por parte de distintas tiendas de componentes electrónicos en el país.
- Cada componente se encuentra disponible en más de una tienda, por lo que no es problema encontrar en inventario en cualquier momento que se necesiten.
- Los precios varían por cada tienda, por lo que se toman los valores más altos encontrados para el cálculo del costo final.
- Se toman en cuenta sólo los componentes finales encontrados en el prototipo. Todos aquellos que se descartaron o se arruinaron durante las pruebas no son tomados en cuenta.
- El único componente que no se encuentra disponible en tienda es el microcontrolador PIC32MX250F128B. Sin embargo este se puede conseguir bajo pedido o se maneja en envío por medio de las compañías que lo fabrican.

- No se toman en cuenta los cables utilizados ni los distintos protoboards que alojaron el circuito entero.

Componente	Cantidad	Precio Unitario (Q)	Precio Total (Q)
Multiplexor CD4051	33	8.00	264.00
Resistencias varias	15	0.60	9.00
LEDs	6	1.00	6.00
Op Amps de instrumentación AD620	4	60.00	240.00
Op Amp cuádruple LM324	1	16.00	16.00
Compuerta NOT HD74LS04	2	4.00	8.00
Capacitores cerámicos 104 0.1uF	4	2.00	8.00
Capacitores electrolíticos 0.1uF 50V	2	1.00	2.00
Capacitores electrolíticos 10uF 50V	1	1.50	1.50
Push Button	1	2.00	2.00
Microcontrolador PIC32MX250F128B*	1	35.00	35.00
Sockets	42	1.00	42.00
Headers Macho tira de 40	12	5.00	60.00
Headers Hembra tira de 40	12	3.00	36.00
Cable bocina AWG 14	259	1.00	259.00

Cuadro 7: Listado de costos unitarios y totales de todos los componentes utilizados en el circuito de electroencefalografía.

El costo total de los componentes del prototipo da como resultado la suma de: Q988.50. Esta suma solamente abarca los distintos circuitos integrados y demás componentes utilizados, los demás costos se describen en las siguientes secciones.

9.2.2. Costo de la fabricación del casco en impresora 3d

El costo de impresión en una impresora 3D se basa enteramente en la cantidad de material que se utiliza durante la impresión, se incluye tanto el plástico que conforma la pieza como el soporte generado.

El casco utiliza un total de 196 gramos de plástico (24.71 metros de PLA) cuando se imprime solamente en dos partes y sin generar ningún tipo de soporte. Para esta aplicación, el costo por metro se encuentra en Q8.21, sin embargo, estos precios varían de acuerdo al ente que se encargue de la impresión así mismo de la configuración de la impresión.

La configuración utilizada para el casco fue de dividirlo dentro de 8 partes iguales, las cuales reducen el material de soporte al igual que el tiempo de impresión. Se utilizó un grosor de capa de 0.3 mm y un infill del 10%. El costo total del casco según los parámetros establecidos, soporte generado y el precio por metro promedio es de Q295.56 (284 gramos ó 36 metros).

9.2.3. Costo de la fabricación de cajas de sujeción en mdf

La madera utilizada para las distintas cajas que sujetan los circuitos se compran en el mercado en planchas cuyas dimensiones son 4x8 pies con un grosor de 3.2mm a un precio de Q250.00 por plancha. Sin embargo, la cortadora láser utilizada para fabricar las cajas utiliza planchas cuyas dimensiones son: 60 cm de largo, 45 cm de ancho y 3.2 mm de grosor.

Al realizar el cálculo de costo para una plancha de estas dimensiones da como resultado un precio de Q10.00 aproximadamente. Cabe mencionar que los precios varían según ferretería, además algunas sucursales ofrecen servicio de corte gratuito mientras que otras no. El Costo total de la madera mdf es de Q30.00 puesto que con tres planchas de dimensiones 60x45x3.2 son más que suficientes.

9.2.4. Costo de la fabricación de placas de cobre

Las placas de cobre se encuentran en un total de Q15.00 a una cara y de dimensiones 4x4 pulgadas. El módulo de multiplexación tiene un total de 8 placas de cobre, a las cuales 4 caben en una placa de 4x4 dando como resultado la necesidad de 2 unidades. El módulo de filtración y selector utilizan ambos una placa de 4x4 por completo, añadiendo 2 unidades al total. Por último, el módulo de control y alimentación tienen un tamaño combinado menor a 4x4 por lo que ambas contribuyen en una sola unidad al total.

En total, se necesitan 5 placas de 4x4 pulgadas las cuales a Q15.00 de precio dan como resultado un costo total de Q75.00. Este costo no incluye el fresado de la placa.

9.2.5. Desglose del costo del producto final

Descripción	Costo
Componentes electrónicos	988.50
Impresión 3D	295.56
Madera mdf	30.00
Placas de cobre	75.00
Cinturon de sujeción	60
Total	2437.06

Cuadro 8: Listado de costos totales del producto final.

En la planificación inicial del proyecto se definieron cuatro objetivos específicos junto con declaración del alcance para señalar claramente el producto final esperado. Para este proyecto entonces se obtienen las siguientes conclusiones relacionadas a los objetivos y el alcance:

- Objetivo específico No. 1: Expansión de entradas hasta 256. El circuito entero es capaz de definir la cantidad de entradas a utilizarse mediante el pulso de un botón conectado al microcontrolador. Este botón modifica el tiempo de muestreo en tiempo real por lo que se pueden muestrear desde 8 electrodos como mínimo hasta un total de 256. Físicamente se tienen las 256 entradas mediante el módulo de multiplexación.
- Objetivo específico No. 2: Muestreo de señales sin pérdidas significativas. La velocidad a la que se configura el microcontrolador es sumamente mayor al doble de la velocidad mas rapida proveniente del sistema. Por lo que se concluye que el circuito cumple fácilmente con el teorema de muestreo de Nyquist y por ende se garantizan pérdidas prácticamente nulas.
- Objetivo específico No. 3: Reducción de costos. Cuando se compara el costo del prototipo con alternativas comerciales, se nota claramente que el costo total es una fracción de cualquiera de estos productos. Cuando se compara con el casco de openBCI, el resultado es una reducción de costos de 66 % aproximadamente. Se concluye que el prototipo si cumple con este objetivo.
- Objetivo específico No. 4: Transferencia de datos a una unidad externa. Mediante el módulo serial propio del microcontrolador, se puede enviar los datos muestreados del circuito hacia una unidad externa tal como una computadora utilizando un convertidor serial a usb como el FT232 o incluso se puede utilizar algún otro módulo de transferencia inalámbrica siempre y cuando este maneje transferencia de datos por medio de serial y su baudrate sea similar al del microcontrolador. Independientemente de la manera en la que se conecte el circuito a una unidad externa, es un hecho de que la transferencia de datos funciona por lo que se cumple con este requerimiento.

Recomendaciones

A pesar de que el prototipo cumple con los requerimientos de diseño, siempre existe espacio para mejoras y modificaciones las cuales brindan una mejor respuesta sin afectar el factor económico de una manera relevante.

Las siguientes recomendaciones requieren de procesos iterativos de prueba y error los cuales pueden resultar siendo beneficiosos o no. La única forma de determinar si son una buena adición al sistema es mediante la implementación física y la comparación directa de resultados.

- Añadir una etapa de protección del circuito entre los multiplexores y la etapa de amplificación. Según el artículo “Low-cost circuit design of EEG signal acquisition for the brain-computer interface system” mencionado en los antecedentes, el circuito propuesto por los autores utilizan una etapa de protección entre el electrodo activo y el resto del circuito. Esto lo hacen para proteger al paciente de descargar no deseadas y se compone por componentes simples tales como capacitores, resistencias y transistores. Debido a que no se puede recrear esta etapa para los 256 electrodos, se colocaria entre la etapa de amplificación y el módulo de multiplexión. En cuanto al costo monetario, el implementar 4 etapas de protección no incrementaria mucho el valor puesto que los componentes utilizados son de los más baratos en el mercado.
- Expandir la etapa de filtración. El circuito utiliza un amplificador operacional de instrumentación junto con un filtro pasa baja pasivo para amplificar y filtrar las señales de entrada. Sin embargo, el añadir más etapas de filtración, tales como filtros notch y/o butterworth definitivamente mejorarían la respuesta del sistema entero para ya no depender tanto de post procesamiento y filtros digitales en alguna computadora. Esta etapa si requerirá de una comparación directa con la respuesta que se tiene en el circuito actual para determinar si realmente vale la pena su implementación en el circuito, puesto que en términos monetarios si elevaría de forma sustancial el costo total del sistema.

- Añadir la capacidad de almacenar datos en una memoria externa. Uno de los componentes extras que poseen los microcontroladores de gama alta es la capacidad de poder interactuar con una gran variedad de dispositivos. Para el PIC32 se tienen librerías para manejar la transferencia de datos del PIC hacia unidades externas tales como memorias USB o discos duros externos. Esto le agregaría al sistema la capacidad de poder utilizarse lejos de computadoras las cuales están conectadas ya sea por medios inalámbricos o por cables. De esta manera en ocasiones en las cuales se tengan exceso de pacientes, se pueden tener algunos conectados a las computadoras disponibles y los demás tendrían sus mediciones guardadas en estas unidades externas para análisis posterior. Cabe mencionar que el añadir los módulos USB son sumamente complicados y requieren de una comprensión muy a fondo del microcontrolador y de programación a bajo nivel.
- La baja precisión de los multiplexores indican que se necesita utilizar un mejor componente. Existen en el mercado multiplexores mucho más precisos sin embargo estos no llegan al mínimo requerido para una aplicación médica como esta. Por lo que sería conveniente el desarrollar una fase pre-multiplexación para reducir el ruido eléctrico proveniente de las entradas.

-
- [1] M. Valdeavellano, L. Reina, G. Martínez y H. Bahnsen, *Métodos no convencionales de interfaz en el control de robots a través de la electroencefalografía y la electrooculografía*. Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala, 2009.
 - [2] M. Guzmán, J. Pinto, G. Gandolfo, P. King y P. Oliva, *Megaproyecto Profectus, control no convencional e implementación de una silla de ruedas eléctrica diseñada para subir gradas, controlada a través de electromiografía y apoyada mediante visión por computadora*. Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala, 2012.
 - [3] C. Castillo, E. González, A. Martínez, M. Izquierdo y C. Cuevas, *INNOVA: control no convencional e implementación de un prototipo de una silla de ruedas eléctrica a través de la electroencefalografía*. Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala, 2011.
 - [4] M. J. Charles Moyes, *Brain-Computer Interface*, Available at https://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece4760/FinalProjects/s2012/cwm55/cwm55_mj294/index.html (2012).
 - [5] OpenBCI, *OpenBCI Cyton*, Available at <https://docs.openbci.com/Hardware/02-Cyton>.
 - [6] L. Zhang, X.-j. Guo, X.-p. Wu y B.-y. Zhou, “Low-cost circuit design of EEG signal acquisition for the brain-computer interface system”, *2013 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, 2013. DOI: 10.1109/bmei.2013.6746942. dirección: <https://ieeexplore.ieee.org/document/6746942>.
 - [7] *El abordaje de la epilepsia en el sector de la salud pública*. Washington, D.C.: Organización Panamericana de la Salud, 2018.
 - [8] S. West, S. Nolan, J. Cotton, S. Gandhi, J. Weston, A. Sudan, R. Martinez y R. Newton, “Surgery for epilepsy”, *Cochrane Database of Systematic Reviews*, n.º 7, 2015, ISSN: 1465-1858. DOI: 10.1002/14651858.CD010541.pub2. dirección: <https://doi.org/10.1002/14651858.CD010541.pub2>.
 - [9] *Electroencephalogram (EEG)*, Disponible en <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/electroencephalogram-eeeg> (2019).

- [10] “Electroencephalography”, 2017. dirección: <https://www.britannica.com/science/electroencephalography>.
- [11] K. Blocka, *EEG (Electroencephalogram)*, Disponible en <https://www.healthline.com/health/eeg> (2017/08/14).
- [12] B. JW, F. LC y H. JL, “Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants [Internet]”, *An Orderly Approach to EEG Analysis: Visual Inspection of the Background and Pattern Recognition.*, n.º 7, 2016. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK390342/>.
- [13] *Biomedical Signals Acquisition*, Disponible en https://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/biomed_signals/eeg_n.htm.
- [14] CNSac, *Reusable CNSAC Gold Cup Electrodes*, Disponible en https://www.cnsac-medshop.com/wp-content/uploads/2019/01/gold_cup_eeg_electrode_reusable_cnsac_medshop.pdf.
- [15] iWorx Data Acquisition & Analysis Systems, *EEG Electrodes*, Disponible en <http://www.iworx.com/wp-content/uploads/2013/01/EEG-electrodes-Tech-Note.pdf>.
- [16] P. Salvo, R. Raedt, E. Carrette, D. Schaubroeck, J. Vanfleteren y L. Cardon, “A 3D printed dry electrode for ECG/EEG recording”, *Sensors and Actuators a-Physical*, vol. 174, págs. 96-102, feb. de 2012. DOI: 10.1016/j.sna.2011.12.017.
- [17] T. C. T. ldt., *10/20 System Positioning Manual*, 2012. dirección: http://chgd.umich.edu/wp-content/uploads/2014/06/10-20_system_positioning.pdf.
- [18] H. J. A. P. S. of Engineering, *Operational Amplifiers*. dirección: http://people.seas.harvard.edu/~jones/es154/lectures/lecture_1/op_amp_1/op_amp_1.html.
- [19] J. Riskin, *A user’s guide to IC Instrumentation Amplifiers*, Available at <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/application-notes/AN-244.pdf>.
- [20] C. Kitchin y L. Counts, *A Designer’s guide to instrumentation amplifiers*, 3.^a ed. U.S.A: Analog Devices, 2006.
- [21] T. Instruments, *CD74HC4051-EP Analog Multiplexer and Demultiplexer*, Available at <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd74hc4051-ep.pdf> (2015).
- [22] M. Land, *PIC Microcontroller*, Available at <http://cs.hadassah.ac.il/staff/martin/embedded/slide04-1.pdf> (2012).
- [23] M. Technology, *MPLAB X Integrated Development Environment (IDE)*, Disponible en <https://www.microchip.com/mplab/mplab-x-ide>.
- [24] —, *MPLAB Code Configurator*, Disponible en <https://www.microchip.com/mplab/mplab-code-configurator>.

13.1. Fotografías

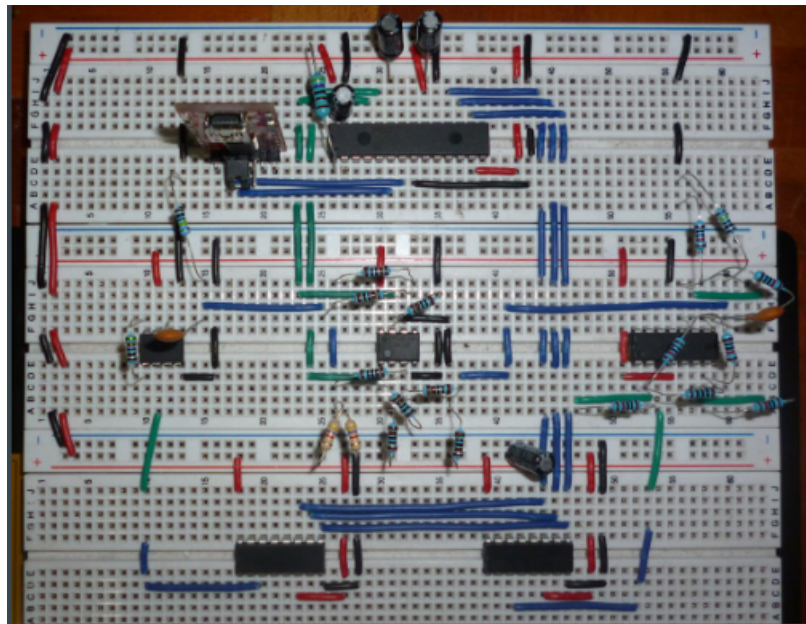


Figura 59: Fotografía del circuito perteneciente al primer prototipo

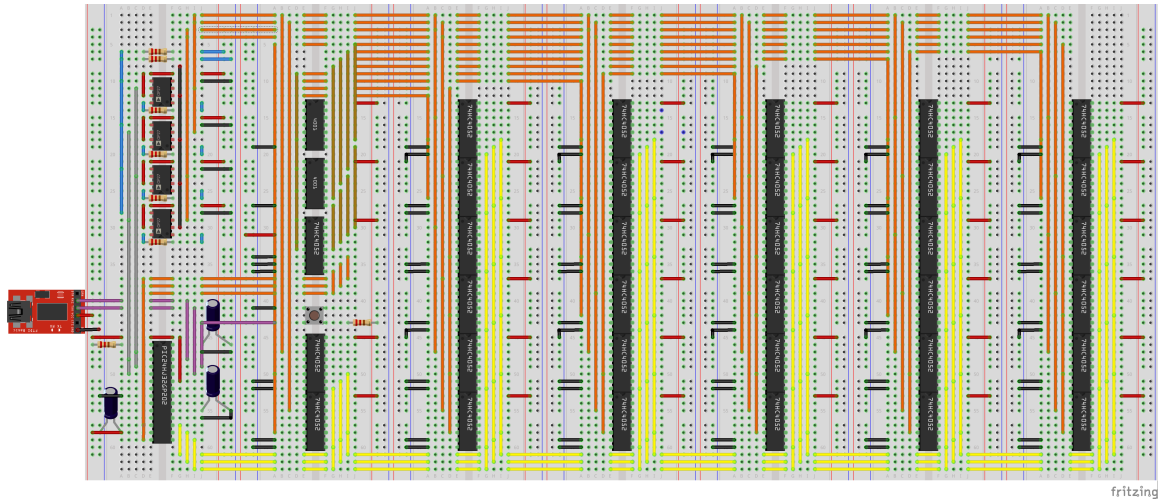


Figura 60: Diagrama del circuito completo en protoboard.

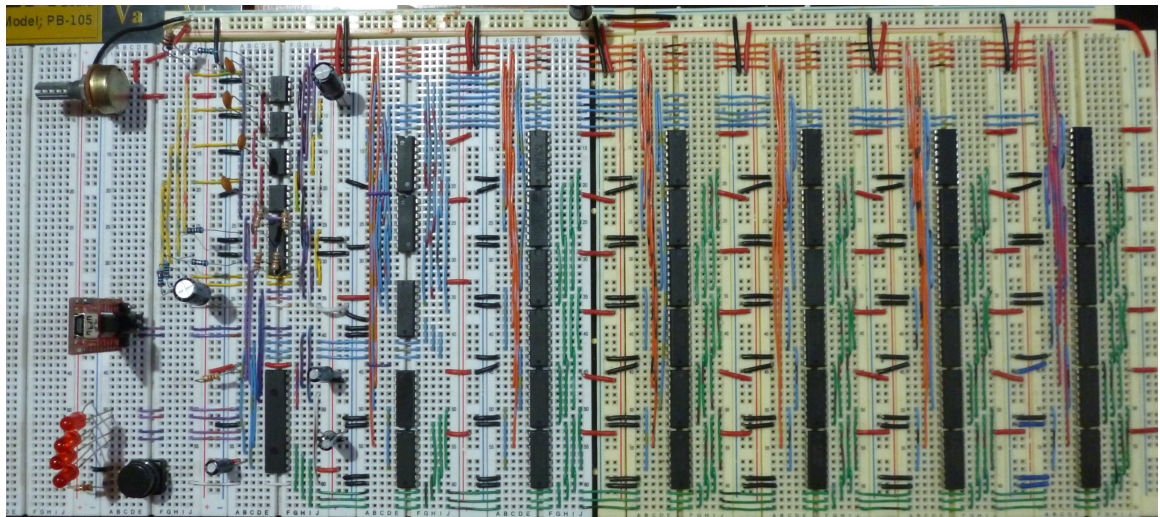


Figura 61: Fotografía del circuito físico completo.

13.2. Renders

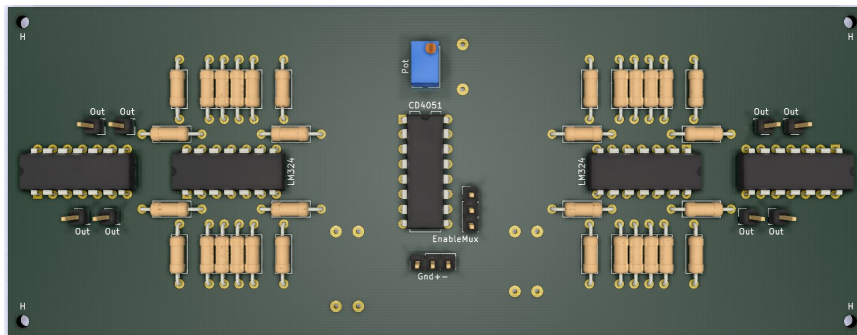


Figura 62: Render 3D del modulo selector.

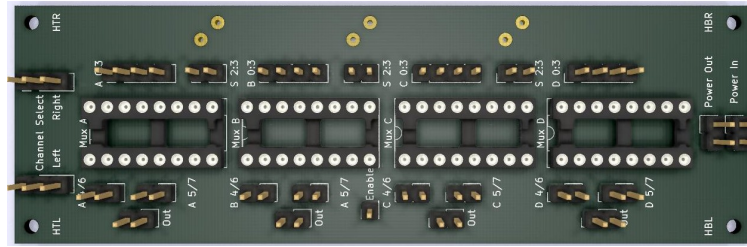


Figura 63: Render 3D del modulo de multiplexación.

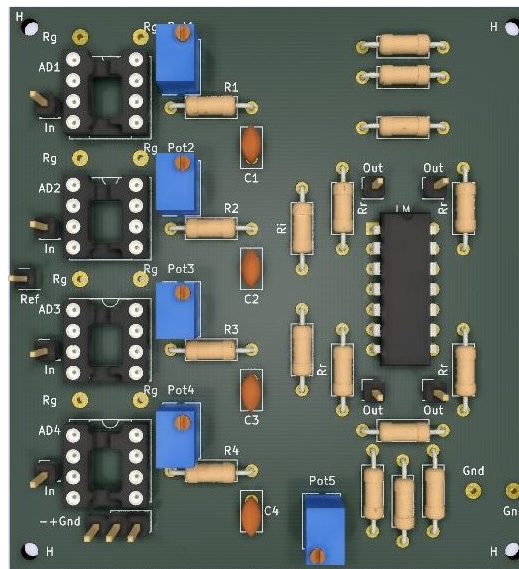


Figura 64: Render 3D del modulo filtración.

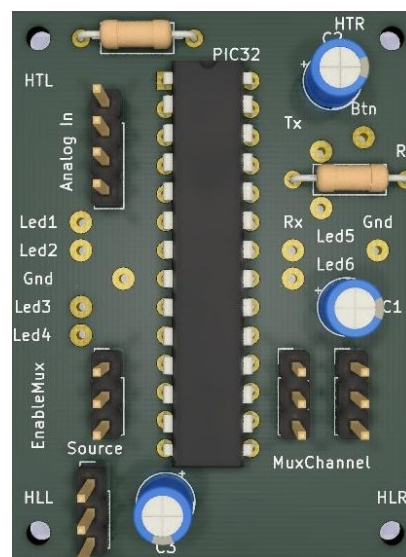


Figura 65: Render 3D del modulo de control.

13.3. Archivos Gerber

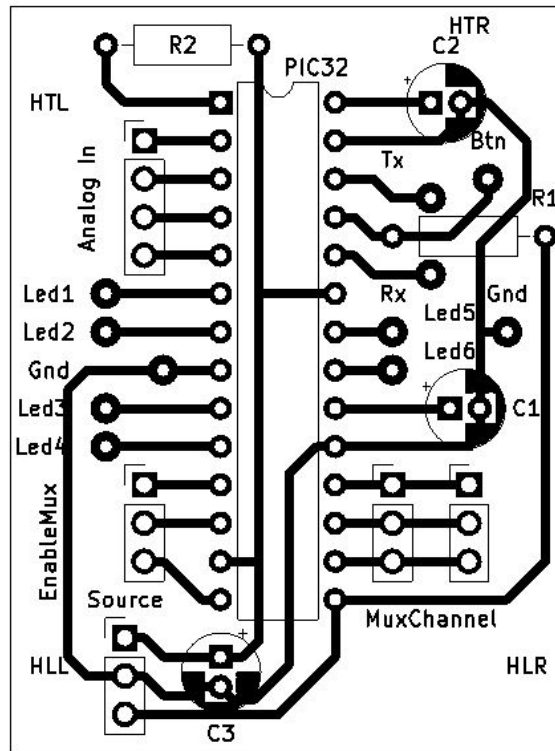


Figura 66: Archivo Gerber del módulo de control.

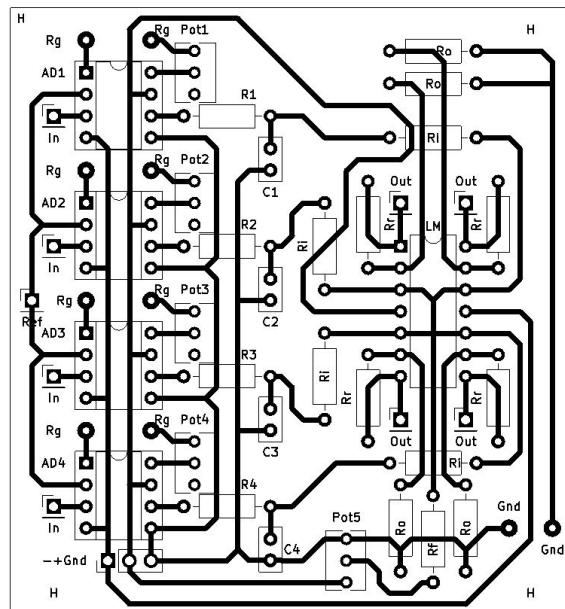


Figura 67: Archivo Gerber del módulo de filtración.

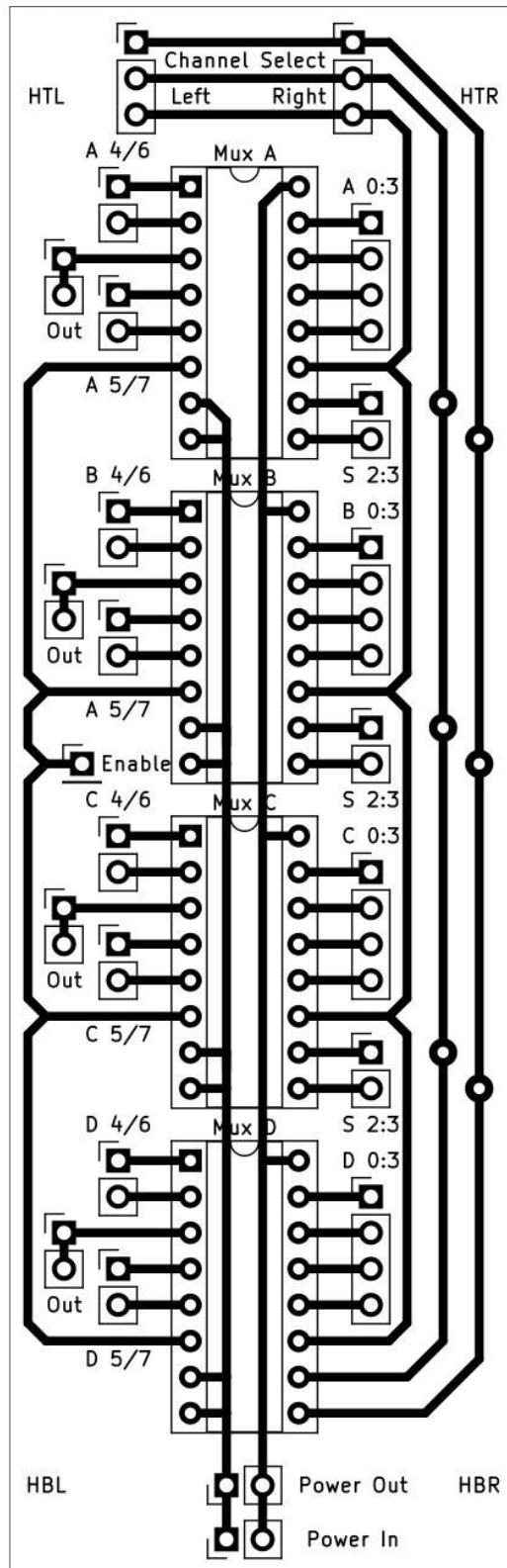


Figura 68: Archivo Gerber del módulo de multiplexación.

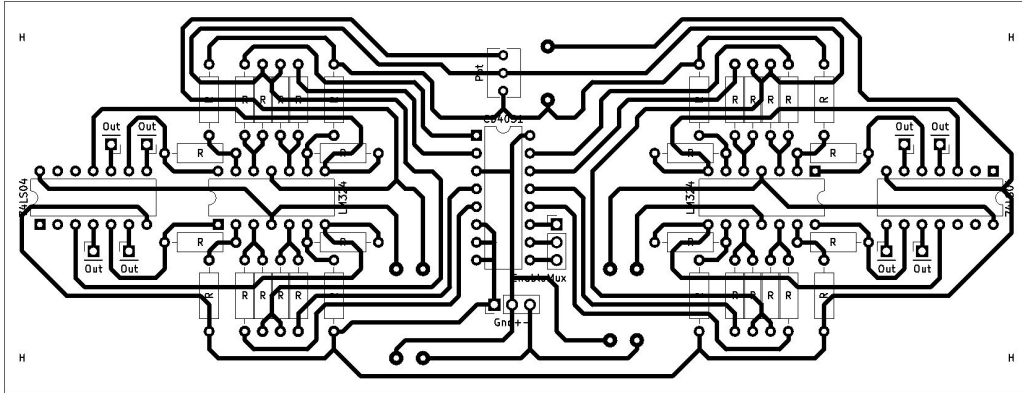


Figura 69: Archivo Gerber del módulo selector.

13.4. Fotografías del prototipo final

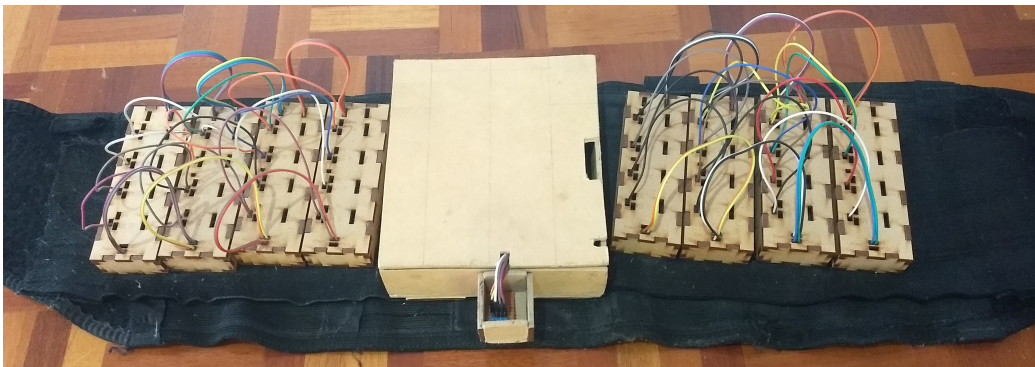


Figura 70: Prototipo completo.



(a) Vista frontal del casco impreso.



(b) Vista inferior del casco impreso.



(c) Vista lateral del casco impreso.

Figura 71: Casco impreso.

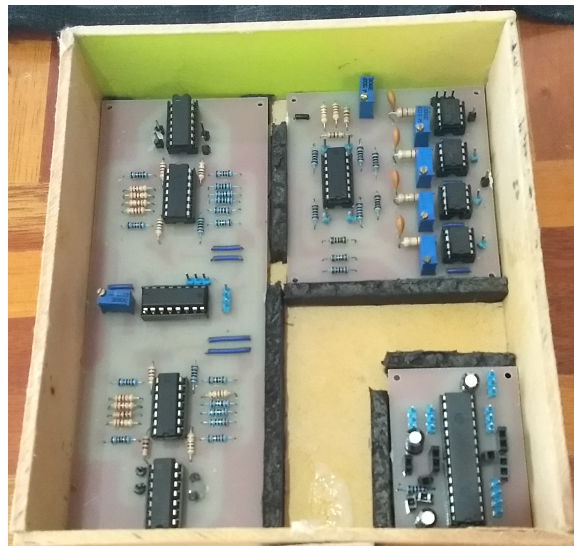
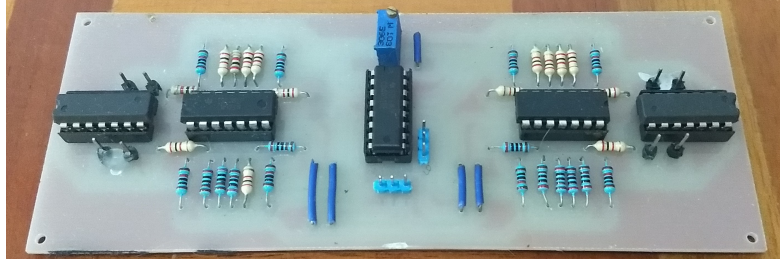
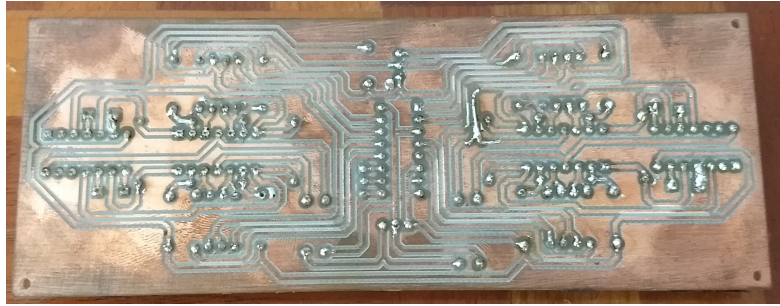


Figura 72: Caja central del prototipo.

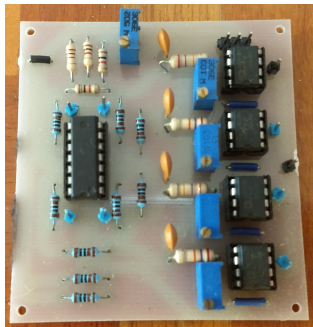


(a) Módulo selector vista superior.

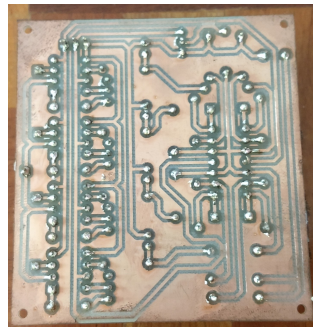


(b) Módulo selector vista inferior.

Figura 73: Módulo selector.

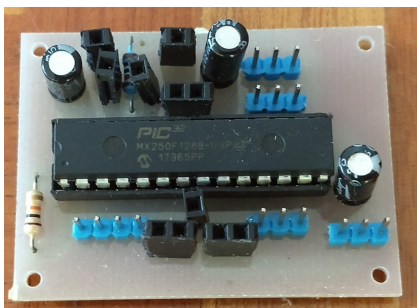


(a) Módulo filtración vista superior.

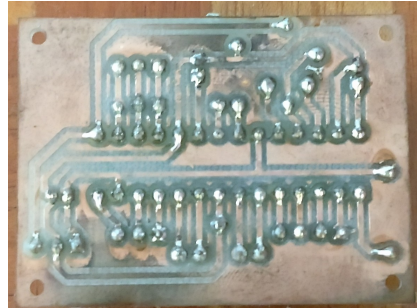


(b) Módulo filtración vista inferior.

Figura 74: Módulo filtración.

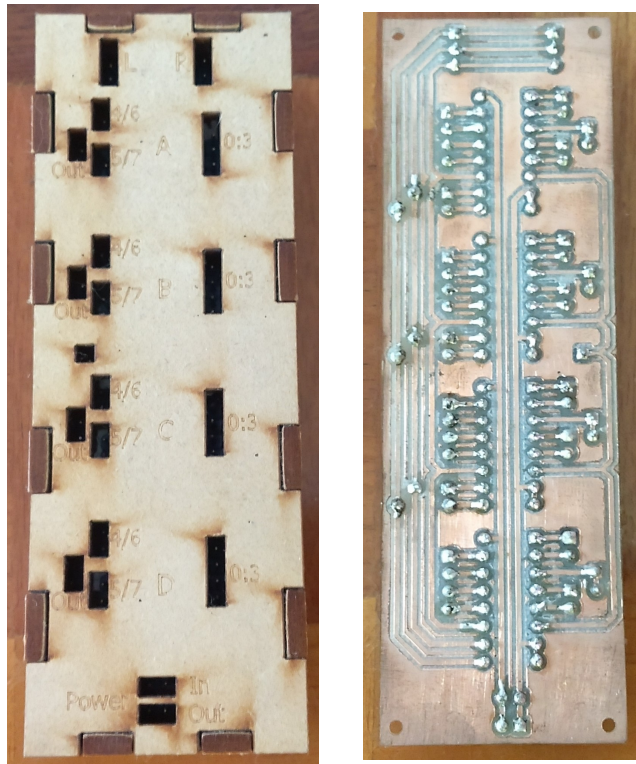


(a) Módulo control vista superior.

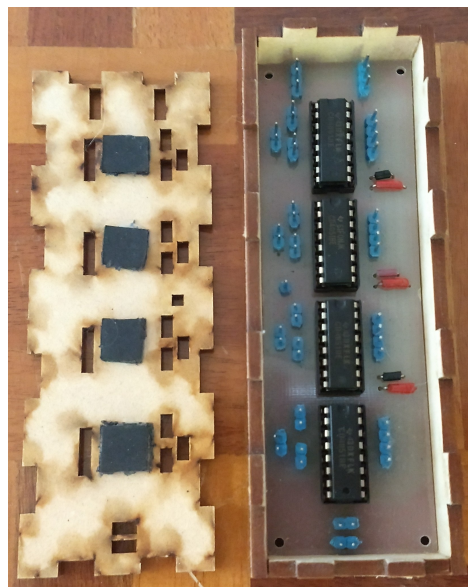


(b) Módulo control vista inferior.

Figura 75: Módulo control.



(a) Caja del módulo de multi- (b) Vista inferior del mó-
plexación. dulo de multiplexación.



(c) Circuito perteneciente al módulo de mul-
tiplexación.

Figura 76: Módulo de multiplexación.

13.5. Códigos

13.5.1. MP Lab X

Link del repositorio público que contiene todos los archivos utilizados para realizar el programa de lectura de datos y transferencia de los mismos mediante el PIC32MX250F128b.

<https://github.com/DanielGarciaGiron/EEG>

13.5.2. Blender

Link del repositorio publico que contiene los archivos necesarios para la correcta generación de coordenadas de EEG para un casco fabricado en una impresora 3D.

<https://github.com/DanielGarciaGiron/GeneradorCoordenadas>

