

**UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA**

FACULTAD DE INGENIERIA

Megaproyecto A N I M A

Métodos no convencionales de interfaz en el control de robots a través de la electroencefalografía y la electrooculografía

Trabajo de graduación presentado por los siguiente estudiantes Mario Roberto Valdeavellano Wurmser, Luis Fernando Reina García-salas, Gerardo Estuardo Martínez Oviedo para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica y Hans Juergen Bahnsen Morales para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Industrial

GUATEMALA

2009

## Megaproyecto

Métodos no convencionales de interfaz en el control de robots a través de la electroencefalografía y la electrooculografía

**UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA**

FACULTAD DE INGENIERIA

Megaproyecto A N I M A

Métodos no convencionales de interfaz en el control de robots a través de la electroencefalografía y la electrooculografía

Trabajo de graduación presentado por los siguiente estudiantes Mario Roberto Valdeavellano Wurmser, Luis Fernando Reina García-salas, Gerardo Estuardo Martínez Oviedo para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Electrónica y Hans Juergen Bahnsen Morales para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Industrial

GUATEMALA

2009

Vo.Bo.:

(f)\_\_\_\_\_

Asesor: MSc. Carlos Esquit

Tribunal:

(f)\_\_\_\_\_

Ing. Ingrid de León

(f)\_\_\_\_\_

MSc. Carlos Esquit

(f)\_\_\_\_\_

Ing. Marie André Destarac

Fecha de aprobación: 20 Noviembre de 2009

## PREFACIO

Desde hace algunos años se empezaron a trabajar en la Universidad del Valle de Guatemala los Megaproyectos. Estos son proyectos multidisciplinarios que presentan a los estudiantes una alternativa al Trabajo de Graduación convencional. Fue del interés por desarrollar un Megaproyecto de donde nace la idea de ANIMA. Se deseaba realizar un proyecto innovador e interesante, que llamara la atención y despertara curiosidad, y que más adelante pudiera llegar a ser útil y tener un impacto positivo en Guatemala. ANIMA cumplió con todas estas expectativas.

El nombre de ANIMA está relacionado con la palabra *ánima*, que significa alma según la Real Academia Española. Esto es porque al inicio el proyecto contenía solo un módulo enfocado a mover una silla de ruedas con la mente. Luego de algunas modificaciones, se acuerda que deben haber 4 módulos: tres de ellos técnicos en donde cada uno desarrolla un método diferente para futura comparación, y otro módulo administrativo que vela por toda la gestión del proyecto.

ANIMA busca dar un primer paso en la investigación sobre la utilización de señales bioeléctricas para controlar robots. El objetivo es iniciar una nueva línea de investigación con temas que aún no se tratan en Guatemala, pero que ya están siendo estudiados y perfeccionados en otros lugares del mundo.

Se desea agradecer a Carlos Esquit, Marie André Destarac e Ingrid de León por su asesoría y valiosa ayuda a lo largo del desarrollo del proyecto. De igual manera al CONCYT por el apoyo financiero que permitió desarrollar el proyecto de investigación con todos los recursos necesarios.

## CONTENIDO

	Página
PREFACIO.....	V
CONTENIDO.....	VI
LISTADO DE FIGURAS.....	IX
LISTADO DE TABLAS .....	XI
I. INTRODUCCIÓN .....	1
II. OBJETIVOS .....	4
A. OBJETIVO GENERAL.....	4
B. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
III. MARCO TEÓRICO .....	5
A. Áreas motoras del cerebro.....	5
B. Electroencefalografía y electroencefalograma .....	7
C. Áreas de concentración del cerebro (áreas de pensamiento).....	9
D. Clasificación de ondas cerebrales.....	10
E. Sistema internacional de posicionamiento de electrodos 10-20.....	11
F. Electrooculografía .....	12
G. Circuitos con amplificadores operacionales.....	15
H. Gestión de proyectos .....	19
IV. ANTECEDENTES .....	23
V. DELIMITACIÓN E IMPACTO DEL TEMA .....	25
VI. DESARROLLO DEL MÓDULO MOTRIZ.....	27
A. METODOLOGÍA .....	27
B. RESULTADOS.....	33
1. OBTENCIÓN DE SEÑALES DE ELECTROENCEFALOGRAMA.....	35
2. COMPARACIÓN CON OTRA INVESTIGACIÓN.....	35
3. BÚSQUEDA DE PATRONES DEBIDAS AL MOVIMIENTO.....	37
C. DISCUSIÓN .....	43

VII. DESARROLLO DEL MÓDULO DE POTENCIALES REALACIONADOS A EVENTOS .....	47
A. METODOLOGÍA DE LA CONSTRUCCIÓN DEL MODULADOR EEG .....	47
B. RESULTADOS .....	48
C. DISCUSIÓN .....	48
D. METODOLOGÍA DESARROLLO DE APLICACIÓN GRAFICADORA DE SEÑALES CEREBRALES .....	50
E. RESULTADOS .....	50
F. DISCUSIÓN .....	52
VIII. DESARROLLO DEL MÓDULO OCULAR.....	59
A. METODOLOGÍA .....	59
B. RESULTADOS.....	63
1. Obtención de señales.....	65
2. Amplificación de señales .....	66
3. Normalización de señales.....	66
C. DISCUSIÓN .....	68
IX. DESARROLLO DEL MÓDULO DE PLANIFICACIÓN .....	70
A. METODOLOGÍA .....	70
B. RESULTADOS .....	71
1. INVESTIGACIÓN. ....	71
2. FINANCIAMIENTO.....	77
3. RELACIONES PUBLICAS Y MEDIOS.....	79
C. DISCUSIÓN .....	80
X. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	82
A. Módulo motriz.....	82
B. Módulo mental .....	83
C. Módulo ocular .....	84
D. Módulo planificación.....	85
XI. BIBLIOGRAFÍA.....	87
XII. APÉNDICE.....	90
A. Código fuente en dsPic30F3012 usado por el módulo motriz .....	90
B. Protocolo RS232EEG utilizado por el módulo PRE: .....	92

C.	Detalle del pedido de componentes .....	92
1.	Pedidos locales .....	92
2.	Pedidos por internet .....	94
XIII.	GLOSARIO .....	96

## LISTADO DE FIGURAS

<b>Ilustración 1. Diagrama de bloques general del Megaproyecto ANIMA.....</b>	<b>3</b>
<b>Ilustración 2 Corteza motora [8] .....</b>	<b>6</b>
<b>Ilustración 3 Lóbulos cerebrales [9] .....</b>	<b>6</b>
<b>Ilustración 4 . Organización topográfica de la corteza motora [7].....</b>	<b>6</b>
<b>Ilustración 5 Electrodo individuales [11] .....</b>	<b>8</b>
<b>Ilustración 6 Gorra de electrodos [12].....</b>	<b>8</b>
<b>Ilustración 7 Se muestra la localización del lóbulo parietal [13].....</b>	<b>9</b>
<b>Ilustración 8. Posición de electrodos sistema 10-20. [19].....</b>	<b>12</b>
<b>Ilustración 9. Potencial córneo-retinal (CRP) en el ojo humano [5]. .....</b>	<b>13</b>
<b>Ilustración 10. Modelo del ojo como un dipolo eléctrico [5].....</b>	<b>13</b>
<b>Ilustración 11. Señal de electrooculograma generada por el movimiento horizontal de los ojos [21].....</b>	<b>15</b>
<b>Ilustración 12. Símbolo de circuito del amplificador operacional.....</b>	<b>16</b>
<b>Ilustración 13. Diagrama del amplificador operacional ideal [22].....</b>	<b>17</b>
<b>Ilustración 14. Diagrama del circuito sumador ponderado de voltaje.....</b>	<b>17</b>
<b>Ilustración 15. Corrientes eléctricas en el circuito sumador ponderado de voltaje.....</b>	<b>18</b>
<b>Ilustración 16. Diagrama del circuito seguidor de voltaje.....</b>	<b>19</b>
<b>Ilustración 17. La triple restricción. ....</b>	<b>20</b>
<b>Ilustración 18. Diagrama módulo motriz. ....</b>	<b>27</b>
<b>Ilustración 19. Diagrama de bloques de la primera etapa. ....</b>	<b>28</b>
<b>Ilustración 20. Amplificador instrumental utilizado. ....</b>	<b>30</b>
<b>Ilustración 21. Filtro Butterworth pasa-baja de 8 polos. ....</b>	<b>30</b>
<b>Ilustración 22. Filtro Butterworth pasa alta de 2 polos.....</b>	<b>31</b>
<b>Ilustración 23. Amplificador no inversor. ....</b>	<b>32</b>
<b>Ilustración 24. Filtro Butterworth pasa-baja de 5 polos. ....</b>	<b>32</b>
<b>Ilustración 25. Salida de los electrodos.....</b>	<b>33</b>
<b>Ilustración 26. Ruido de 60 Hz. ....</b>	<b>34</b>
<b>Ilustración 27. Diagrama de Bodde del filtro pasa-baja de 8 polos.....</b>	<b>34</b>
<b>Ilustración 28. Diagrama de Bodde del filtro pasa alta con <math>f_c = 4\text{Hz}</math>.....</b>	<b>35</b>
<b>Ilustración 29. Señal obtenida en el laboratorio.....</b>	<b>36</b>
<b>Ilustración 30. Señal obtenida por la investigación de Perú .....</b>	<b>36</b>
<b>Ilustración 31. Cambios en la amplitud de la señal debidos a movimiento corporal. ....</b>	<b>37</b>
<b>Ilustración 32. Señal al apretar los dientes, en electrodos Fp1 vrs Fp2. ....</b>	<b>38</b>
<b>Ilustración 33. Señal al parpadear, en electrodos Fp1 vrs Fp2. ....</b>	<b>38</b>
<b>Ilustración 34. Señal al apretar los dientes en electrodos C3 vrs C4.....</b>	<b>39</b>
<b>Ilustración 35. Señal al parpadear en electrodos C3 vrs C4. ....</b>	<b>40</b>
<b>Ilustración 36. Señales de dos canales EEG.....</b>	<b>40</b>
<b>Ilustración 37. Respuesta de ambos canales al parpadeo y al apretar los dientes. ....</b>	<b>41</b>
<b>Ilustración 38. Respuesta de los canales al apretar en el lado derecho de la boca.....</b>	<b>42</b>
<b>Ilustración 39. Respuesta de los canales a apretar en el lado izquierdo de la boca. ....</b>	<b>42</b>

Ilustración 40. Diagrama de bloques del módulo PRE.....	47
Ilustración 41. Diagrama para fresar en IsoPro del PCB analógico. ....	48
Ilustración 42. Diagrama para fresar el circuito en IsoPro para el PCB digital.....	49
Ilustración 43. Placa digital con sus componentes soldados.....	49
Ilustración 44. Placa analógica con sus componentes soldados.....	50
Ilustración 45. Comparación entre aplicaciones para el canal No. 1. ....	51
Ilustración 46. Canales 1 y 2 del ModEEG en la aplicación ElectricGuru. ....	52
Ilustración 47. Canales 1 y 2 del ModEEG en la aplicación de Python.....	52
Ilustración 48. Aplicación con análisis de señales cerebrales. ....	53
Ilustración 49. Salida de la aplicación con conexiones al aire. ....	54
Ilustración 50. Estado beta (ojos abiertos). ....	54
Ilustración 51. Estado alfa (ojos cerrados). ....	55
Ilustración 52. Transición entre estado alfa y beta de manera continua. ....	55
Ilustración 53. Porcentaje de éxito en las pruebas de las rutinas en mujeres, hombres y todos los sujetos. ....	57
Ilustración 54. Electrodo marca Grass Technologies utilizados para la obtención de las señales.....	59
Ilustración 55. . Colocación de los electrodos alrededor de los ojos.....	59
Ilustración 56. Diagrama de un canal del bloque de amplificación .....	60
Ilustración 57. Diagrama de bloques del circuito utilizado para la normalización de las señales.....	61
Ilustración 58. Circuito sumador utilizado para la normalización de las señales.....	61
Ilustración 59. Circuito amplificador utilizado para la normalización de las señales. ....	62
Ilustración 60. Respuesta en frecuencia del bloque de normalización de señales asumiendo una suma de 0V para el circuito sumador y una ganancia de 10V/V para el circuito amplificador.....	63
Ilustración 61. Salida del módulo de obtención y normalización de señales al realizar distintos movimientos con los ojos .....	64
Ilustración 62. Salida del módulo de obtención y normalización de señales al realizar movimientos sucesivos con los ojos en el eje horizontal.....	64
Ilustración 63. Salida del módulo de obtención y normalización de señales al realizar movimientos sucesivos con los ojos en el eje vertical. ....	65
Ilustración 64. Salida del módulo de obtención y normalización de señales al parpadear sucesivamente. ....	65
Ilustración 65. Salida de un canal del bloque de amplificación al realizar movimientos sucesivos con los ojos.....	66
Ilustración 66. Salida de un canal del bloque de normalización al realizar movimientos sucesivos con los ojos.....	67
Ilustración 67. Voltaje que se suma a la señal de entrada vs. Posición del potenciometro en el circuito sumador.....	67
Ilustración 68. Ganancia vs. Posición del potenciometro en el circuito amplificador.....	68
Ilustración 69. Diagrama de Gantt ANIMA.....	76
Ilustración 70. Logo simple.....	79
Ilustración 71. Página web oficial.....	80

## LISTADO DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Resumen de las características del amplificador operacional ideal [22]. .....	<b>16</b>
<b>Tabla 2.</b> Rutinas llamadas para cada período de concentración alfa. ....	<b>56</b>
<b>Tabla 3.</b> Porcentaje de éxito en el control del módulo mental. ....	<b>57</b>
<b>Tabla 4.</b> Porcentaje de éxito en el control de cada rutina. ....	<b>57</b>
<b>Tabla 5.</b> Sujetos de prueba sin éxito que mostraron una mejoría. ....	<b>58</b>
<b>Tabla 6.</b> Control de resultados para el módulo mental. ....	<b>58</b>
<b>Tabla 7.</b> Planificación y cronograma de actividades 2009. ....	<b>72</b>
<b>Tabla 8.</b> Presupuesto inicial ANIMA. ....	<b>78</b>
<b>Tabla 9.</b> Presupuesto final ANIMA. ....	<b>78</b>

## RESUMEN

El Megaproyecto ANIMA tiene como objetivo comparar tres diferentes métodos no convencionales para controlar un brazo robótico. El objetivo principal de este megaproyecto consiste en desarrollar y comparar tres métodos no convencionales de interfaz humano-máquina para el control de robots.

Para lograr esto, se desarrollaron tres métodos para el control de un brazo robótico industrial, utilizando señales bioeléctricas generadas por los ojos y el cerebro. Este trabajo de investigación presenta un informe consolidado de los cuatro módulos que componen al proyecto: Módulo motriz, Módulo Mental, Módulo Ocular, Módulo planificación.

El módulo motriz tiene como objetivos lograr la obtención de señales de electroencefalograma (EEG) producidas por movimientos corporales, el envío y procesamiento de las señales utilizando un micro-controlador y una computadora, y finalmente realizar movimientos pre-programados.

El módulo mental o módulo de PRE (Potenciales Relacionados a Eventos) utiliza una gorra de electrodos y hace uso del diseño e implementación de los circuitos impresos (PCB) disponibles en la página del Open EEG Project, proyecto que proporciona hardware libre para obtener señales cerebrales; las señales cerebrales digitalizadas se analizan por medio de transformadas de Fourier.

El módulo ocular de dicho proyecto, el cual consiste en la obtención, amplificación, normalización, filtrado, análisis e interpretación de las señales eléctricas producidas por el movimiento de los ojos, para determinar su posición y manipular el brazo robótico de acuerdo al movimiento de los mismos. Se hace uso de una técnica llamada electrooculografía, que consiste en utilizar electrodos ubicados en la periferia de los ojos para registrar las señales eléctricas.

El módulo de planificación se centra realizar una gestión adecuada los recursos disponibles para lograr el objetivo del Megaproyecto. Estos recursos son de carácter humano, monetario, herramientas y maquinaria, suministros y el más importante: el tiempo.

Los resultados principales del módulo motriz fueron la obtención de señales cerebrales y la capacidad de amplificar y filtrar las señales eléctricas que se reciben de los electrodos posicionados en el cuero cabelludo y creó un programa que envía comandos al robot R17 según los resultados obtenidos del procesamiento de las señales.

El módulo de Potenciales Relacionados a Eventos hizo uso del modulador EEG, un dispositivo de hardware abierto para monitorear señales cerebrales. Las señales cerebrales fueron obtenidas por medio de electroencefalografía utilizando una gorra de electrodos obedeciendo el sistema internacional de posicionamiento SI 10-20. Las señales obtenidas son

procesadas por medio de una transformada rápida de Fourier en un microcontrolador y luego analizadas en software según la contribución de ondas alfa. Se identificaron patrones de concentración para emitir señales de control al brazo robótico, realizando una de cuatro rutinas definidas.

El módulo ocular obtuvo la amplificación, normalización, filtrado, análisis e interpretación de las señales eléctricas producidas por el movimiento de los ojos, logrando determinar su posición en cualquier momento y manipular el brazo robótico de acuerdo al movimiento de los mismos.

Los resultados principales del módulo de planificación son la gestión del tiempo, gestión del costo y la gestión de los aspectos mercadológicos de manera exitosa; ya que se concluyó sin retrasos, se tuvo el financiamiento necesario y se dio a conocer el Megaproyecto entre la comunidad. En cuanto al manejo del tiempo se realizó la planificación y control de actividades actualizada constantemente y cronograma de entregables. Se planteó un presupuesto y se contó con el financiamiento del CONCYT, vital para el éxito alcanzado. En los aspectos mercadológicos se alcanzaron excelentes resultados, se tuvo la participación en varios eventos, se desarrolló una página web oficial (**[www.proyectoanima.org](http://www.proyectoanima.org)**), se desarrolló el logo y material publicitario como mantas, afiches, trifoliales y volantes.

El Megaproyecto fue financiado por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONCYT) gracias a este financiamiento se logró adquirir artículos y componentes eléctricos de primera calidad con los cuales fue posible alcanzar los objetivos del megaproyecto ANIMA.

## I. INTRODUCCIÓN

Un Megaproyecto es un proyecto multidisciplinario de larga duración, en donde estudiantes de diferentes carreras aplican su conocimiento para lograr un objetivo común. El Megaproyecto ANIMA busca comparara cualitativamente tres métodos no convencionales para controlar un robot, los cuales son motriz, mental y ocular.

Los tres métodos deberán ser capaces de amplificar y filtrar las ondas que se recogen, ya sea de una gorra con electrodos específicos para electroencefalograma o de electrodos ubicados cerca de los ojos utilizados específicamente para la electrooculografía, el envío y procesamiento de las mismas utilizando una computadora y finalmente realizar movimientos pre programados con el robot ST Robotics R17. Sin embargo, las aplicaciones no se limitan a un robot en particular ya que fácilmente se podría controlar una silla de ruedas, un cursor del mouse, un videojuego o incluso un brazo que manipule objetos peligrosos en un laboratorio o fábrica.

El desarrollo de cada método compone un módulo en el Megaproyecto, y hay un cuarto módulo administrativo que se encarga de gestionar los recursos para cumplir con los objetivos, controlando las variables de alcance, tiempo y costo.

El módulo de Planificación permite controlar y administrar los procesos y recursos mencionados. Se puede observar el diagrama de bloques del Megaproyecto ilustrado en la Ilustración 1. ANIMA al ser un proyecto, tiene por definición una fecha de inicio y finalización determinada, un alcance, presupuesto, resultados específicos y recursos asignados; y de todo esto se encarga el módulo de planeación. También incorpora otras actividades que son críticas en todo proyecto como lo es la imagen y relaciones públicas, es decir, todo lo concerniente al mercadeo y el componente visual del Megaproyecto incluyendo logo, mantas y otros materiales para proyectar la imagen del mismo.

El objetivo del Megaproyecto ANIMA, consiste en controlar un brazo robótico industrial ST Robotics R17 utilizando métodos de control basados en señales bioeléctricas [1]. Más específicamente, se utilizaron tres tipos de señales obtenidas del cuerpo humano: señales producidas por variaciones del campo eléctrico en la periferia de los ojos debido al movimiento de los mismos, señales cerebrales relacionadas a tareas motrices [2] y señales cerebrales correspondientes a potenciales relacionados a eventos (PRE) [3].

Se identificaron y reconocieron patrones específicos en cada uno de los tres tipos de señales y éstos se asociaron a tareas predefinidas en el robot R17. De esta manera se compararon los tres métodos y se determinó cuál de los tres es más efectivo. Para el correcto desarrollo y coordinación del proyecto se definió también un módulo de planificación y ejecución presupuestaria [4]. La Ilustración 1 muestra un diagrama de bloques general del proyecto.

Para obtener las señales eléctricas relacionadas al movimiento de los ojos se utiliza una técnica llamada electrooculografía. Esta técnica consiste en utilizar electrodos ubicados en la periferia de los ojos para registrar las variaciones en el campo eléctrico debido al movimiento de los ojos dentro de sus respectivas órbitas.

La señal obtenida al comparar cada pareja de electrodos es muy pequeña por lo que es necesario alimentarla a un circuito amplificador para llevarla a una amplitud manejable.

Luego, esta señal se alimenta a un circuito normalizador que ajusta la amplitud y el voltaje d.c. de la señal, de manera que tengan un valor estándar para que ésta pueda ser procesada de manera consistente. A esta señal normalizada se le conoce como electrooculograma.

La señal de electrooculograma se conecta entonces a un microcontrolador que se encarga de filtrarla, analizarla e interpretarla para, a partir de ella, poder determinar la posición de los ojos en cualquier momento. Esta información se envía a una computadora donde una aplicación se encarga de reconocer patrones en el movimiento de los ojos y de enviar los comandos correspondientes al robot R17.

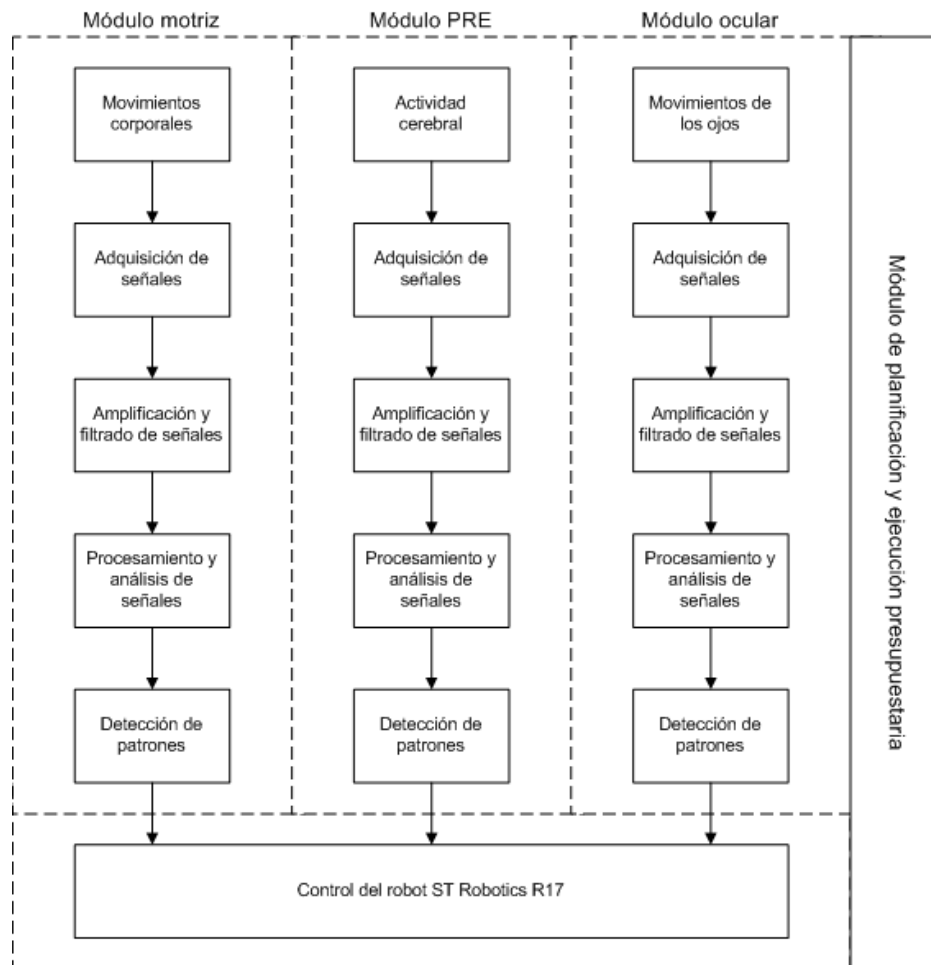
Para la obtención de señales cerebrales fue necesario construir un circuito capaz de amplificar y filtrar las señales eléctricas que se reciben de los electrodos posicionados en el cuero cabelludo. Para el procesamiento de estas señales se utilizan diferentes herramientas matemáticas implementadas en micro-controladores y una computadora.

Finalmente se creó un programa que envía comandos al robot R17 según los resultados obtenidos del procesamiento de las señales.

Este proyecto de investigación cuenta con el apoyo financiero del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, CONCYT, busca abrir una nueva rama de investigación tecnológica en Guatemala y sentar precedente para que se sigan realizando avances en el tema, ya que no existen antecedentes en el país sobre el uso de la electroencefalografía o la electrooculografía para el control de robots.

Sin embargo, a nivel internacional sí se han realizado estudios para la aplicación de ambas técnicas en el control de robots e incluso se han desarrollado prototipos que demuestran estas aplicaciones. En Irlanda se ha investigado sobre la utilización de la electrooculografía como un método de rastreo ocular [5]. En España se utilizó esta técnica para construir una silla de ruedas que puede ser dirigida utilizando movimientos oculares [6].

**Ilustración 1. Diagrama de bloques general del Megaproyecto ANIMA.**



## **II. OBJETIVOS**

### **A. OBJETIVO GENERAL**

- Comparar tres métodos no convencionales de interfaz en el control de robots a través de la electroencefalografía y la electrooculografía.

### **B. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Construir un sistema de interpretación de la concentración en las áreas motoras del cerebro utilizando electroencefalografía.
- Identificar patrones de concentración a partir de señales cerebrales obtenidas por medio del modulador EEG y aportar conocimiento científico del uso de niveles de concentración para controlar objetos.
- Desarrollar una interfaz humano-máquina para el control de robots basada en la electrooculografía.
- Realizar la planificación y una adecuada gestión de los recursos del Megaproyecto ANIMA, de manera que sea ejecutado exitosamente y se realice en el tiempo, costo y alcance establecidos.

### III. MARCO TEÓRICO

#### A. Áreas motoras del cerebro

1. *Corteza Motora.* La región del cerebro que se encargan del movimiento del cuerpo es la corteza motora y esta región se divide a la vez en tres sub áreas, que en conjunto realizan los movimientos corporales.

Estas áreas son:

- La corteza motora primaria.
- El área pre-motora.
- El área motora suplementaria.

a. *Corteza Motora Primaria.* La corteza motora primaria, ocupa la primera circunvolución de los lóbulos frontales (parte pintada de azul en la Ilustración 2) por delante del surco central o cisura de Rolando. Comienza desde su zona más lateral situada en el surco lateral o cisura de Silvio, se extiende hacia arriba hasta la porción más superior del cerebro y a continuación desciende por la profundidad de la cisura longitudinal. [7]

En las diferentes áreas de la corteza motora primaria se controlan diferentes zonas musculares del cuerpo, que comienzan con la región de la cara y la boca cerca de la cisura de Silvio, el brazo y la mano en la porción intermedia de la corteza, el tronco cerca del vértice del cerebro y las áreas de las piernas y los pies en la parte de la corteza que se introduce en la cisura longitudinal. Esta organización de las partes del cuerpo se puede apreciar mejor en la Ilustración 4.

También se puede apreciar que más de la mitad de la corteza motora primaria sirve para controlar los músculos de las manos y del habla, esto se pone de manifiesto con las grandes manos y gran cabeza. Otro aspecto importante a mencionar es que al estimular alguna de estas áreas motoras para las manos y el habla pocas veces se provoca la contracción de un solo músculo, en su lugar se produce la contracción de varios músculos.

Otra forma de verlo es que si se estimula una sola neurona aislada en la corteza motora esto suele activar un movimiento específico en vez de un músculo específico. [7]

Ilustración 2 Corteza motora [8]

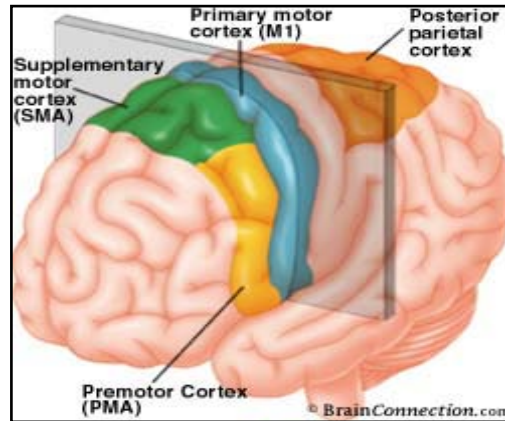


Ilustración 3 Lóbulos cerebrales [9]

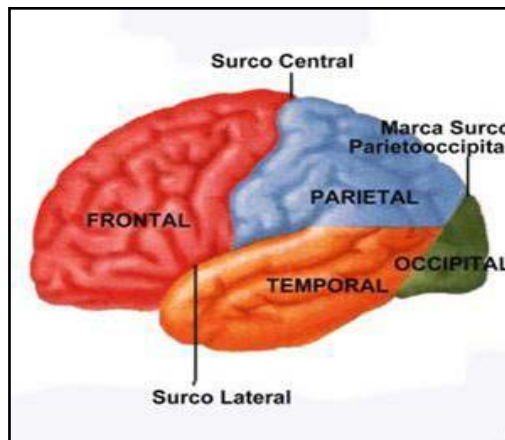
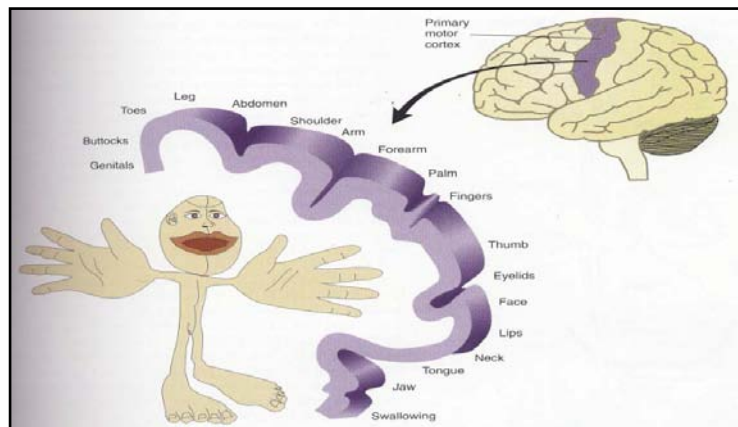


Ilustración 4 . Organización topográfica de la corteza motora [7]



b. **Área Pre-motora.** El área pre-motora es la parte pintada de amarillo en la Ilustración 2. Esta área se encuentra a una distancia de 1 a 3 centímetros por delante de la corteza motora primaria y se extiende hacia abajo en dirección de la cisura de Silvio y hacia arriba en dirección a la cisura longitudinal, donde limita con el área motora suplementaria.

La organización topográfica de la corteza pre-motora es a grandes rasgos la misma que la de la corteza motora primaria.

Las señales nerviosas generadas en el área pre-motora dan lugar a patrones de movimiento mucho más complejos que los patrones originados en la corteza motora primaria. El área pre-motora es la encargada en muchos casos de enviar los impulsos nerviosos directamente a la corteza motora primaria para activar músculos específicos. Los neurocirujanos han descubierto que si se lesiona esta área los movimientos de las manos se vuelven descoordinados y pierden cualquier sentido. [7]

c. **Área Motora Suplementaria.** Los movimientos controlados por esta región del cerebro suelen ser bilaterales en vez de unilaterales. Por ejemplo cuando se excita esta parte del cerebro se puede desembocar en movimientos de prensión bilaterales en ambas manos a la vez.

En general, esta área funciona en consonancia con el área pre-motora para aportar los movimientos posturales de todo el cuerpo, como base para el control motor más fino de los brazos y de las manos a cargo del área pre-motora y de la corteza motora primaria. [7]

## **B. Electroencefalografía y electroencefalograma**

Un electroencefalograma es una técnica utilizada por los médicos para poder registrar las ondas eléctricas producidas por el cerebro. A través del estudio de estas ondas los neurólogos pueden detectar si hay alguna anomalía o enfermedad relacionada con el cerebro.

Las ondas repetitivas que se obtienen del cuero cabelludo son la suma de potenciales sinápticos de las células en la corteza cerebral. Las células se pueden pensar como un dipolo compuesto por dos partes de la célula el soma y la dendrita. La corriente se desplaza del soma hacia las dendritas a través del fluido extracelular y del protoplasma.

Los componentes esenciales para un electroencefalograma son electrodos, amplificadores y algún método para registrar las señales. Los electrodos utilizados son de plata y se tiene 2 diferentes formas, los que son “Stick on” que viene cada electrodo por separado y se ponen en la cabeza utilizando un gel conductor (Ilustración 5) y también están los que ya vienen armados en una gorra que se ajusta a la cabeza (Ilustración 6). Estas traen los electrodos según el sistema 10-20. En estos también se utiliza un gel conductor.

Se debe lograr que el ruido en la entrada del amplificador no sea mayor a 2 $\mu$ V. El rango de voltajes de un EEG varía desde 0 hasta 1000 $\mu$ V. El rango de frecuencias importante para un EEG clínico está entre 1 y 50Hz aunque la mayoría de amplificadores de EEG son capaces de filtrar frecuencias más altas. Estos filtros a veces son necesarios para poder cancelar o atenuar potenciales debido a músculos. [10]

**Ilustración 5 Electrodoos individuales [11]**



**Ilustración 6 Gorra de electrodos [12]**



### C. Áreas de concentración del cerebro (áreas de pensamiento)

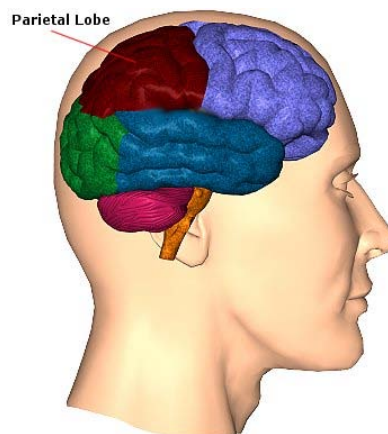
1. **Lóbulo parietal.** Los lóbulos parietales pueden ser divididos en dos áreas funcionales. Una se encarga de la sensación y percepción y a la otra le concierne integrar las entradas sensoriales con el sistema visual. La primera función integra la información sensorial para formar una única percepción (cognición). La segunda función construye coordenadas espaciales para representar el mundo que nos rodea. Daños individuales a los lóbulos parietales normalmente son muestra de anomalías en la imagen corporal y relaciones espaciales. [13]

El lóbulo parietal tiene las funciones de: atención visual, percepción por medio del tacto, movimientos voluntarios con metas, manipulación de objetos y la integración de los diferentes sentidos para entender un concepto simple. [14] Un daño al lóbulo parietal izquierdo específicamente puede resultar en confusión de derecha – izquierda, dificultad para escribir y dificultad con las matemáticas. Puede producir incluso desórdenes con el habla y la pérdida de la habilidad para percibir objetos. [13]

Un daño al lóbulo parietal derecho puede resultar en un déficit para reconocer espacios y partes del cuerpo. Esto puede impedir muchas habilidades personales como lo son bañarse o vestirse. El daño en este lóbulo derecho también puede ocasionar déficit en dibujo, dificultad para coordinar y negación de los déficits. [13]

Un daño bilateral puede causar la pérdida de la voluntad para controlar la vista, déficit para integrar componentes de una escena visual y la pérdida de la habilidad para alcanzar un objeto con guía visual. [13] Si existe un daño en la parte izquierda del lóbulo parietal-temporal se puede afectar la memoria verbal y la habilidad para repetir oraciones o dígitos. El lóbulo derecho parietal-temporal está involucrado con memoria no-verbal. Daños en esta área pueden causar cambios en la personalidad. [13]

**Ilustración 7** Se muestra la localización del lóbulo parietal [13].



## D. Clasificación de ondas cerebrales

Dentro de la clasificación se encuentran cuatro tipos de ondas cerebrales principales (se presentan ordenadas en cuanto a su frecuencia):

### 1. ONDAS DELTA

Amplitud: 10-50 micro voltios

Frecuencia: 0.2 a 3.5 Hz

Descripción: Este tipo de ondas se encuentra relacionado con el estado hipnótico, hemisferio cerebral derecho en plena actividad, sueño profundo y cansancio físico y mental. Muy pocas veces se suelen experimentar estando despierto [15].

### 2. ONDAS THETA

Amplitud: 50-100 micro voltios

Frecuencia: 3.5 a 7.5 Hz

Descripción: Este tipo de ondas se puede observar en un estado de vigilia, equilibrio entre los hemisferios izquierdo y derecho, plenitud y armonía. Se producen durante el sueño (o en meditación profunda, entrenamiento autógeno, yoga, etc.), mientras actúan las formaciones del subconsciente [15].

### 3. ONDAS ALFA

Amplitud: 100-150 micro voltios

Frecuencia: 7.5 a 13 Hz

Descripción: Relajación, tranquilidad, creatividad inicio de actividad plena del hemisferio izquierdo y desconexión del hemisferio derecho. Se registran especialmente momentos antes de dormirse. Sus efectos característicos son: relajación agradable, pensamientos tranquilos y despreocupados, optimismo y un sentimiento de integración de cuerpo y mente. [15] La mayoría de la gente las produce cuando cierra sus ojos y se relaja. Pero, continuar en consciencia alfa en forma estable con los ojos abiertos no es fácil. La onda alfa puede ser de alta o baja amplitud según la producción de micro volts por el cerebro. Las ondas alfa de alta amplitud indican que el sujeto está en un estado de concentración más profundo [16]. Las señales alfa son predominantemente originadas por el lóbulo occipital o parietal durante la relajación estando despierto con los ojos cerrados. Las ondas alfa se reducen al abrir los ojos, tener mucho sueño o dormir.

#### 4. ONDAS BETA

Amplitud: 150-200 micro voltios

Frecuencia: 13 a 28 Hz

Descripción: Estado de alerta máxima, vigilante, miedo, es la situación normal cuando estamos despiertos, conduciendo, o trabajando en donde estamos en estado de alerta, ansiedad, irritación e inquietud [15]. La atención enfocada y el pensamiento activo de una mente vuelta hacia el mundo externo [16].

#### 5. ONDAS GAMMA

Amplitud: 200 – 250 micro voltios

Frecuencia: 30 a 40 Hz

Descripción: Agresividad. Pánico, estados de miedo, cólera, huida, terror o ansiedad desbordada. Las producen ruidos fuertes y horribles, insultos, situaciones tensas o de pánico, crisis, noticias terribles, enfados fuertes, agresiones físicas o psicológicas, etc [17].

#### **E. Sistema internacional de posicionamiento de electrodos 10-20**

Este sistema es muy popular porque es el estándar que se hizo para unificar el posicionamiento de electrodos que se utilizaba antes de él en los diferentes laboratorios.

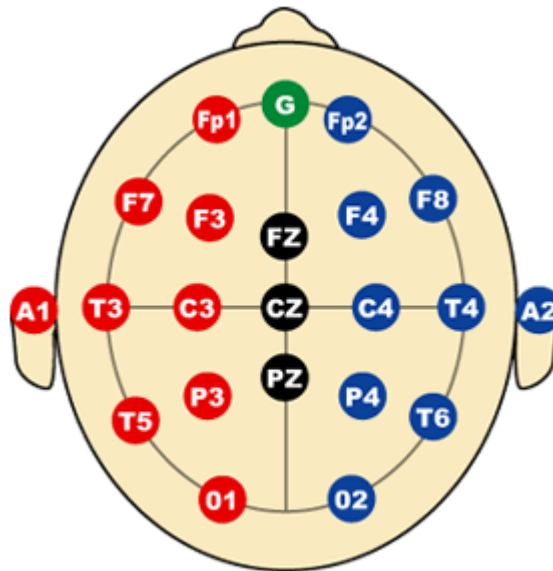
El sistema 10-20 estableció las siguientes directrices:

- La posición de los electrodos deberá basarse en puntos específicos del cráneo que sean fácilmente medibles.
- Con el posicionamiento estándar se debe poder cubrir de forma adecuada toda la cabeza.
- La designación de los electrodos se hará según el área del cerebro que cubren. [18]

Hay tres puntos anatómicos específicos usados para el sistema 10-20, que se presentan en la Ilustración 8.

1. Nasion (punto entre la frente y la parte alta de la nariz)
2. Inion (protuberancia en la parte trasera del cráneo)
3. Punto pre-auricular (punto donde se une el hueso de la mandíbula con el cráneo) [18]

Ilustración 8. Posición de electrodos sistema 10-20. [19]

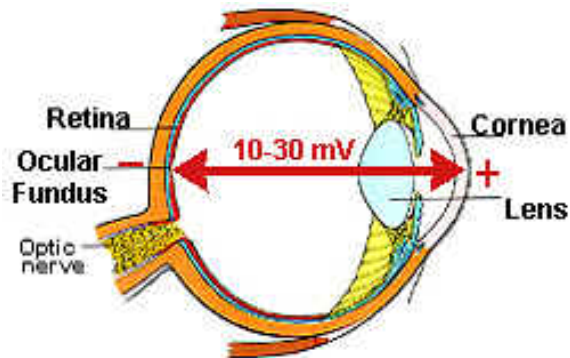


## F. Electrooculografía

En la década de 1920 se descubrió que puede registrarse actividad eléctrica en la región ocular mediante la utilización de electrodos. Se observó que los potenciales eléctricos medidos corresponden casi linealmente con el movimiento ocular. Aunque inicialmente se creyó que la actividad eléctrica registrada era inducida por potenciales en los músculos oculares, hoy se sabe que dicha actividad eléctrica se debe a que el ojo humano se comporta eléctricamente como un dipolo.

Entre la córnea y la retina, las cuales se encuentran ubicadas en la parte anterior y posterior del ojo respectivamente, existe una diferencia de potencial permanente de entre 10 y 30 milivoltios, como se muestra en la Ilustración 9. Este potencial es conocido comúnmente como el potencial córneo-retinal (CRP, por sus siglas en inglés), siendo la córnea positiva y la retina negativa. El potencial córneo-retinal no tiene un valor constante, sino que varía cuando el ojo se encuentra en períodos de adaptación a la luz o a la oscuridad [5].

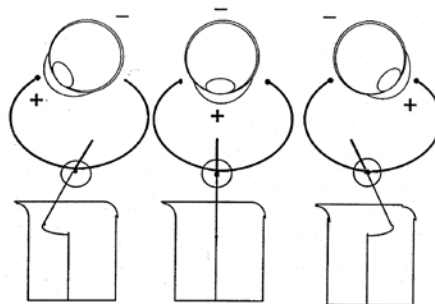
**Ilustración 9. Potencial córneo-retinal (CRP) en el ojo humano [5].**



La electrooculografía (EOG) es una técnica electrofisiológica que consiste en utilizar electrodos colocados en la periferia del ojo para medir el potencial córneo-retinal. Por lo general se colocan pares de electrodos, ya sea a la derecha e izquierda del ojo, o arriba y abajo del ojo, y se mide la diferencia de potencial entre ambos electrodos. La medición obtenida depende entonces de dos parámetros: el valor del potencial córneo-retinal (el cual a su vez depende de las condiciones de iluminación) y la posición de los ojos. Así, si se controla una de las dos variables, se pueden interpretar las lecturas obtenidas de los electrodos como una medición de la otra variable.

La electrooculografía clínica consiste en medir el valor del potencial córneo-retinal durante períodos sucesivos de adaptación a la luz y a la oscuridad. Para realizar esta medición se solicita al paciente que realice movimientos sucesivos de los ojos (por ejemplo, a la derecha y luego a la izquierda) mientras se varían las condiciones de luz. Los resultados de la electrooculografía clínica se utilizan principalmente para detectar la distrofia macular viteliforme o enfermedad de Best [20].

**Ilustración 10. Modelo del ojo como un dipolo eléctrico [5].**



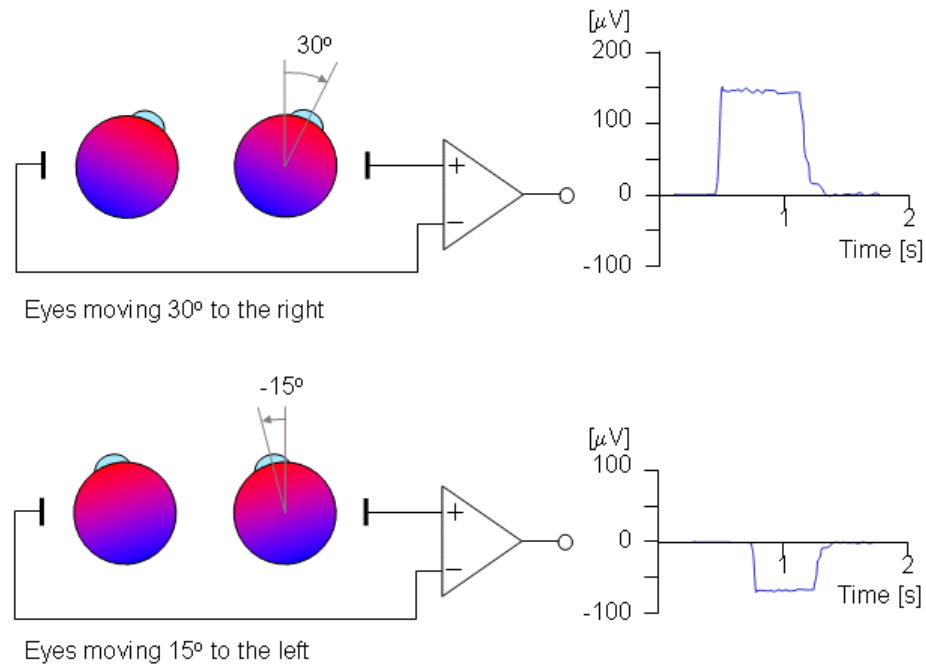
Otra aplicación muy importante de la electrooculografía es en el rastreo ocular. En este caso se utiliza una iluminación constante, por lo cual se puede asumir que el potencial córneo-retinal también permanece constante. De esta manera, se tiene que la medición obtenida de los electrodos depende únicamente de la posición en que se encuentren los ojos. El hecho de que la posición de los ojos afecte la medición obtenida se debe a que, como ya se mencionó antes, el ojo se comporta eléctricamente como un dipolo.

Los electrodos miden el potencial eléctrico debido al campo generado por el ojo en puntos específicos. Al girar el ojo se produce un cambio en el campo eléctrico que es detectado por los electrodos, como se muestra en la Ilustración 10. El cambio detectado por los electrodos es proporcional al cambio en la posición de los ojos, por lo que la medición realizada de los electrodos puede utilizarse para determinar la posición ocular. Así, colocando pares de electrodos en puntos específicos en la periferia del ojo se puede saber la posición en la que se encuentra el ojo.

La Ilustración 11 muestra la medición de movimientos oculares horizontales mediante el posicionamiento de un par de electrodos en el exterior de ambos ojos. Con los ojos en el centro, los electrodos registran el mismo potencial y no se registra ningún voltaje. La rotación de los ojos hacia la derecha resulta en una diferencia de potencial, con el electrodo en la dirección del movimiento (el derecho) volviéndose positivo en relación con el segundo electrodo (idealmente, la diferencia de potencial debería ser proporcional al seno del ángulo). El efecto opuesto resulta de una rotación de los ojos a la izquierda [21].

La electrooculografía tiene tanto ventajas como desventajas sobre otros métodos para la determinación del movimiento ocular. Las desventajas más importantes se relacionan con el hecho de que el potencial córneo-retinal no es fijo sino que varía a lo largo del día y que se ve afectado por la iluminación, fatiga y otros factores. Consecuentemente, existe la necesidad de calibración y recalibración frecuente. Otras fuentes de error en la medición de la señal electrooculográfica son, entre otros, el parpadeo, la contracción de músculos faciales, el ruido generado entre la piel y los electrodos, la respuesta a estímulos visuales externos, el estado metabólico de los tejidos en la región ocular y las condiciones de iluminación [5].

**Ilustración 11. Señal de electrooculograma generada por el movimiento horizontal de los ojos [21].**



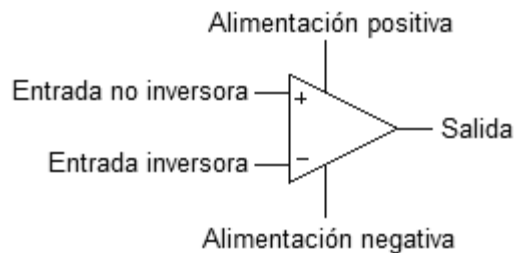
Dificultades adicionales se presentan debido a artefactos musculares y a la no linealidad del método. Las ventajas de esta técnica incluyen la medición con la mínima interferencia con las actividades del sujeto y la mínima incomodidad. Además, es un método con el cual se pueden obtener mediciones en completa oscuridad y/o con los ojos cerrados.

### **G. Circuitos con amplificadores operacionales**

El amplificador operacional es el componente de circuito más útil en la electrónica analógica. Usando sólo algunos componentes externos puede utilizarse para desempeñar una amplia variedad de funciones en el procesamiento analógico de señales. Un aspecto importante en la utilidad del amplificador operacional es el concepto de la retroalimentación, particularmente la retroalimentación negativa, la cual es utilizada en la gran mayoría de aplicaciones que hacen uso de los amplificadores operacionales.

Básicamente, el amplificador operacional no es más que un amplificador diferencial que amplifica la diferencia entre dos entradas. Una de las entradas tiene un efecto positivo en la señal de salida, y la otra entrada tiene un efecto negativo en la salida. El amplificador operacional requiere de dos alimentaciones simétricas respecto a la tierra del circuito, una positiva y una negativa. La Ilustración 12 muestra el símbolo de circuito para el amplificador operacional. Usualmente, en los diagramas de circuito se omiten las terminales de alimentación para que el diagrama sea más claro y sencillo de leer.

**Ilustración 12. Símbolo de circuito del amplificador operacional.**



Para el análisis de circuitos con amplificadores operacionales se utiliza un modelo ideal. Aunque en la práctica no existe ningún amplificador operacional ideal, en la actualidad las características de los amplificadores operacionales se aproximan mucho a las ideales. De esta manera, es posible analizar los circuitos utilizando el modelo ideal y obtener resultados que se aproximan mucho a la respuesta real del amplificador.

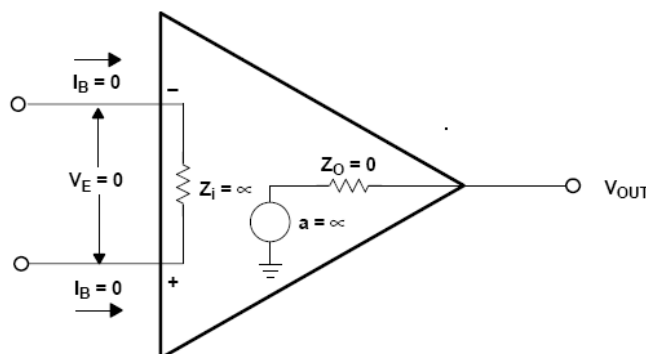
En primer lugar, se asume que la corriente en las terminales de entrada del amplificador operacional ideal es igual a cero. En segundo lugar se asume que su ganancia es infinita, de tal manera que el voltaje de salida del amplificador operacional ideal puede alcanzar cualquier valor. La tercera asunción es que el voltaje entre las terminales de entrada es cero, lo cual, junto con la primera asunción, implica que la impedancia de entrada del amplificador operacional ideal es infinita.

También se asume que la impedancia de salida es igual a cero. La última asunción es que la respuesta en frecuencia del amplificador operacional ideal es plana, lo que significa que su ganancia no varía al aumentar la frecuencia de la señal de entrada [22]. La Ilustración 13 muestra un diagrama del amplificador operacional ideal, y la Tabla 1 resume sus características.

**Tabla 1.** Resumen de las características del amplificador operacional ideal [22].

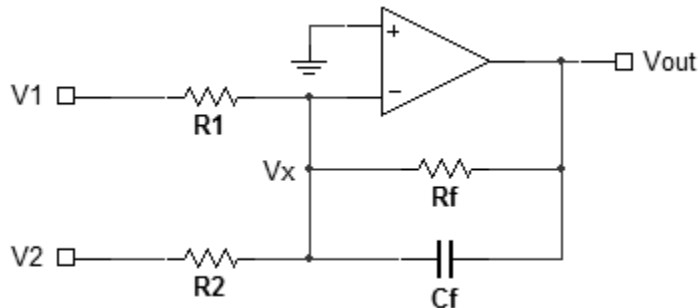
Parámetro	Símbolo	Valor
Corriente de entrada	$I_{IN}$	0
Voltaje diferencial de entrada	$V_{OS}$	0
Impedancia de entrada	$Z_{IN}$	$\infty$
Impedancia de salida	$Z_{OUT}$	0
Ganancia	$A$	$\infty$

**Ilustración 13. Diagrama del amplificador operacional ideal [22].**



Utilizando el modelo del amplificador operacional ideal es posible analizar la mayoría de circuitos que incluyen amplificadores operacionales. En esta investigación se hace uso de dos circuitos que utilizan amplificadores operacionales. Ambos circuitos se basan en el circuito sumador ponderado de voltaje que se muestra en la Ilustración 14. A continuación se presenta un análisis de dicho circuito, utilizando como herramienta de análisis la transformada de Laplace.

**Ilustración 14. Diagrama del circuito sumador ponderado de voltaje.**



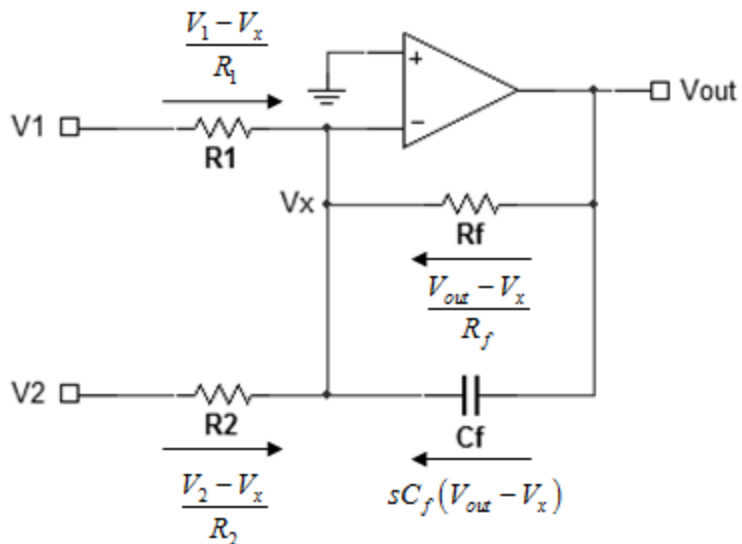
La Ilustración 15 muestra las corrientes eléctricas en el circuito sumador ponderado de voltaje. De acuerdo a las propiedades del amplificador operacional ideal, se sabe que el voltaje diferencial de entrada es igual a cero, de manera que el voltaje es igual en ambas terminales de entrada del amplificador operacional. Debido a que la entrada no inversora está conectada a 0V, el voltaje en la terminal inversora,  $V_x$ , también es 0V. También de las propiedades del amplificador operacional ideal se tiene que la corriente en las terminales de entrada es igual a cero. Entonces, al hacer un análisis de corrientes en el nodo  $V_x$  se tiene

$$\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \frac{V_{out}}{R_f} + sC_f V_{out} = 0 \quad (1)$$

Despejando para el voltaje de salida  $V_{out}$  se obtiene la respuesta del circuito

$$V_{out}(s) = -\frac{1}{sC_f R_f + 1} \left( \frac{R_f}{R_1} V_1 + \frac{R_f}{R_2} V_2 \right) \quad (2)$$

Ilustración 15. Corrientes eléctricas en el circuito sumador ponderado de voltaje.

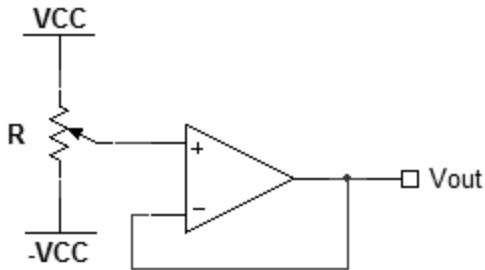


Analizando esta respuesta puede observarse que la señal de salida está compuesta por dos componentes, correspondientes a cada una de las señales de entrada  $V_1$  y  $V_2$ . El aporte de cada una de estas señales está ponderado por la relación entre la resistencia de retroalimentación  $R_f$  y la resistencia de entrada de cada señal.

Así, se puede considerar la salida como una suma ponderada de las dos señales de entrada. Debe observarse el signo negativo que acompaña a la respuesta, el cual implica que esta suma ponderada se encuentra invertida. También puede observarse que la respuesta del circuito depende de la frecuencia de la señal. La respuesta tiene un polo en  $(C_f R_f)^{-1}$ , lo que indica que el circuito además de realizar la suma ponderada e invertida se comporta también como un filtro pasa bajas de primer orden con una frecuencia de corte de  $(2\pi C_f R_f)^{-1}$  hercios.

En esta investigación también se utilizó un circuito seguidor de voltaje como el que se muestra en la Ilustración 16. Para analizar este circuito sólo es necesario recordar que el voltaje diferencial de entrada es igual a cero, por lo que el voltaje en ambas terminales de entrada es el mismo. Para que se satisfaga esta condición, el voltaje de salida  $V_{out}$  debe ser igual al voltaje en la terminal de entrada no inversora. De esta manera, se puede observar que el voltaje de salida sigue al voltaje de entrada.

**Ilustración 16. Diagrama del circuito seguidor de voltaje.**



Si se conecta la terminal de entrada no inversora a un divisor de voltaje como se muestra en la Ilustración 16, se puede ajustar el voltaje de salida entre  $\pm V_{CC}$ . Si se define  $\alpha$  como un número en el rango  $[0,1]$  que representa la posición del potenciómetro  $R$ , se tiene que la respuesta del circuito está dada por

$$V_{out} = (2\alpha - 1)V_{CC} \quad (3)$$

## H. Gestión de proyectos

Un proyecto es un esfuerzo temporal que se lleva a cabo para producir un producto, servicio o resultado único. La naturaleza temporal de los proyectos sugiere un principio y un final definidos. El final se alcanza cuando se logran los objetivos o cuando se termina el proyecto porque sus objetivos no se cumplirán o no pueden ser cumplidos [23]

La mayoría de los proyectos se llevan a cabo para crear un resultado a largo plazo, los proyectos tienen impactos económicos, sociales, políticos y ambientales que casi siempre duran mucho más que los propios proyectos.

La dirección de proyectos es la aplicación de conocimientos, habilidades, herramientas y técnicas a las actividades del proyecto para cumplir con los requisitos del mismo. [24] Se logra mediante la aplicación e integración adecuada, el PMI sugiere 42 procesos de la dirección de proyectos, agrupados lógicamente, que conforman 5 grupos de procesos. Estos grupos son: [25]

- Planificación: se documenta como se definirá, verificará y controlará el alcance del proyecto. Además se menciona cómo se creará la estructura de desglose de trabajo (EDT o en inglés Work Breakdown Structure).
- Definición: se elabora en detalle el plan del proyecto
- Creación de la EDT: se divide el proyecto en componentes menores y más fáciles de trabajar.

- Verificación: se formaliza la aceptación de los entregables del proyecto
- Seguimiento y control: se controlan los cambios del proyecto.

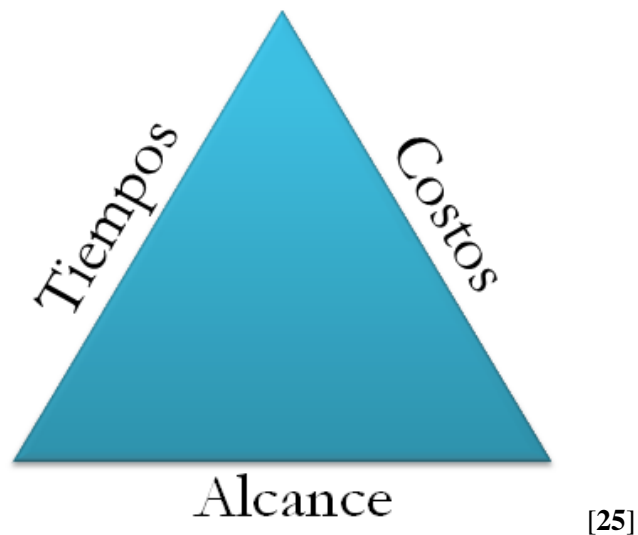
### 1. La triple restricción

Las tres restricciones básicas en la gestión de proyectos se conoce como la triple restricción, se puede ver en la Ilustración 17, y sus componentes son: Alcance, Tiempo y Costo: [25]

- Alcance: Comprende el planeamiento, verificación y control de la estructura de división de responsabilidades del trabajo (WBS)
- Tiempo: Rango de duración, secuencia de actividades que componen al proyecto. La duración, desarrollo y control del cronograma.
- Costo: Planeamiento de recursos, costos estimados, presupuesto y control.

Existe una amplia variedad en literatura al respecto de la gestión de proyectos, a continuación se resumen 7 buenas prácticas recopiladas de diferentes fuentes y simplificadas para la rápida comprensión: [26] [27] [24]

**Ilustración 17. La triple restricción.**



[25]

- Definir el alcance y los objetivos del proyecto. Primero hay que entender los objetivos del proyecto. Decidir cuáles son los objetivos reales ayuda mucho para planificar el proyecto. El alcance o área de competencia define los límites del proyecto. Decidir qué es lo que está dentro o fuera de los límites del proyecto determinará la cantidad de trabajo que se necesitará realizar. Entender quiénes son los interesados (Stakeholders), qué producto esperan que se les entregue y consiga su respaldo. [26]
- Definir las tareas. Se debe definir qué tareas se esperan del proyecto. Se definen qué cosas tangibles deben ser producidas y documentarlas con suficiente detalle para que cualquiera de los involucrados pueda llevarla a cabo correcta y eficientemente. [26]
- Planificar el proyecto. Planificar requiere que el líder del proyecto decida qué gente, recursos y presupuestos se requieren para completar el mismo. [26]

Se deben definir actividades que se requieren para producir los productos, utilizando técnicas tales EDT, Estructura de Desglose del Trabajo (Work Breakdown Structure – WBS). Es una técnica que consiste en la descomposición del proyecto en partes manejables más pequeñas.

Se deben estimar los tiempos y los esfuerzos requeridos para cada actividad, las dependencias entre actividades y luego decidir un programa realista para completarlas. Involucrar al equipo de proyecto en la estimación de la duración de las actividades. Establecer fechas críticas durante el desarrollo. Escribirlas y pedir a todos los interesados que hagan una revisión y aprobación. [26]

- Comunicación. La planificación del proyecto es inútil si no es comunicada al equipo de proyecto. Cada miembro del equipo necesita conocer sus responsabilidades.
- Seguimiento y reporte de avances del proyecto. Una vez que el proyecto esté en ejecución se debe monitorear y comparar el progreso actual con el proyectado. Se necesitarán reportes de avance de proyecto que deberán producir los miembros del equipo. Se deberá además registrar las variaciones entre lo real y lo proyectado, tanto en lo referente a costos, como a cronograma y al alcance. Reportar las variaciones a encargados y a los interesados (Stakeholders) para poder tomar acciones antes de que esos desfases sean demasiado grandes. [26]
- Gestión del cambio. Los interesados a menudo cambian de parecer en lo que respecta a las áreas de cada proyecto. A veces cambia el entorno de negocios en medio del desarrollo, o en nuestro caso puede cambiar el enfoque del Megaproyecto, y los supuestos que se hicieron al comenzar no siempre siguen siendo válidos. Esto implica que el cronograma o las tareas deban ser cambiados y se debe llevar un registro de estos cambios. [26] Hay que ser abierto a los cambios, sin embargo, si el

líder del proyecto acepta todos los cambios e intenta complacer a todas las personas entonces muy probablemente el proyecto fracasará.

- Gestión del riesgo. Los riesgos son eventos que pueden afectar negativamente a cualquier proyecto. Los riesgos varían y son de muchos matices, pero se debe identificar lo antes posible los riesgos del proyecto en particular. Se debe planificar para evitar los riesgos o, si los riesgos no pueden ser evitados, mitigar su impacto en el proyecto en caso de que efectivamente ocurra. [26] Esto se conoce como gestión del riesgo (Risk Management).

#### IV. ANTECEDENTES

Dado que en la Universidad del Valle de Guatemala no hay ningún antecedente sobre investigación relacionada al estudio de las señales cerebrales, este Megaproyecto nació como un deseo de incursionar en un área de gran auge a nivel mundial como son las interfaces entre humano y máquina.

Se utilizó la información con la que se contaba del Megaproyecto *Prótesis Biónica de una Mano Humana* [28], en el cual se hizo investigación acerca de las señales eléctricas producidas por los movimientos de los músculos del brazo. También se tomaron como base dos estudios realizados en este tema: uno en la Universidad de Florida y el otro en la Pontificia Universidad Católica del Perú.

El estudio de la Universidad de Florida, titulado *A Simple Approach To EEG-Based Control* [29], fue llevado a cabo por el departamento de Ingeniería Electrónica y Computación y por el departamento de Ingeniería Biomédica. A grandes rasgos lo que se hizo en este estudio fue comparar la actividad de los electrodos C3 y C4 que se encuentran en la región central de la cabeza. Siguiendo un algoritmo que ellos diseñaron lograron obtener 4 señales de mando para controlar un video juego. El algoritmo se basaba en la diferencia de la magnitud de potencial entre los dos electrodos antes mencionados para diferenciar si se estaba realizando un movimiento con la mano izquierda, derecha, con ambas manos o si el sujeto estaba en reposo. También utilizaron un análisis en frecuencia con lo que se lograba ver las diferencias que se daban en la frecuencia de la onda cerebral al hacer los diferentes movimientos o con tan solo pensar en realizarlos. [29]

El estudio de la Pontificia Universidad Católica de Perú, titulado *Design of an Electroencephalogram Module for Brain Computer Interface Oriented to People with Motor Disabilities* [30], fue llevado a cabo por la facultad de Ingeniería Electrónica. Esta investigación se limitaba a crear un circuito capaz de amplificar, filtrar y digitalizar las señales de electroencefalograma para ser enviadas a una computadora donde serían graficadas en tiempo real. En este estudio se hicieron todas las mediciones utilizando como electrodos de prueba los electrodos Fp1 y Fp2, que se encuentran en la región frontal de la cabeza. [30] Este estudio fue de gran importancia para esta investigación, ya que fue una guía fundamental para la realización del circuito y sirvieron de medio de comparación los resultados que se presentaban en este estudio contra los resultados que se obtuvieron en el módulo motriz.

Respecto al estudio de Potenciales Relacionados a eventos existen estudios muy similares en otras Universidades extranjeras. Debido a su carácter de interfaz humano máquina, podría pensarse que está relacionado con el Megaproyecto de la mano biónica. Pero dicho Megaproyecto se enfocaba en impulsos nerviosos generados por músculos, lo cual se relaciona más con el módulo motriz, que con el módulo de PRE. Un estudio realizado por

Microsoft Research y Carnegie Mellon University titulado *Using a Low-Cost Electroencephalograph for Task Classification in HCI Research*, trata sobre la clasificación de actividades cerebrales por medio de señales de EEG. En dicho estudio se limitan a identificar 3 actividades cerebrales: un estado relajado, rotación geométrica mental y aritmética mental. Dicho estudio está enfocado a la interacción con un juego de computadora. [11]

Un estudio pionero en lo que son las BCI (Interfaz Humano Computador por sus siglas en inglés) realizado en 1990 titulado *A New Mode of Communication Between Man and His Surroundings*, utiliza también clasificación de tareas. La mayoría de trabajos que involucran la identificación de tareas en el cerebro se dirigen a este estudio. Dicho estudio presenta 5 actividades cerebrales posibles para ser diferenciadas por electrodos. Estas son: estado relajado, rotación geométrica metal, escritura mental, solución mental de problemas y conteo visual. En dicho estudio utilizaban solamente seis electrodos, los cuales corresponden según el sistema 10-20 a O<sub>1</sub>, O<sub>2</sub>, P<sub>3</sub>, P<sub>4</sub>, C<sub>3</sub> y C<sub>4</sub>. [31]

Aunque en Guatemala existen antecedentes del uso de la electrooculografía con fines médicos, no existen antecedentes de su aplicación en la implementación de sistemas de rastreo ocular ni tampoco en el control de robots. Esta investigación busca abrir una nueva rama de investigación tecnológica en el país y sentar precedente para que se sigan realizando avances en el tema.

En otros países, en cambio, se han realizado investigaciones para la aplicación de la electrooculografía no sólo con fines médicos [20], sino también como un sistema de rastreo ocular. En la Universidad de Dublín, Irlanda, se han realizado estudios sobre la utilización de la electrooculografía como una técnica para construir un sistema de rastreo ocular [5]. En la Universidad de Alcalá, España, se desarrolló un sistema para guiar una silla de ruedas utilizando la electrooculografía como medio para la detección de la posición ocular [6]. En muchas otras universidades alrededor del mundo también se han realizado estudios y desarrollado aplicaciones de la electrooculografía en sistemas de rastreo ocular y en el control de robots.

Existen pocos antecedentes en la gestión de proyectos en Guatemala como tema académico, sin embargo no los hay de proyectos sobre la investigación relacionada al estudio de las señales cerebrales. Respecto a la gestión de proyectos, se encontró un trabajo de graduación, *Optimización de procedimientos y propuesta de control de proyectos, en una empresa de Telecomunicaciones*, año 2001, del Ing. Saúl Méndez que fue de gran utilidad y guía para este trabajo. [32] En éste, se plantea el análisis de los problemas potenciales de una empresa de Telecomunicaciones en cuanto a los procesos que actualmente tiene, ya que no están integrados y plantea una solución al estandarizar los proyectos y llevar un estricto control sobre los mismos, manejar políticas y procedimientos.

## V. DELIMITACIÓN E IMPACTO DEL TEMA

El Megaproyecto ANIMA comprende únicamente el desarrollo de tres métodos no convencionales de control de robots y su comparación. Se desean comparar cualitativamente para poder recomendar continuidad en el (o los) método(s) más factible(s), confiable(s) y replicable(s). No comprende la aplicación de estos métodos a situaciones reales de ningún tipo. ANIMA propuso debido a que los avances tecnológicos de comunicación entre robots y humanos están en pleno desarrollo a nivel mundial y en especial avances utilizando ondas cerebrales.

Para un país en desarrollo como Guatemala es importante que cada vez más gente esté involucrada en las áreas científicas y tecnológicas y poder así aplicar los beneficios de estas para el bien común. Se desea dejar abierta una línea de investigación en la Universidad del Valle de Guatemala en una rama de la electrónica muy innovadora y que podría traer gran impacto a la sociedad y en especial a las personas con limitaciones físicas, ya que podría ayudarlas a realizar movimientos de prótesis o controlar robots utilizando únicamente sus señales cerebrales.

El módulo Motriz del Megaproyecto ANIMA comprende la obtención de los potenciales en los electrodos C3, C4 y GND de la gorra para electroencefalograma. Se limitó el módulo al uso de únicamente dos comparaciones de electrodos debido a que el circuito que se construyó cuenta únicamente con dos canales. Se eligieron electrodos situados sobre la corteza motora porque se desea lograr interpretar las señales eléctricas producidas por los movimientos corporales y estos se dan en su mayoría en las regiones centrales y frontales del cerebro.

En estos electrodos también fue posible detectar el ruido eléctrico producido por el parpadeo y al apretar los dientes. Al final se tendrá un circuito capaz de amplificar, filtrar y procesar las señales cerebrales que están obteniendo de la gorra de electrodos. También se tendrá una aplicación capaz de tomar decisiones sobre los movimientos que debe realizar el robot ST Robotics R-17.

El módulo Motriz aportará al Megaproyecto ANIMA, un método de control basado en señales de electroencefalografía derivadas del movimiento corporal. Con esto se podrá hacer una comparación cuantitativa contra el otro método basado en encefalografía y el método basado en electrooculografía, de qué método es más rápido, fiable y fácil de implementar.

El módulo mental comprende un sistema de identificación de patrones de concentración en el lóbulo parietal. Dicho sistema es capaz de analizar las señales cerebrales en tiempo real e identificar mediante análisis una de las siguientes actividades específicas: estado tranquilo, estado rezando, estado conteo. La aplicación recibe continuamente una transformada de Fourier y realiza un análisis para determinar qué actividad se está llevando a cabo. De esta

manera cada una de las actividades puede representar una rutina específica en el brazo robótico ST Robotics R-17.

El módulo ocular comprende un sistema de rastreo ocular mediante el uso de electrooculografía. Este sistema debe ser capaz de registrar continuamente y en tiempo real la posición de los ojos a lo largo de los ejes horizontal y vertical. Se limita el reconocimiento de tres posiciones en cada eje; centro, derecha e izquierda para el eje horizontal, y centro, arriba y abajo para el eje vertical.

Así, en total, se tiene una matriz de nueve posibles posiciones de los ojos. La posición de los ojos será calculada en un microprocesador y se pondrá a la disposición de la aplicación de la computadora utilizando el protocolo de comunicación serial RS-232

El módulo de planificación comprende la gestión del proyecto, incluyendo la planificación, presupuesto, y la adecuada gestión de los recursos disponibles siendo estos: humanos, monetarios, equipo y materiales, y el más importante, el tiempo. El módulo consiste en la administración y planificación de todas estas actividades para que de una manera coordinada, sostenible y ordenada se cumplan los objetivos planteados al inicio.

También comprende los aspectos relacionados a imagen y relaciones públicas, es decir, toda la parte mercadológica y visual del mega proyecto incluyendo logo, mantas y otros materiales para proyectar la imagen del mismo. Se incluye lo relacionado a medios y herramientas electrónicas para poder tener una mejor comunicación con todos los interesados.

## VI. DESARROLLO DEL MÓDULO MOTRIZ

### A. METODOLOGÍA

A continuación se presenta el orden de los diferentes circuitos construidos con los cuales se ha logrado la obtención de las señales de electroencefalograma dentro del módulo motriz.

En la Ilustración 18 se presenta un diagrama de bloques explicativo de las tres grandes etapas de las cuales está constituido este módulo. Para lograr el adecuado control del robot R-17 las señales provenientes de la gorra de electrodos deben pasar por las tres diferentes etapas.

**Ilustración 18. Diagrama módulo motriz.**



En los siguientes capítulos se profundiza con detalle sobre cada una de las etapas de la Ilustración 18. En cada capítulo se explicarán los circuitos utilizados y los cálculos necesarios para determinar los valores de los parámetros, los resultados obtenidos y la discusión de los mismos.

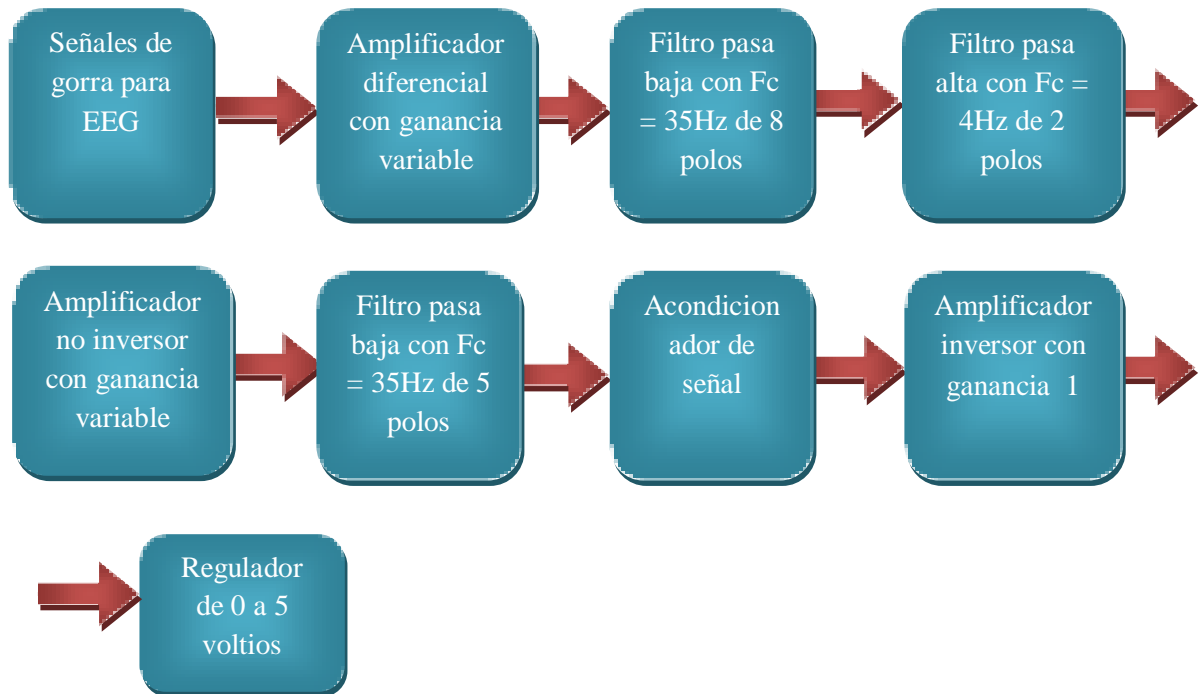
También se presenta una explicación sobre los códigos que se implementaron en los micro- controladores y en una interfaz en Python.

El circuito anterior fue copiado en su totalidad para poder tener dos canales completamente independientes capaces de entregar señales de electroencefalograma. Obtención, amplificación y filtrado de las señales cerebrales.

En este capítulo se explica detalladamente la primera etapa del módulo motriz. Se explica con detalle el circuito que se construyó con la finalidad de amplificar a niveles manejables las señales provenientes de la gorra de electrodos, así como también el filtrado que se le aplicó a la señal para eliminar el ruido contenido en la misma.

En la Ilustración 19 se presenta un diagrama de bloques detallado sobre los diferentes circuitos (secciones) que constituyen la Etapa 1. Las señales provenientes de la gorra de electrodos son alimentadas a los circuitos de la Ilustración 19 en el orden que se presenta en el diagrama de bloques.

**Ilustración 19. Diagrama de bloques de la primera etapa.**



En este módulo el primer paso importante era encontrar un método efectivo con el cual se pudieran obtener las señales eléctricas producidas por el cerebro.

Se comenzó haciendo pruebas con electrodos individuales que se compraron en Guatemala y con los electrodos usados en el mega-proyecto *Prótesis Biónica de una Mano Humana*. Los resultados que se obtuvieron con estos electrodos eran malos y además tenían el inconveniente de que no se podía asegurar si se había elegido el lugar correcto para posicionar el electrodo debido a la inexperiencia que se tiene en el posicionamiento de electrodos.

Por estas razones se compró en Estados Unidos una “Electo-Cap” de la empresa Allied Products. Esta gorra cuenta con 19 electrodos que se distribuyen por toda la cabeza según el sistema internacional de posicionamiento de electrodos 10-20. Con esta gorra se eliminan los errores debidos a mal posicionamiento de los electrodos y se asegura que los electrodos utilizados son los indicados para estudios de electroencefalograma. Para la correcta utilización de la gorra de electrodos se debe posicionar un arnés a la altura del pecho, a este arnés se sujetan los elásticos que trae a cada lado la gorra, esto asegura que la gorra se

mantenga en posición correcta durante las pruebas. Es aconsejable utilizar un electrodo extra en la oreja para normalizar la tierra. Con una jeringa se introduce gel conductor marca *Electro-Cap International* para mejorar la conducción entre los electrodos y el cuero cabelludo.

La gorra cuenta con cables que van desde los electrodos hasta un conector DB25 macho, que se conectó a un conector DB25 hembra y de este conector se procedió a medir las señales eléctricas que se obtenían. Al medir las señales eléctricas en el osciloscopio se pudo comprobar que las señales son de un orden menor al de los mili-voltios.

La primera sección del circuito es la que recibe las señales provenientes de la gorra de electrodos para EEG. Aquí se utiliza un amplificador instrumental AD620, que corresponde a la primera etapa de amplificación. Este circuito al igual que la mayoría de los que se usan en las siguientes secciones se alimenta con un voltaje diferencial de  $\pm 12$  voltios. En esta etapa la amplificación se realiza comparando el voltaje entre dos electrodos diferentes, al igual que en los electroencefalogramas profesionales.

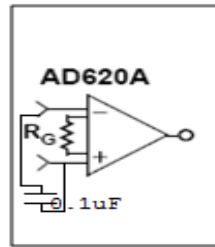
Se utilizó una resistencia variable entre el pin 1 y el pin 8 con un valor aproximado de  $49\Omega$  para obtener, según las formulas presentadas en el marco teórico, una ganancia igual a 1000. Se implementó utilizando una resistencia variable para poder calibrar la ganancia al momento de conectar el circuito. La razón principal por la cual no se dejó una resistencia de valor fijo se debe a que las señales provenientes de la gorra contienen una pequeña componente DC que al ser amplificada por 1000 pueden llegar a saturar el amplificador. Al reducir el valor de la resistencia variable se disminuye la ganancia del amplificador y se elimina el problema de la saturación.

Es importante colocar un capacitor con un valor en el orden de los nanos faradios entre los pines a los que se les conecta las señales provenientes de la gorra para evitar que algún transiente de voltaje puede regresarse a los electrodos y causar una descarga eléctrica a la persona que utiliza la gorra.

Este amplificador instrumental proporciona una entrada de alta impedancia con lo que se asegura que la señal proveniente de la gorra va a tener una pérdida mínima en su nivel de voltaje. Además proporciona una gran amplificación que lleva a la señal del orden de los micro-voltios al orden de los mili-voltios.

La segunda sección consta de un filtro pasa-baja Butterworth de 8 polos con frecuencia de corte igual a 35Hz. Este filtro se implementó con la finalidad de eliminar especialmente el ruido producido por la señal eléctrica de 60Hz y también cualquier otra señal de mayor frecuencia.

**Ilustración 20. Amplificador instrumental utilizado.**

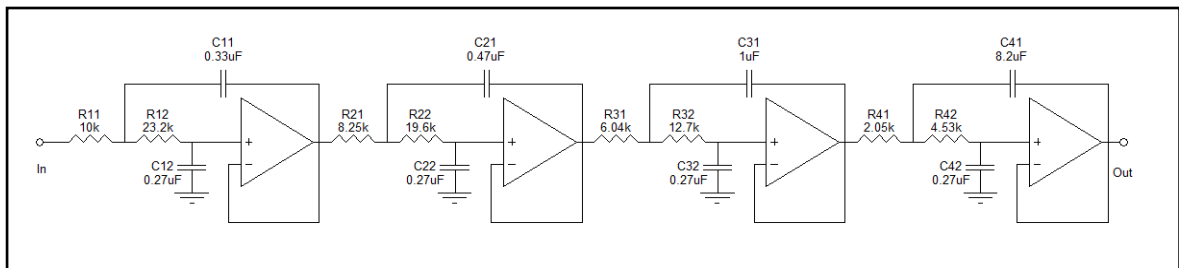


Se escogió un Butterworth debido a que este tipo de filtro mantiene teóricamente una ganancia constante en toda la banda de paso, aunque su caída en la banda no deseada no es tan pronunciada y por ésta razón es necesario diseñarlo de varios polos.

Todos los filtros diseñados en este proyecto se hicieron utilizando la herramienta “FilterLab” de Microchip. [33]

En la Ilustración 21 se muestra el diagrama del circuito del filtro de 8 polos Butterworth.

**Ilustración 21. Filtro Butterworth pasa-baja de 8 polos.**

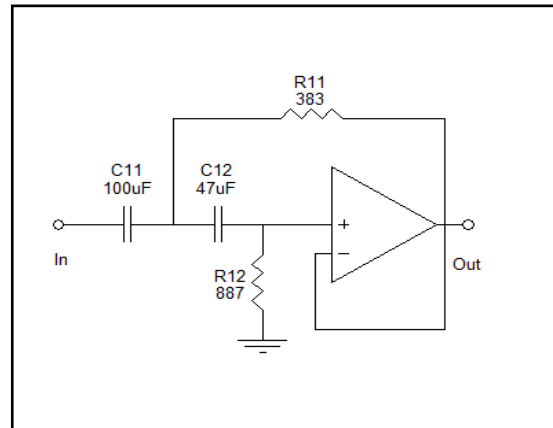


Al hacer las diferentes pruebas se pudo comprobar que la señal de EEG tenía una componente DC que cambiaba con el tiempo. Para resolver este problema se decidió agregar otra sección (sección 3) al circuito capaz de eliminará este problema.

Se utilizó un filtro pasa alta Butterworth de 2 polos con una frecuencia de corte muy baja, 4Hz para ser más específicos, para eliminar la componente DC de la señal y así poder mantener la señal centrada en 0 voltios.

En la Ilustración 22 se muestra el diagrama del circuito del filtro pasa alta Butterworth de 2 polos.

**Ilustración 22. Filtro Butterworth pasa alta de 2 polos.**



Otro problema de ruido con el que se tuvo que lidiar fue el que introducían las líneas de alimentación y el oscilador del micro-controlador. Ambos tendían a ingresar una componente DC bastante grande en las señales de los circuitos y esto causaba que los amplificadores se saturaran. Para resolver este problema se colocaron capacitores con capacitancias de 2200 micro faradios en las líneas de alimentación con el fin de que estos eliminaran este problema.

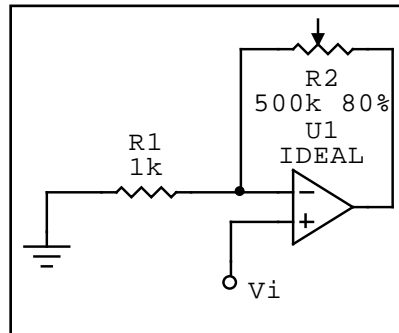
La sección 4 es una nueva etapa de amplificación con la cual se logra amplificar las señales de los electrodos a voltajes en el rango de -5 a 5 voltios. El amplificador está en modo no inversor con una ganancia que se puede modificar según la resistencia que se seleccionen en la resistencia variable del circuito. Esta es la última etapa de amplificación que tiene el circuito ya que con ésta se llega al orden de voltios que era deseado.

La función de transferencia del circuito es:

$$V_o = \frac{R_2}{R_1} * V_i \Rightarrow G = \frac{R_2}{R_1}$$

Como se puede observar de la función de transferencia, la ganancia de este circuito depende únicamente de la relación entre las 2 resistencias en el circuito. Por esta razón se construyó el circuito poniendo en el lugar de  $R_2$  una resistencia variable para así poder controlar el nivel de amplificación que se le da a la señal de electroencefalograma.

**Ilustración 23. Amplificador no inversor.**

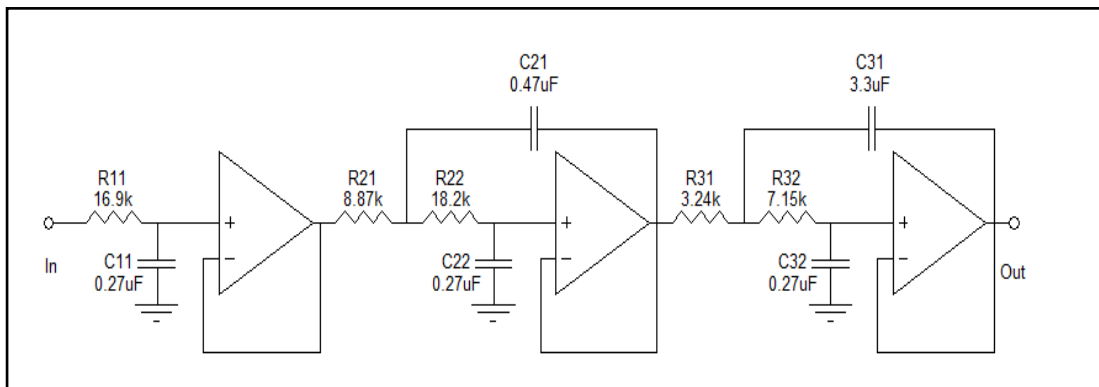


La sección 5 es un nuevo filtro pasa baja Butterworth de 5 polos con frecuencia de corte igual a 35Hz.

Nuevamente se utilizó un filtro Butterworth para mantener una ganancia constante en la banda de paso. En este punto ya se tiene señales de electroencefalograma que se pueden distinguir claramente en el osciloscopio. En esta sección se termina todo lo concerniente a amplificación y filtrado de la señal. Este filtro se hizo únicamente de 5 polos ya que en este punto se asumió que la gran mayoría de ruido ya había sido eliminado por los filtros anteriores y solo era necesario suavizar la señal.

En la Ilustración 24 se muestra el diagrama del filtro pasa baja de 5 polos Butterworth implementado.

**Ilustración 24. Filtro Butterworth pasa-baja de 5 polos.**



Con esta sección se concluye el circuito encargado de la obtención, amplificación y filtrado de las señales cerebrales. Por esta razón se procedió a verificar las señales que se obtenían del circuito utilizando un osciloscopio. Para poder tener mayor certeza sobre las señales que se obtendrían del circuito se procedió a compararlas con la investigación que

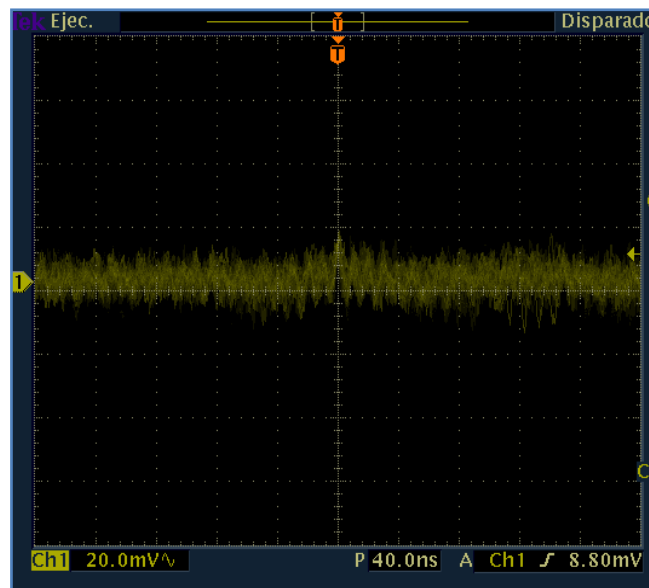
trata también sobre señales de electroencefalograma llevada a cabo en la Pontificia Universidad Católica de Perú. Después de realizar las comparaciones con la otra investigación se procedió a hacer diferentes pruebas de movimientos corporales para observar los resultados que se obtenían de las mismas.

Finalmente se replicó el circuito para poder contar con 2 canales independientes de forma simultánea. Se puso especial énfasis en las señales derivas del parpadeo y de las derivas al apretar los dientes ya que éstas producen bastante ruido en las señales de electroencefalograma y se pueden utilizar como señales de control.

## B. RESULTADOS

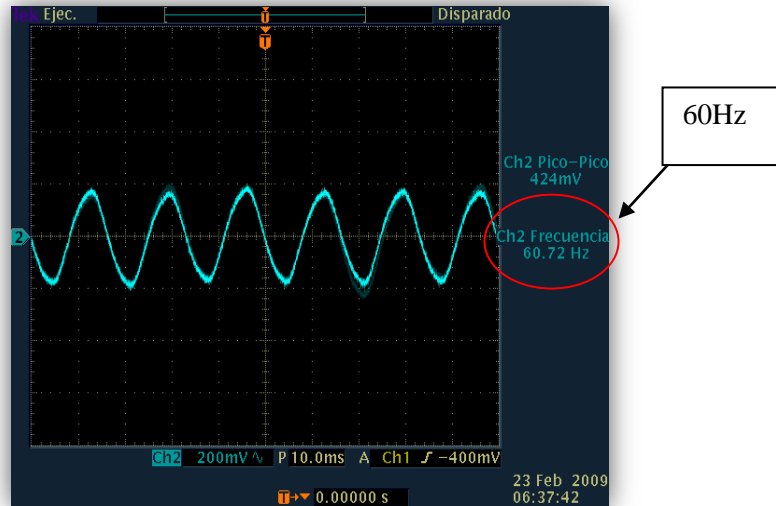
Una vez se tuvo la gorra con electrodos en Guatemala se procedió a ver las señales que se obtenían al medir directamente de la salida de los electrodos sin hacer ninguna amplificación ni filtrado.

Ilustración 25. Salida de los electrodos.



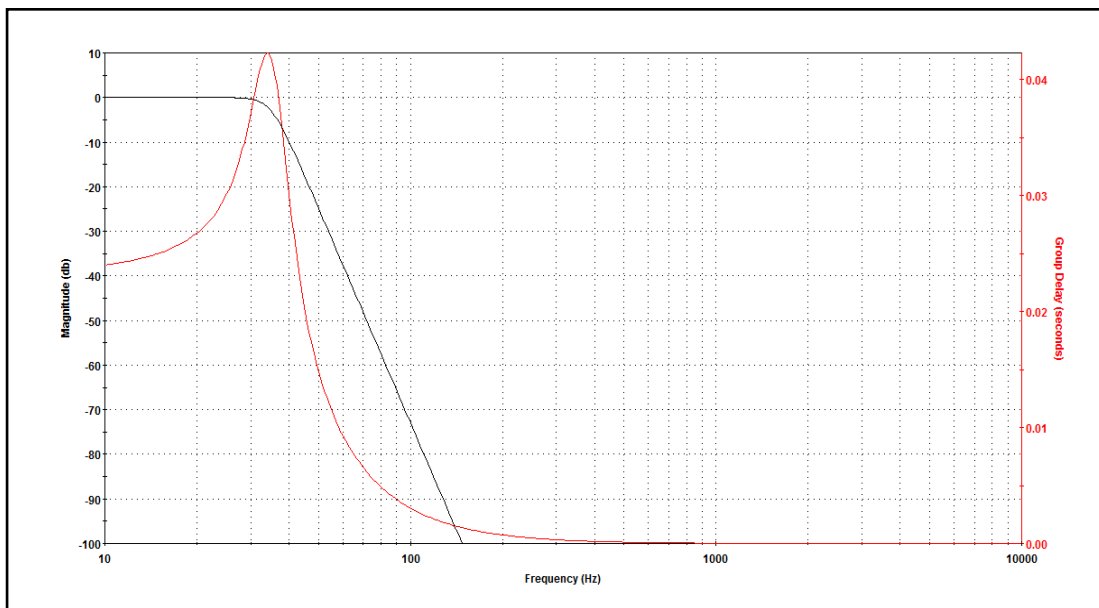
Uno de los mayores problemas con los que se tuvo que lidiar fue el eliminar el ruido debido a la señal de 60Hz, que se mezclaba con las señales provenientes de los electrodos. La salida del amplificador instrumental AD620 se presenta en la Ilustración 25 y se puede observar claramente el problema con la señal de 60 Hz.

Ilustración 26. Ruido de 60 Hz.



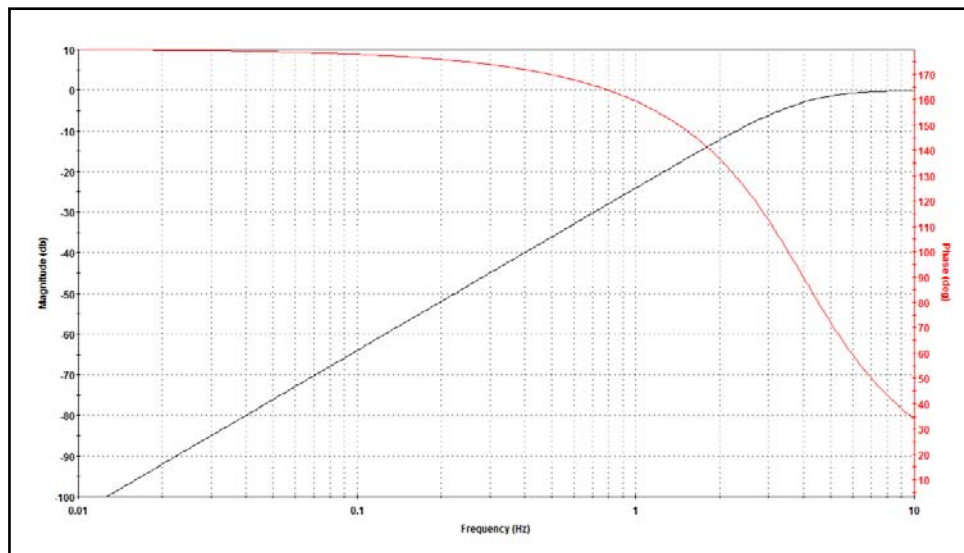
En la Ilustración 26 se muestra el diagrama de Bodde que se obtuvo del filtro pasa baja de 8 polos que se construyó. En el diagrama de la Ilustración 27 se puede observar que la ganancia en la banda de paso es constante y a partir de la frecuencia de corte tienen una atenuación bastante pronunciada debido a los 8 polos utilizados.

Ilustración 27. Diagrama de Bodde del filtro pasa-baja de 8 polos.



En la Ilustración 28 se muestra el diagrama de Bode del filtro Butterworth pasa alta de 2 polos. En el diagrama se observa que el circuito permitirá el paso de las frecuencias deseadas (mayores a 3Hz) y atenuará las frecuencias menores, especialmente la componente DC ya que esta tiene una frecuencia de 0 Hz.

**Ilustración 28. Diagrama de Bode del filtro pasa alta con  $f_c = 4\text{Hz}$ .**

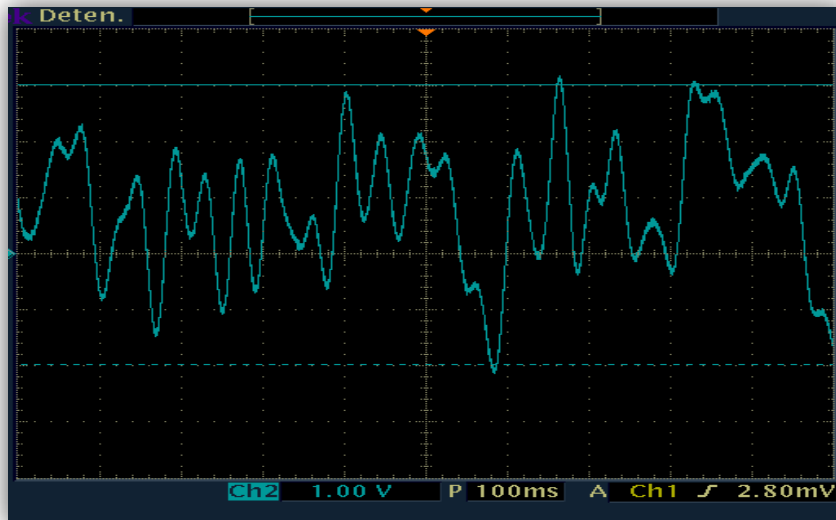


**1. OBTENCIÓN DE SEÑALES DE ELECTROENCEFALOGRAMA.** En la Ilustración 29 se puede apreciar la señal que se obtiene después de las diferentes secciones de amplificación y filtrado. Esta señal ha sido amplificada hasta llegar al nivel de voltios y se puede controlar su nivel de amplificación variando la resistencia variable del amplificador de la sección 4.

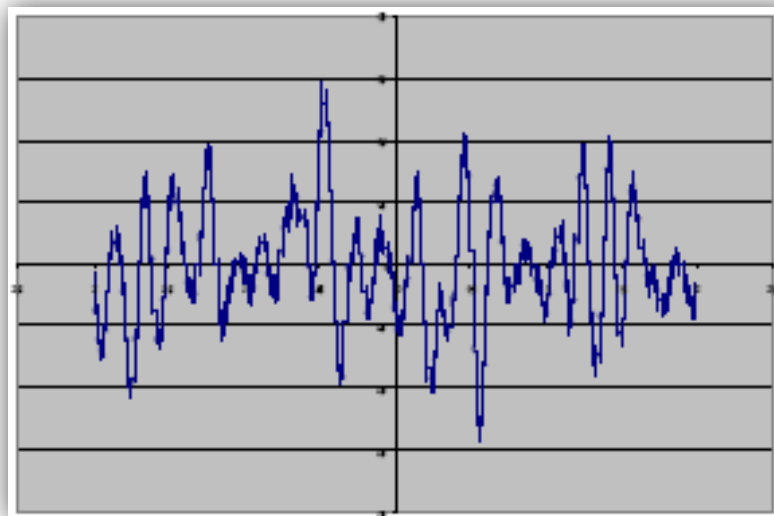
Se puede observar que ya no se tiene el problema debido a la señal eléctrica de 60Hz y que las señales que se observan en el osciloscopio ya son más parecidas a las de un electroencefalograma. Para las pruebas realizadas, se utilizaron en su mayoría los electrodos Fp1 y Fp2 que están en la parte frontal de la cabeza. También se utilizaron los electrodos Fp1 contra GND y C3 contra C4. La posición de estos electrodos se puede observar en la Ilustración 8 en la sección del marco teórico.

**2. COMPARACIÓN CON OTRA INVESTIGACIÓN.** Como medio de comparación, se utilizaron los resultados de la investigación de la Pontificia Universidad Católica del Perú para poder saber si las señales que se estaban obteniendo eran correctas y si estas eran las esperadas en un electroencefalograma. En la Ilustración 30 se observa la señal obtenida de un sujeto en reposo, que era el estado que se presenta en la Ilustración 30 de la investigación del Perú.

**Ilustración 29. Señal obtenida en el laboratorio.**



**Ilustración 30. Señal obtenida por la investigación de Perú .**

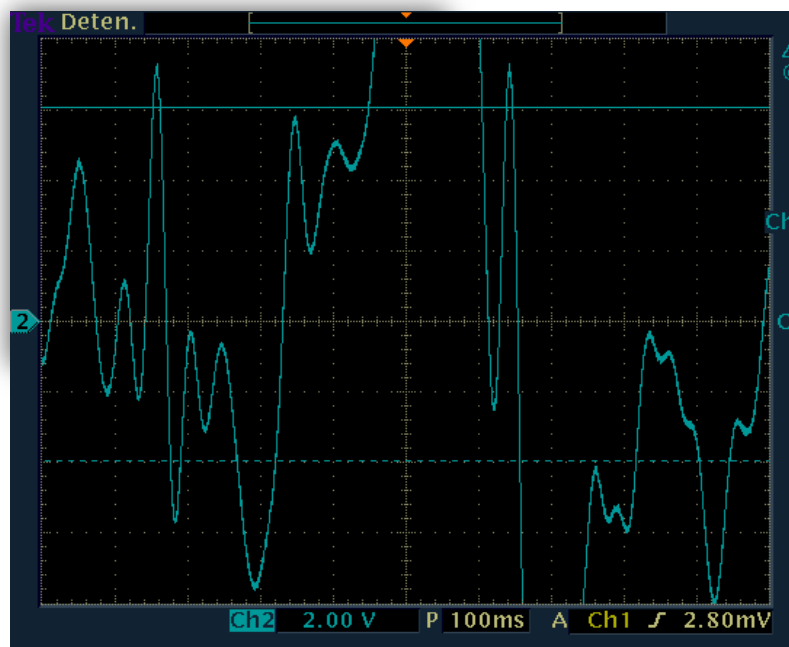


De la Ilustración 29 y la Ilustración 30 se puede observar que las señales obtenidas en ambas investigaciones tienen un comportamiento similar, lo que indica que las señales que se están obteniendo del circuito son las correctas.

3. **BÚSQUEDA DE PATRONES DEBIDAS AL MOVIMIENTO.** Ya que se tenían las señales de EEG, se procedió a buscar patrones en la señal al realizar movimientos específicos. Los movimientos que se realizaron fueron mover ambas manos, mover cada mano por separado y mover los pies. Lamentablemente no se pudo observar ningún patrón significativo al realizar estos movimientos.

El cambio más significativo que se logró observar fue la saturación del OPAMP al hacer un movimiento corporal brusco, pero esto se puede deber a que se movió la gorra o a alguna señal eléctrica muscular. Este resultado se presenta en la Ilustración 31.

**Ilustración 31. Cambios en la amplitud de la señal debidos a movimiento corporal.**

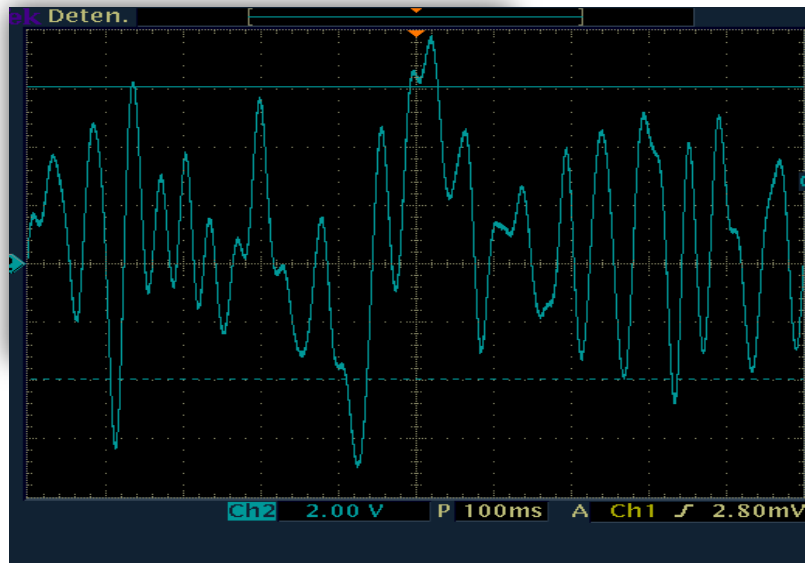


Debido a que el parpadeo y apretar los dientes producen bastante ruido en las señales de electroencefalograma se procedió a realizar pruebas haciendo estos movimientos. Los resultados se muestran en la Ilustración 31 y en la Ilustración 32.

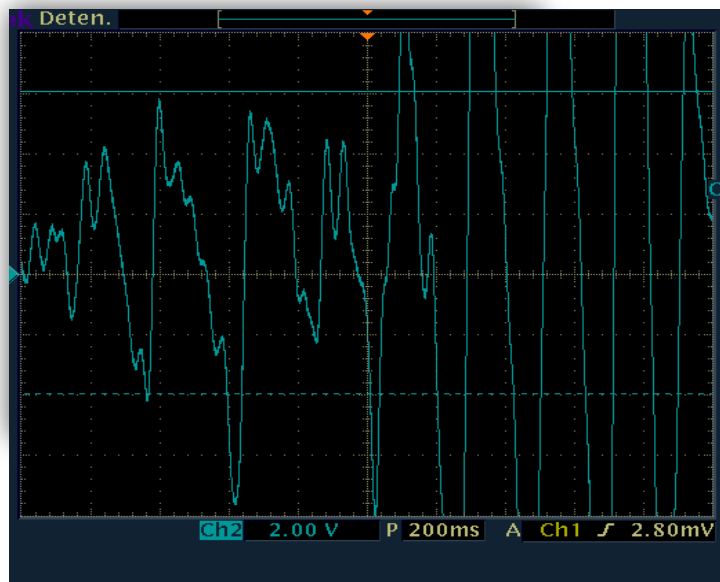
En la Ilustración 32 se puede ver cómo la señal incrementa su actividad al apretarse los dientes. Esto también se debe a que los electrodos están recibiendo algo de las señales eléctricas producidas por los músculos de la mandíbula.

En la Ilustración 33 se puede ver cómo el parpadeo satura los amplificadores operacionales, ya que estos recogen actividad muscular de los músculos de los ojos.

**Ilustración 32. Señal al apretar los dientes, en electrodos Fp1 vrs Fp2.**



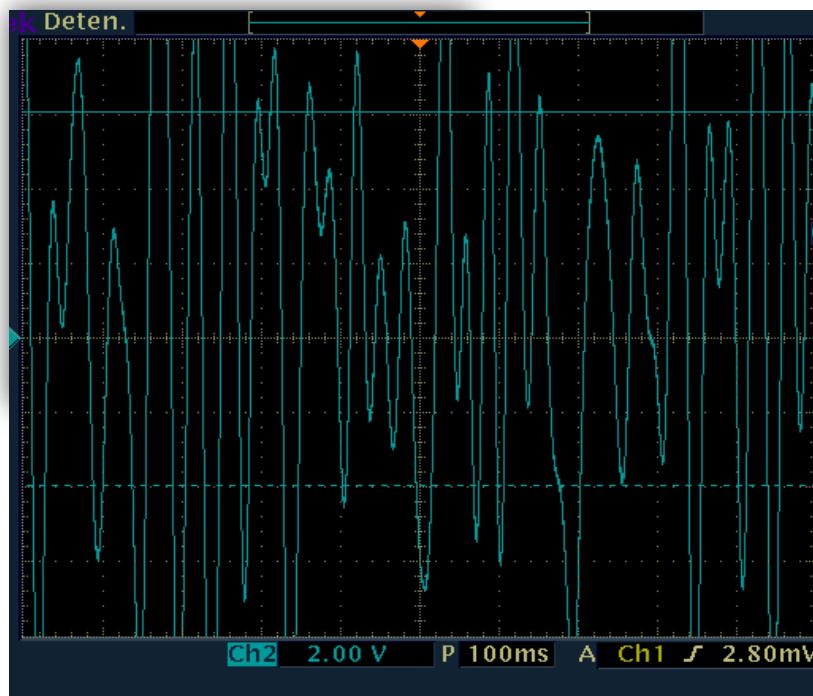
**Ilustración 33. Señal al parpadear, en electrodos Fp1 vrs Fp2.**



Para tener mayor seguridad de las aseveraciones que se están haciendo, se decidió comparar entre los electrodos C3 y C4 que se encuentran en la región central del cuero cabelludo, el C3 al lado izquierdo y el C4 al lado derecho.

La idea detrás de este cambio era que si las señales que se habían observado anteriormente se debían realmente al parpadeo y a apretar los dientes entonces en estos electrodos se vería mayor actividad al apretar los dientes debido a la mayor cercanía de estos electrodos con los músculos de la mandíbula.

**Ilustración 34. Señal al apretar los dientes en electrodos C3 vrs C4.**



Al comparar los electrodos C3 y C4 se puede observar en la Ilustración 35 que al parpadear el OPAMP ya no se satura como en la Ilustración 33, pero en la Ilustración 34 se observa que al apretar los dientes la actividad aumenta y las amplitudes son mayores que las que se tenían en la Ilustración 32.

Estos resultados confirman que las señales que se están obteniendo están correctas. En términos simples, en la región frontal se está detectando de mejor manera la actividad de los ojos y en la región central la actividad de la mandíbula. Esto era de esperarse debido a la cercanía de los electrodos Fp1 y Fp2 con los ojos y los electrodos C3 y C4 con la mandíbula. Esto se puede observar en la Ilustración 8, en la sección de marco teórico.

Una vez se tuvo el diseño final del circuito que se encarga de realizar la amplificación y filtrado de las señales cerebrales, se procedió a replicar el circuito con el fin de tener 2 canales de EEG que funcionen de forma simultánea.

Ilustración 35. Señal al parpadear en electrodos C3 vs C4.

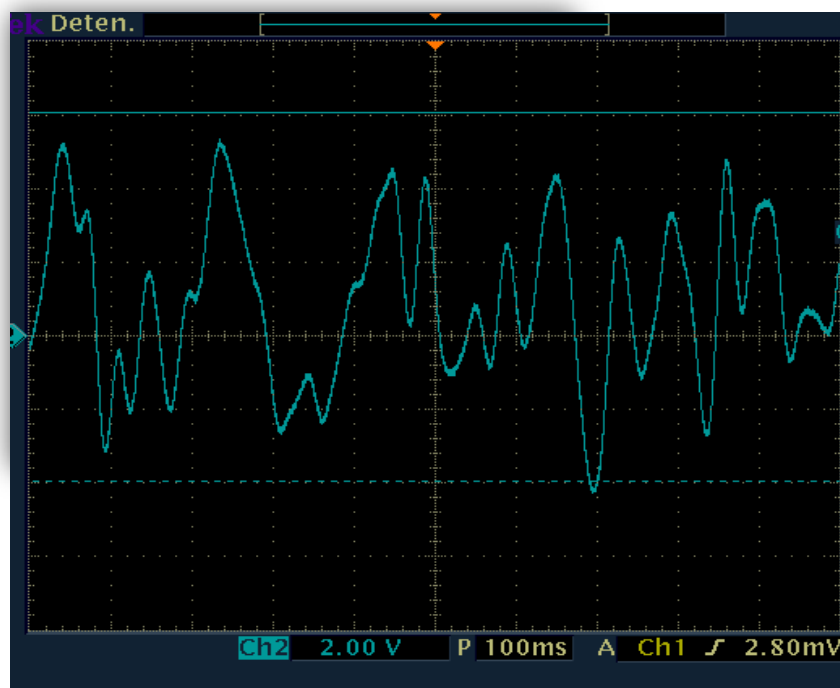
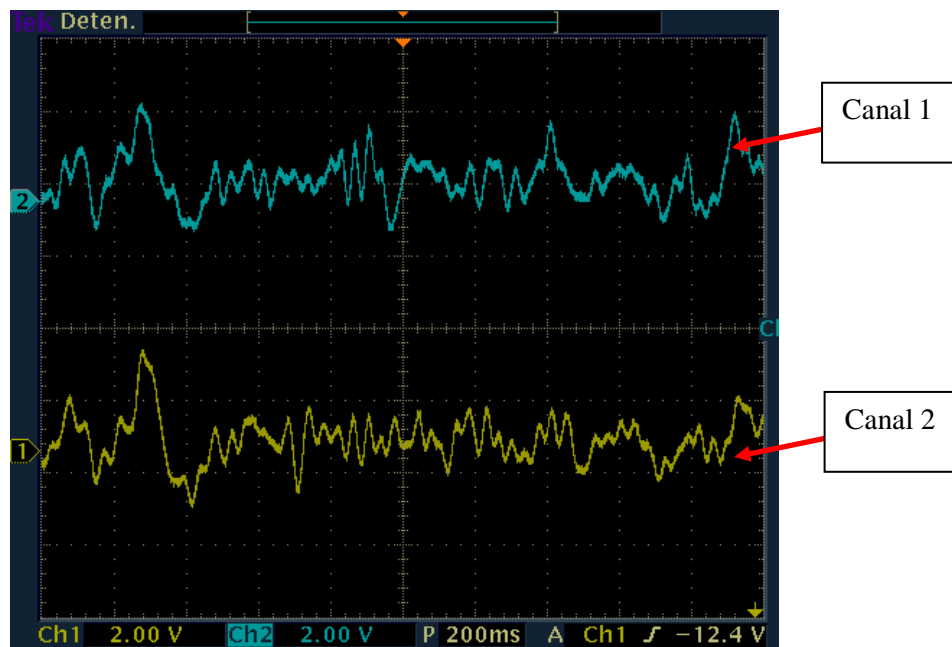


Ilustración 36. Señales de dos canales EEG.



En la Ilustración 36 se puede observar las 2 diferentes señales que se obtuvieron de cada uno de los dos canales armados. En el canal uno se comparó C3 contra tierra y en el canal dos se comparó C4 contra tierra. Se puede observar que las señales son parecidas aunque existen diferencias.

En la Ilustración 36 se puede observar que ambos canales responden de forma similar tanto al parpadeo como al apretar los dientes, pero en la Ilustración 38 se puede observar que al hacer presión con los dientes en el lado derecho de la boca únicamente se obtiene una mayor actividad en uno de los canales.

En la Ilustración 39 se puede observar de forma similar que al hacer presión con los dientes en el lado izquierdo de la boca se obtiene una mayor actividad en el otro canal.

**Ilustración 37. Respuesta de ambos canales al parpadeo y al apretar los dientes.**

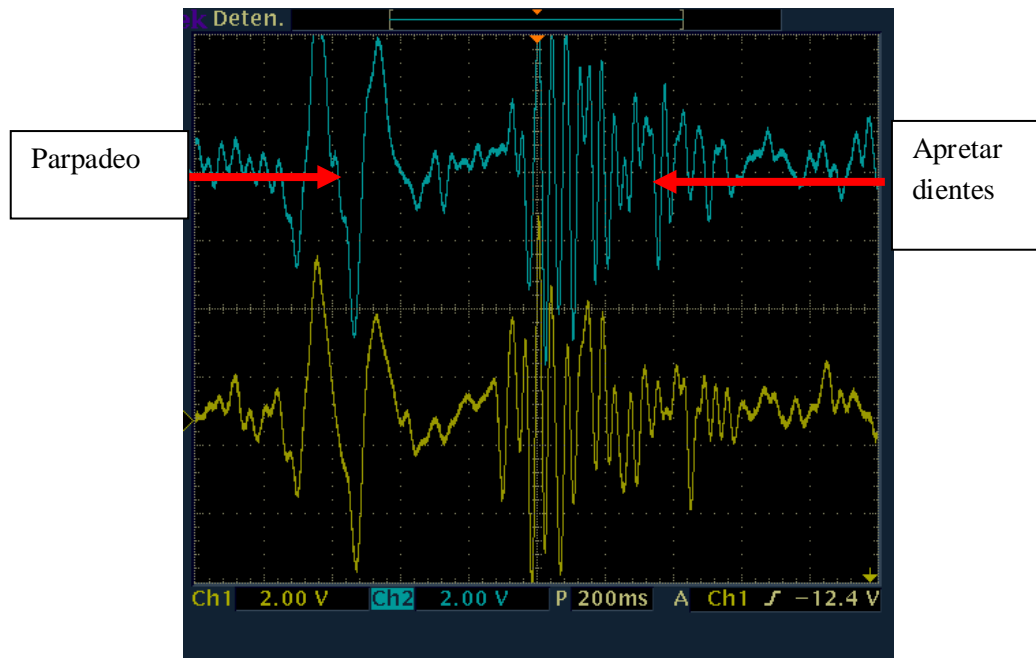


Ilustración 38. Respuesta de los canales al apretar en el lado derecho de la boca.

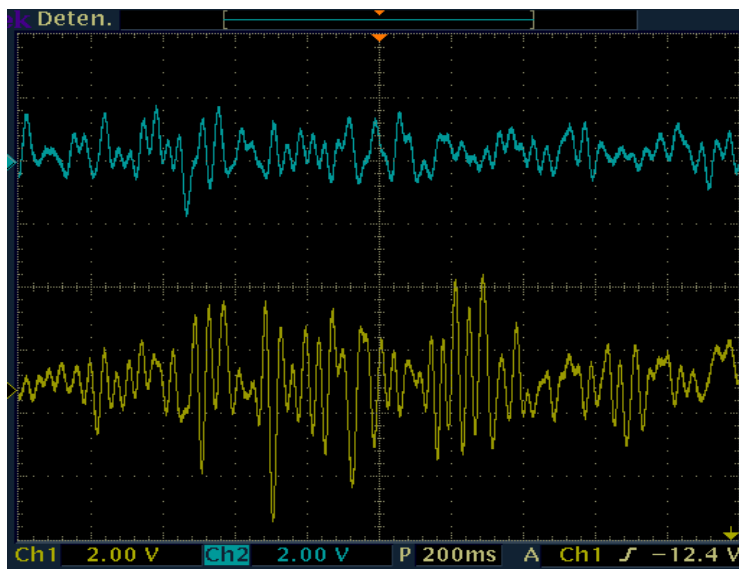
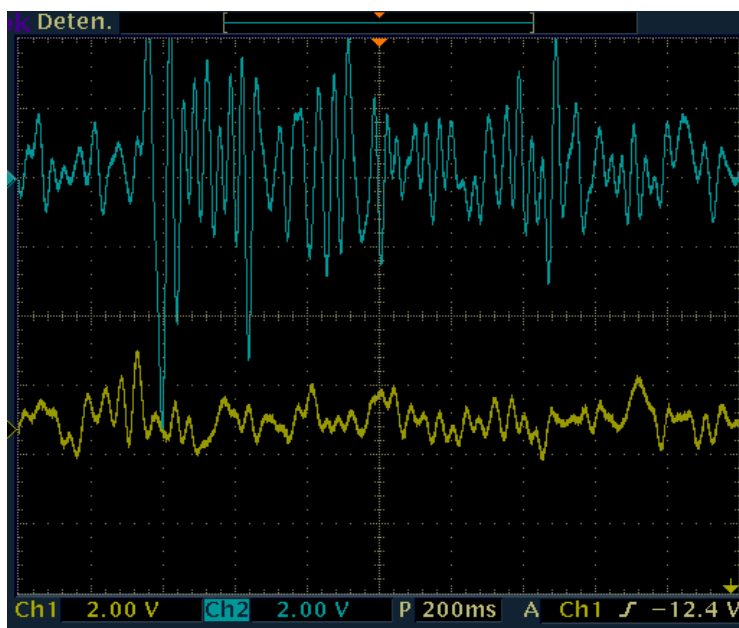


Ilustración 39. Respuesta de los canales a apretar en el lado izquierdo de la boca.



## C. DISCUSIÓN

Para amplificar la señal, se decidió empezar con un amplificador diferencial ya que las pruebas de electroencefalograma siempre se hacen comparando 2 electrodos. Se decidió utilizar el integrado AD620 en lugar de armar el circuito común que utiliza 3 amplificadores operaciones y algunas resistencias, debido a que el AD620 produce mejores resultados que los que se pueden alcanzar armando el otro circuito. También tiene la ventaja de que ocupa mucho menos espacio ya que viene en un empaquetado DIP de 8 pines y solo utiliza una resistencia para elegir la ganancia deseada, en comparación con el circuito común en el que la ganancia depende de varias resistencias.

En la Ilustración 37 se puede apreciar claramente la señal que se obtiene al medir con el osciloscopio directamente de los cables de los electrodos. La señal tiene una magnitud muy pequeña, del orden del micro-voltios y algo muy importante de notar es que presenta mucho ruido.

En la Ilustración 38 se puede observar la salida del amplificador instrumental sin ser filtrada la señal, se puede ver con claridad la señal sinusoidal de 60Hz que es corroborada por la lectura que presenta el osciloscopio. La señal no es una sinusoidal perfecta ya que lleva las señales de los electrodos mezclada con la señal eléctrica de 60Hz.

Con esta etapa de amplificación se logró llevar las señales eléctricas cerebrales del nivel de los micro-voltios al de los mili-voltios. La señal que se observaba en el osciloscopio no se parecía a la de un EEG, ya que el AD620 también amplifica el ruido que se incorpora a la señal y debido a que las señales cerebrales y las del ruido antes de ser amplificadas tienen magnitudes similares, es muy difícil diferenciarlas una vez se han amplificado.

Las frecuencias que son de interés para este proyecto están comprendidas entre los 3 y 30 Hz. Para eliminar las señales con frecuencias que no son del interés de este proyecto se eligió un filtro de 8 polos para lograr que se tuviera una atenuación teórica de 80 decibeles por década después de la frecuencia de corte.

Con esta atenuación se puede observar que en 60 Hz se tiene una atenuación igual a 38 decibeles, con la cual se asegura que la señal de 60 Hz ya prácticamente no pase después del filtro. La salida de éste filtro es una señal que solo contiene las frecuencias que se desean analizar, aunque en esta sección la señal todavía no ha sido amplificada a un nivel de voltaje manejable.

Antes de amplificar las señales nuevamente se implementó un filtro pasa alta de 2 polos con frecuencia de corte de 4Hz con el fin de poder eliminar la componente DC contenida en las señales cerebrales. Esta componente DC variaba con el tiempo y por esta razón se hacía difícil mantener la señal centrada en 0 voltios para su posterior análisis. Es necesario mantener la señal centrada en 0 voltios para poder asegurar que en las posteriores etapas de amplificación no se saturen los amplificadores debido a la componente DC que tiene la señal y de esta manera asegurar que no se obtendrán resultados erróneos debido a la saturación.

La utilización de capacitores entre las líneas de voltaje resolvió el problema de ruido debido a las líneas de alimentación y también el ruido debido al oscilador del micro-controlador, ya que estos funcionan como filtros.

Después de la primera amplificación y de haber filtrado las señales eléctricas provenientes de la gorra de electrodos se obtiene una señal libre de ruido, pero que aún no está en niveles de voltaje manejables. Para lograr llevar la señal a niveles de voltaje manejables se utilizó otro circuito amplificador con el cual se logró obtener señales en el rango de -5 a 5 voltios. Las señales con estas magnitudes ya pueden ser procesadas. Las señales obtenidas después del amplificador se alimentaron a un nuevo filtro pasa baja con el fin de suavizar la señal antes de procesarla.

Este filtro, a diferencia del construido en la sección 2, tiene una caída menos pronunciada en la banda no deseada. Esto se debe a que este filtro es de 5 polos, 3 menos que el construido en la sección 2. Se diseñó de esta manera porque en esta sección se asume que las frecuencias no deseadas ya fueron eliminadas por el filtro anterior y la función de éste es, únicamente suavizar la señal.

Con el circuito de amplificación y filtrado de señales cerebrales terminado se logró visualizar las señales de electroencefalograma. Estas señales son bastante similares a las de un electroencefalograma y aunque no se puede ver exactamente cuál es la frecuencia de la señal debida a su aleatoriedad, si se puede ver que la frecuencia está en el rango esperado de 10 a 25Hz.

De la comparación de las señales obtenidas en el laboratorio contra las señales que obtuvo la investigación de la Pontificia Universidad Católica de Perú, se concluyó que las señales que se estaban obteniendo en el laboratorio eran las correctas. Para asegurar que la prueba fuera lo más fiable posible se compararon las señales que se obtenían cuando el sujeto estaba en estado de relajación y se utilizaron electrodos en la región frontal del cerebro, tal y como lo hicieron en la investigación del Perú.

El único inconveniente que se tuvo al momento de realizar la comparación es que las gráficas presentadas por la investigación de Perú no son muy buenas y no están muy bien documentadas ni descritas, por lo que solo se puede comparar la forma de las señales.

Para tener una mejor conclusión de si se estaban obteniendo señales de electroencefalograma correctas, se le presentó al Doctor Carlos Pacay, residente 4 de Neurología en el Hospital San Juan de Dios, las señales que se observaban en el osciloscopio y se le preguntó si le parecían similares a las que se obtienen de un electroencefalograma profesional. El Doctor Pacay indicó que las señales que se estaban obteniendo sí eran similares a las de un electroencefalograma.

Respecto al reconocimiento de patrones debidos a movimientos corporales se intento principalmente con los pies, piernas, mano y dedos. Lamentablemente no se logró ver ningún cambio significativo o constante al hacer cualquiera de los movimientos antes mencionados.

Lo que tendía a pasar más a menudo es que se registrara ruido eléctrico debido a los movimientos musculares y como consecuencia esto provocaba que los amplificadores se saturaran.

La dificultad, para reconocer estos movimientos a partir de las señales eléctricas cerebrales, radica básicamente en que el cerebro está produciendo señales eléctricas para otras actividades del cuerpo constantemente, por lo que las señales que uno observa son una mezcla de todas las señales eléctricas producidas por el cerebro para realizar las múltiples actividades corporales de las que está encargado. Aun cuando se logre que la persona entre en un estado de relajación el cerebro mantiene su actividad eléctrica y es imposible a simple ojo ver algún patrón en las señales eléctricas debidas a los movimientos.

Una manera que podría ayudar a encontrar estos movimientos corporales a partir de las señales eléctricas es construir más canales que puedan comparar más pares de electrodos. De esta manera se tendrá la información sobre la intensidad de los voltajes que se están dando simultáneamente en varias áreas del cerebro y dependiendo de las áreas con mayor potencial se podría determinar qué movimiento fue el que se realizó. Aunque a este análisis también habría que añadirle un análisis de frecuencia para volver más fiables sus resultados. Este análisis es el que propone el estudio *A Simple Approach To EEG-Based Control* [29] para lograr determinar los movimientos de las manos.

Los únicos movimientos que se podían diferenciar perfectamente eran los del parpadeo y al apretar los dientes. Estas señales son una mezcla de señales eléctricas cerebrales y señales eléctricas musculares tanto de los ojos como de la mandíbula. Aun así debido a que se podían replicar de forma casi constante y es posible detectarlas, se decidió utilizarlas para que fueran las señales de control de éste módulo.

La ventaja que se tiene al apretar los dientes es que es posible diferenciar de qué lado de la boca se está haciendo la presión o si es en ambos lados. Esto es posible debido a que los canales que se tienen contruidos son completamente independientes y se utilizan electrodos situados tanto del lado derecho como del lado izquierdo de la cabeza.

La forma en la que es posible detectar éstas señales es al estudiar la frecuencia de las señales. Debido a que las señales producidas al parpadear y al apretar los dientes tienen una frecuencia alrededor de los 3 a 6Hz y de los 25 a 30Hz respectivamente, es posible detectarlas haciendo un estudio del espectro de la señal utilizando la transformada rápida de Fourier.

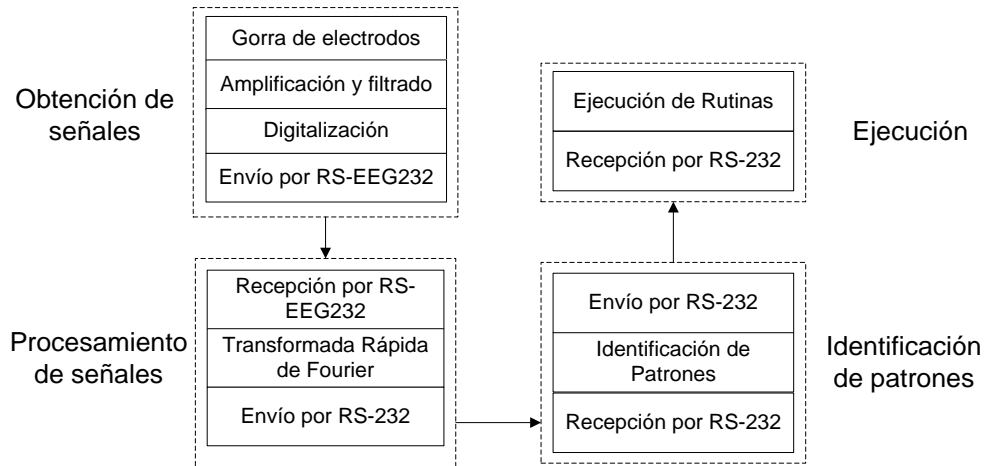
Del estudio de Fourier también se puede obtener la potencia de la señal en un intervalo de frecuencias al calcular la integral de este intervalo. Este análisis es muy importante ya que al parpadear y al apretar los dientes no solo cambian las frecuencias de las señales que se observan en el osciloscopio sino que también se incrementa su potencia.

Con estos resultados se logra el objetivo de tener cuatro movimientos diferentes con los cuales controlar el robot R-17. Los cuatro movimientos serían:

- Hacer presión con los dientes en el lado izquierdo de la boca
- Hacer presión con los dientes en el lado derecho de la boca
- Hacer presión con los dientes en ambos lados
- Parpadear

## VII. DESARROLLO DEL MÓDULO DE POTENCIALES REALACIONADOS A EVENTOS

Ilustración 40. Diagrama de bloques del módulo PRE.



Dado el carácter de los experimentos, no es posible definir una metodología en general para todos. Es por ello que se incluye para cada uno de ellos un diseño experimental. Cada experimento es dependiente del experimento anterior. Se presentarán los experimentos llevados a cabo, no necesariamente en orden cronológico, si no en un orden que facilite la comprensión del lector. La Ilustración 40 muestra lo que se cubre en este trabajo de graduación.

### A. METODOLOGÍA DE LA CONSTRUCCIÓN DEL MODULADOR EEG

La construcción de dicho modulador consta de dos placas impresas, una placa digital y otra placa analógica. El diseño de dichas placas está disponible en el OpenEEG Project, un proyecto de hardware libre.

El primer paso es realizar un diseño compatible con IsoPro para los diseños de la placa analógica y digital proporcionados por el OpenEEG Project. Esto es debido a que la fresadora T-Tech Quick Circuit 7000, disponible en la UVG, necesita utilizar este programa para realizar el fresado. Para lograr la compatibilidad con dicho programa se tomaron los diseños hechos en Eagle CadSoft y se exportaron a otro programa, KiCad. Dicho programa ya era capaz de exportar los archivos gerber para la capa superior e inferior, y el archivo para los drills. Se importaron los archivos a IsoPro. Se realizó correcciones de compatibilidad de software modificando los archivos gerber y dril con un editor de texto. Los archivos utilizados para el fresado de placas se adjuntan a este trabajo de tesis.

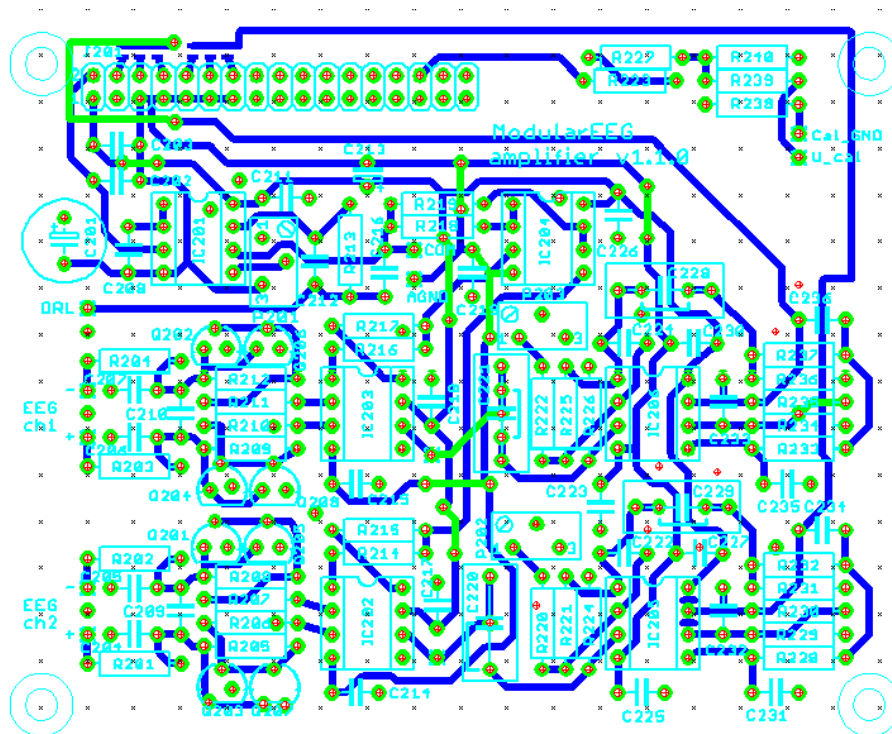
Posteriormente se procedió a fresar ambas placas, para luego soldar cada uno de los 170 componentes en su respectivo lugar. El proceso de soldadura es el que requiere mayor tiempo

ya que se debe soldar, verificar continuidad y si en dado caso existe continuidad entre dos puntos no deseados, se debe desoldar para corregir el error. Se debe repetir este proceso para cada componente.

## B. RESULTADOS

La Ilustración 41y la Ilustración 42 muestran el diseño de Eagle CadSoft en IsoPro. En la Ilustración 44 se puede apreciar el resultado de la placa analógica fresada, la otra placa tiene un aspecto similar (Ver Ilustración 43).

Ilustración 41. Diagrama para fresar en IsoPro del PCB analógico.



## C. DISCUSIÓN

Las placas están disponibles para ser armadas o ser compradas. Dado que no se tenían recursos disponibles para comprar las placas se decidió armarlas, ya que en este momento aún no se tenía el financiamiento por parte del CONCYT. Esto representó realizar pedido de componentes y fresas para poder realizar la placa impresa.

El tiempo dedicado a la realización de ambas placas es muy extenso, ya que involucra soldar, verificar continuidad y en algunos casos se debía soldar de ambos lados de la placa. Afectó también el tipo de fresa utilizada, ya que era muy delgada, lo cual hacía propenso a muchos errores de soldadura por la más mínima imprecisión.

Ilustración 42. Diagrama para fresar el circuito en IsoPro para el PCB digital.

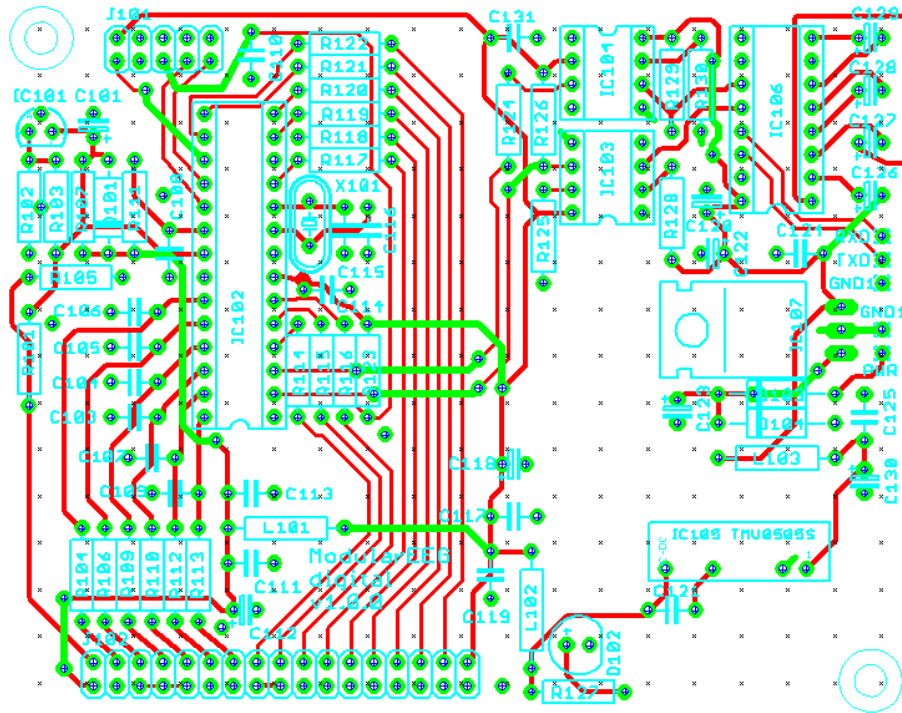
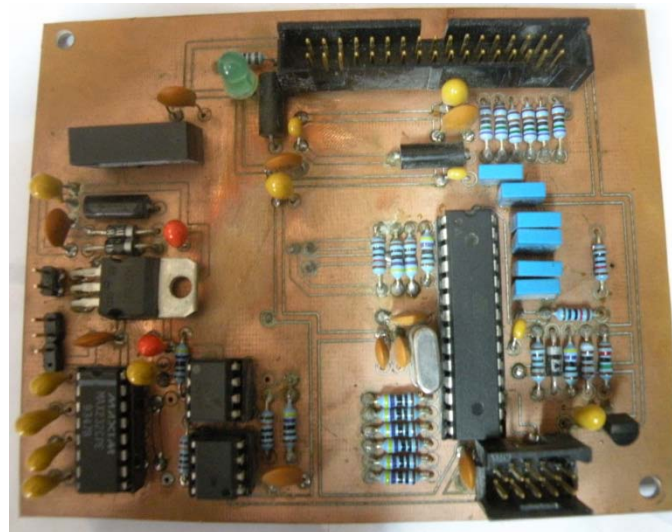
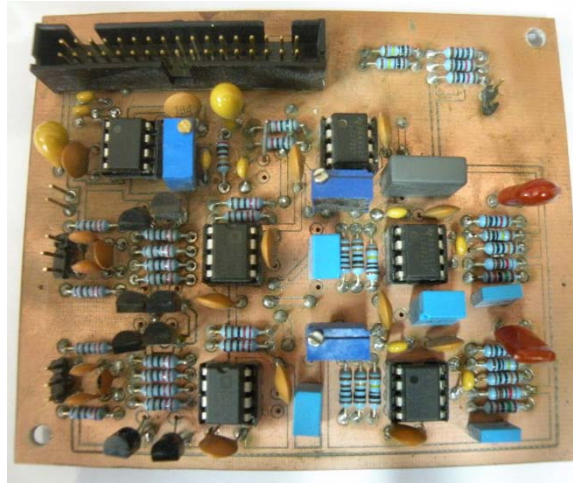


Ilustración 43. Placa digital con sus componentes soldados.



**Ilustración 44. Placa analógica con sus componentes soldados.**



También hay que mencionar que en el diagrama del Open EEG Project la tierra del circuito se encontraba por área, por lo que se tuvo que realizar modificaciones para que todos los nodos de tierra tuvieran continuidad. Es recomendable utilizar resistencias de metal film y no resistencias de carbón en la construcción de las placas impresas, ya que el valor de la resistencia no varía tanto con el cambio de temperatura como lo hacen las de carbón.

#### **D. METODOLOGÍA DESARROLLO DE APLICACIÓN GRAFICADORA DE SEÑALES CEREBRALES**

Para poder desarrollar una aplicación que sea capaz de graficar los datos obtenidos por el Modulador EEG utilizando el protocolo RSEEG232 se plantearon los siguientes pasos:

- Definir lenguaje de programación a utilizar.
- Programar.
- Realizar pruebas.
- Realizar cambios acorde a los resultados obtenidos durante las pruebas.

#### **E. RESULTADOS**

Siguiendo los pasos establecidos en el diseño experimental, primero se definió Python como el lenguaje de programación. Entre las razones por las cuales se eligió dicho lenguaje de programación se encuentran:

1. Facilidad para comprensión del código.
2. Compatibilidad en linux y windows.

3. Facilidad del manejo en comunicación con puerto serial.
4. Dominio del lenguaje.
5. Paquete para graficar predeterminado.

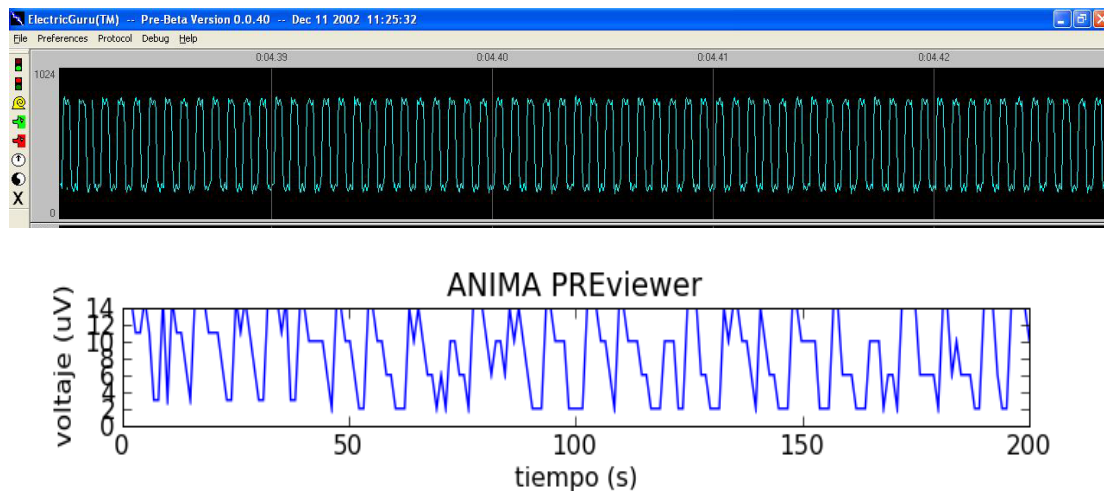
Durante la programación se encontraron problemas con el manejo de Threads (hilos de ejecución). Los Threads son hilos de ejecución simultánea al programa principal. Estos se utilizaron debido a la velocidad de transmisión de los bytes, 57600 baud. La trama de transmisión contiene 17 bytes. En el apéndice A se puede observar cómo está conformado el protocolo RSEEG232.

Después de realizar la programación se realizaron las pruebas para graficar la señal de cada canal, y al inicio fueron pruebas fallidas. La Ilustración 45 muestra una comparación del canal 1 en ElectricGuru y la aplicación en Python.

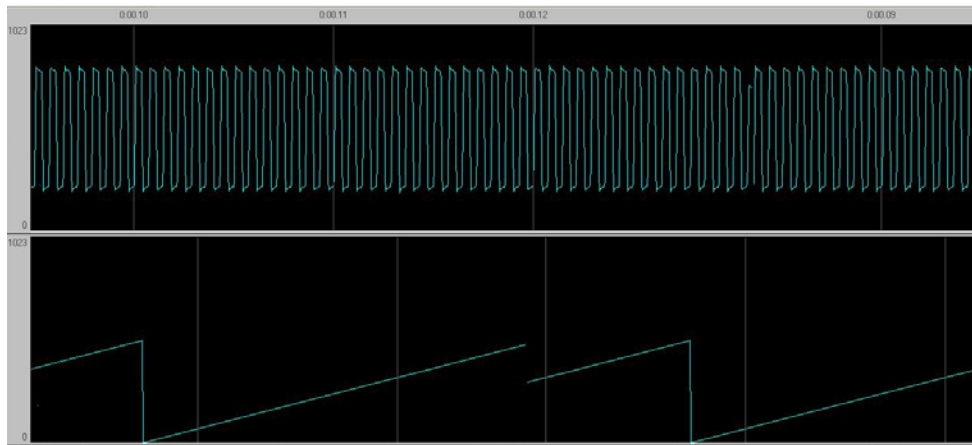
Este error se debía a una mala interpretación de los bits de la trama, se verificó la forma del envío (BigEndian) y se descartó que fuera ese el problema. Para determinar el problema se modificó el programa (ver apéndice E) para el AVR ATMEGA8 para que en el canal No. 2 se enviara un contador de 9 bits (0-511) aumentando de manera unitaria. Esto serviría para comprobar si la aplicación ElectricGuru realizaba algún procesamiento adicional con los datos recibidos.

Los resultados de dicho cambio se pueden observar en la Ilustración 46. Al observar los resultados, se corrigió la obtención en datos en la aplicación de Python para poder obtener dos canales con las mismas señales observadas en ElectricGuru. La aplicación de Python ANIMA PREViewer logra replicar los resultados como se puede observar en la Ilustración 47.

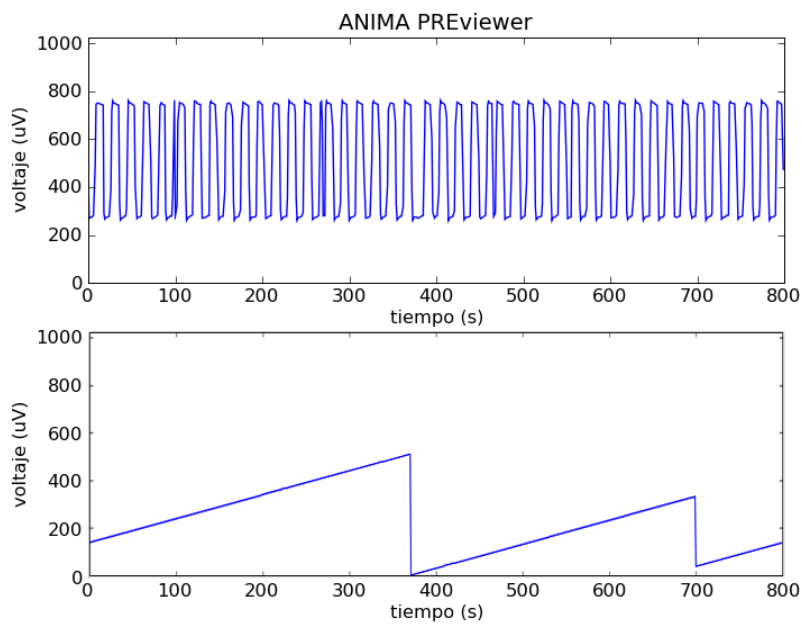
**Ilustración 45. Comparación entre aplicaciones para el canal No. 1.**



**Ilustración 46. Canales 1 y 2 del ModEEG en la aplicación ElectricGuru.**



**Ilustración 47. Canales 1 y 2 del ModEEG en la aplicación de Python.**



## F. DISCUSIÓN

Se puede observar que la aplicación para graficar los datos funciona de manera correcta y con resultados muy similares a los de ElectricGuru. Sin embargo, la aplicación realiza un refrescamiento cada 10 datos recibidos, esto para evitar acumular un retardo en la aplicación. Esto no se observa en la aplicación de Electric Guru.

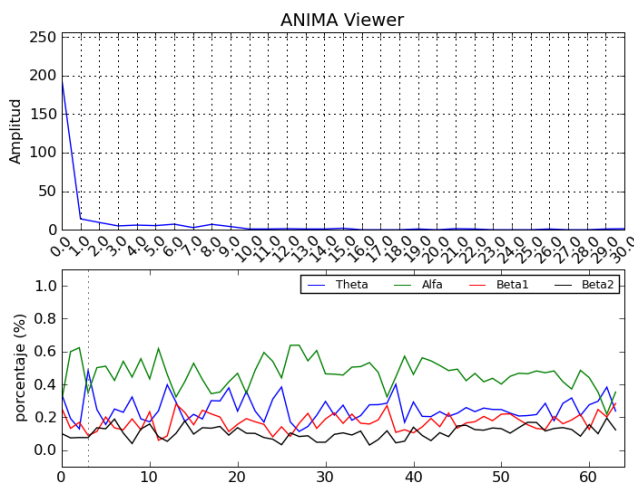
El programa logra tener compatibilidad en los sistemas operativos de Windows y Ubuntu (Linux). Ocurrió un problema al programar el AVR ATMEGA8 ya que el código disponible por la página del Open EEG Project ya no es soportado por el compilador actual de Windows para AVR, ya que las bibliotecas fueron modificadas.

Se buscó compatibilidad con el código para poder generar un .hex que quede disponible para futuras pruebas. El software es capaz de graficar hasta 6 canales con un retardo que aumenta dependiendo del número de canales activos, por lo que lo más recomendable es utilizar dos canales.

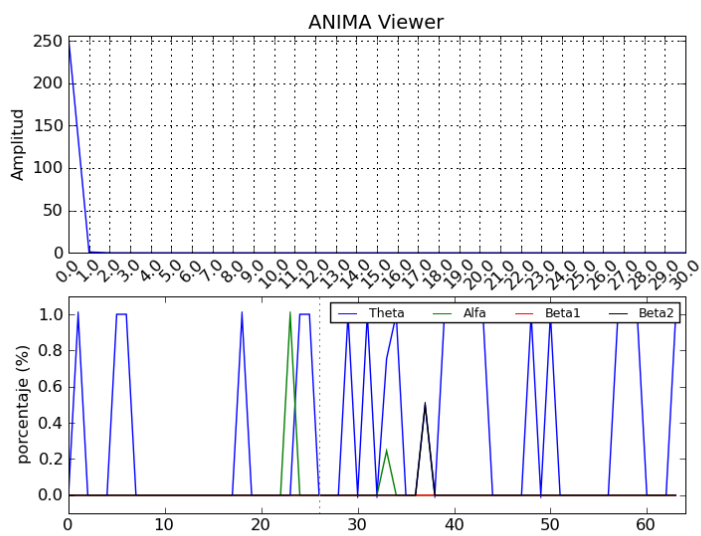
En la metodología del desarrollo de aplicación para análisis de señales cerebrales, para poder analizar las señales cerebrales se procedió a dividir las bandas de frecuencia observadas en la aplicación (0-30Hz) en 4 regiones. Theta (3.5-7.5 Hz), Alfa (7.5-13Hz), Beta 1 o Beta baja (13-20.5 Hz) y Beta 2 o Beta alta (20.5 – 28 Hz). Para cada región se integra la banda de frecuencia que ocupa en el espectro y se presenta el porcentaje normalizado de cada región.

Utilizando dicha aplicación se procesaron las señales obtenidas por la comparación entre electrodos P3 vs Cz para identificar señales alfa. En la Ilustración 48 se muestra una imagen del programa funcionando con el respectivo análisis planteado en el diseño experimental.

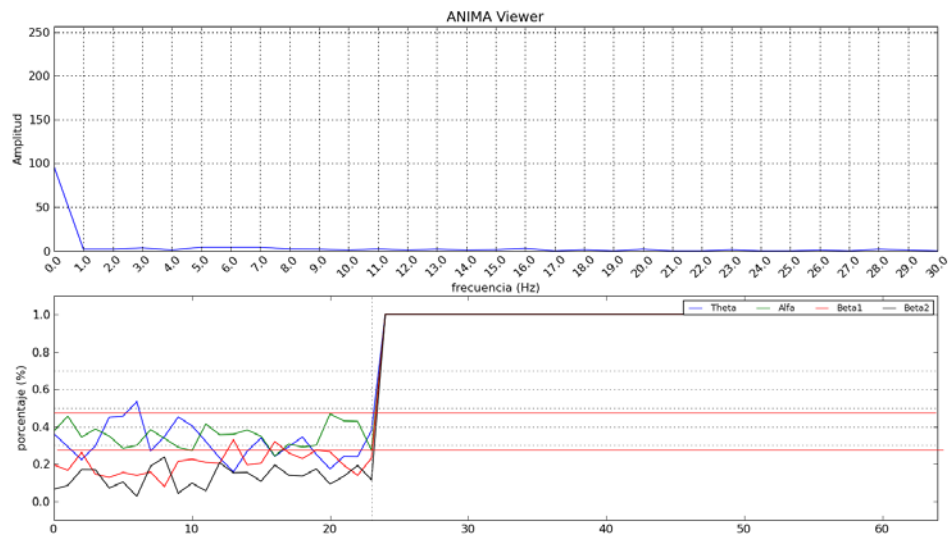
**Ilustración 48. Aplicación con análisis de señales cerebrales.**



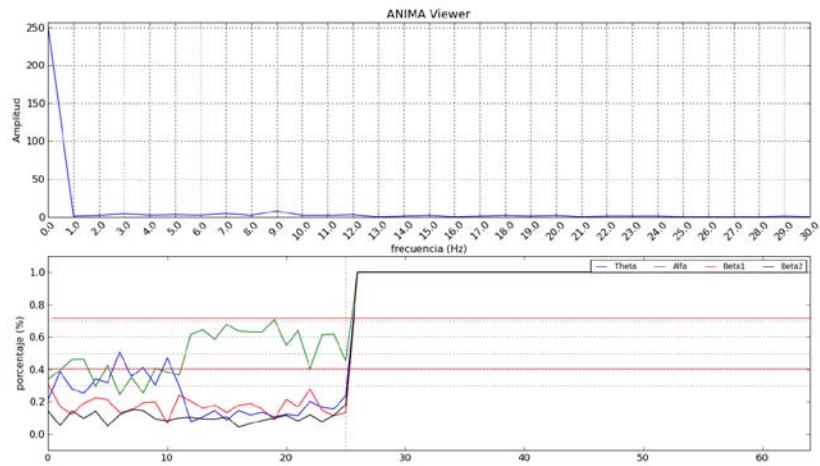
**Ilustración 49. Salida de la aplicación con conexiones al aire.**



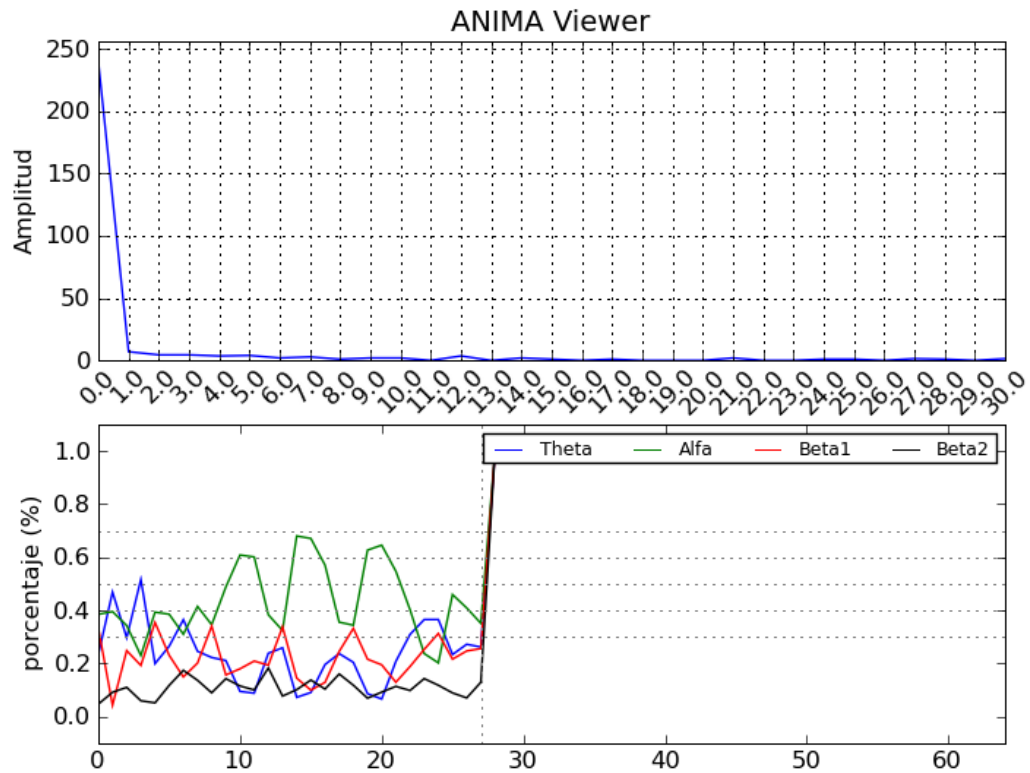
**Ilustración 50. Estado beta (ojos abiertos).**



**Ilustración 51. Estado alfa (ojos cerrados).**



**Ilustración 52. Transición entre estado alfa y beta de manera continua.**



En la Ilustración 48 se observa una salida típica de la aplicación ANIMA Viewer. En la parte superior se muestra la transformada rápida de Fourier (FFT) y en la parte inferior se muestra la contribución de cada señal cerebral según su frecuencia. La Ilustración 49 muestra la salida de la aplicación cuando no tiene la gorra de electrodos conectada a los canales de comparación.

En la Ilustración 50 se observa la salida de la aplicación para un estado tranquilo beta con los ojos abiertos. Las líneas rojas indican el rango de porcentaje normalizado en el que se mantiene la señal. Dicho rango se encuentra entre 30% y 45% de contribución de ondas alfa. Usualmente no pasa de 40 % pero en este caso hay un pico que sobre pasa el 40 %, por lo que se debe tomar en cuenta la existencia de estos picos para el análisis de las señales.

En la Ilustración 51 se observa la salida de la aplicación para un estado tranquilo alfa con los ojos cerrados. Las contribuciones alfa son mucho mayores que en el caso donde se tenían los ojos abiertos. Para este caso las señales se encuentran en un rango entre el 40% y 70%.

En la Ilustración 52 se muestra la repetición del cambio entre estado alfa y beta, por lo que es posible realizar una identificación del estado alfa. Se puede observar que el estado alfa es reconocible al incrementar la contribución de señales alfa en el porcentaje normalizado del espectro.

Se desarrolló una aplicación que identifica períodos de concentración de 4, 6, 8 y 10 segundos. La aplicación genera distintos sonidos ( *beeps* ) para cada período obtenido. El sonido actúa como una retroalimentación hacia el usuario ya que es más fácil generar ondas alfa con los ojos cerrados.

Los tiempos definidos para cada tarea están basados en pruebas preliminares para asegurarse que la generación de ondas alfa sea voluntaria y no causa de pequeños períodos involuntarios de generación alfa. Después de generar ondas alfa para un período de concentración específico, el sujeto necesita generar 8 segundos acumulativos de señales no alfa para confirmar el período o en este caso la tarea a realizar (Tabla 2). Después de ello el sujeto puede iniciar una nueva tarea o período de concentración.

**Tabla 2.** Rutinas llamadas para cada período de concentración alfa.

Segundos	Rutina
4	Adelante
6	Atrás
8	Izquierda
10	Derecha

Se realizaron pruebas en veintisiete sujetos, nueve mujeres y dieciocho hombres (Tabla 3). Se le pidió a los sujetos de prueba cerrar los ojos y contar de uno a diez hasta que escucharan un *beep* que emite el *software* que identifica el estado alfa. Si el sujeto lograba el

primer *beep*, la segunda instrucción era intentar obtener el cuarto *beep* (10 segundos en estado alfa), de lo contrario terminaba la prueba. Los sujetos que lograron controlar el cuarto *beep* fueron capaces de controlar todos los períodos. En algunos casos el sujeto no logró controlar el cuarto *beep* pero pudo controlar los otros tres (Tabla 6).

**Tabla 3.** Porcentaje de éxito en el control del módulo mental.

	Si	No
Todos	29.63%	70.37%
Hombres	38.89%	61.11%
Mujeres	11.11%	88.89%

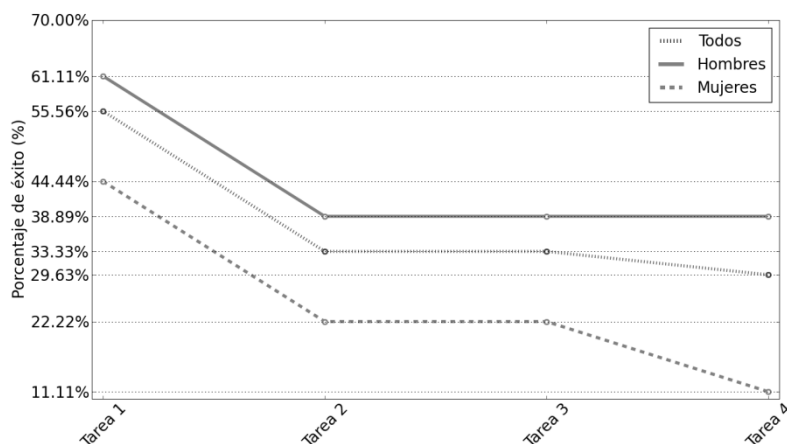
En la Tabla 3 se presenta el éxito en las pruebas, el cual se define como el sujeto que logró controlar las cuatro tareas, el resto fue considerado como fracaso.

En la Tabla 4 se muestra el éxito en cada tarea o rutina. Los hombres muestran la misma dificultad que las mujeres en lograr la segunda, tercera y cuarta rutina. La mayoría logró controlar todas las rutinas o solo la primera. Es interesante mencionar que las mujeres muestran una mayor dificultad en lograr la cuarta rutina. Además el porcentaje de mujeres que lograron la tarea es menor. Esto se puede verificar visualmente en Ilustración 53

**Tabla 4.** Porcentaje de éxito en el control de cada rutina.

	Tarea 1	Tarea 2	Tarea 3	Tarea 4
Todos	55.56%	33.33%	33.33%	29.63%
Hombres	61.11%	38.89%	38.89%	38.89%
Mujeres	44.44%	22.22%	22.22%	11.11%

**Ilustración 53.** Porcentaje de éxito en las pruebas de las rutinas en mujeres, hombres y todos los sujetos.



En la Tabla 5 se muestra la mejoría mostrada por algunos sujetos de prueba que no lograron controlar las cuatro tareas. La mejora fue exitosa en todos los casos que se logró manejar una tarea extra o una tarea, en el caso de no haber controlado ninguna al inicio. Tanto hombres como mujeres muestran un porcentaje de mejora alrededor del 37%, lo cual sugiere que las mejoras no dependen de la capacidad de sostener un estado de generación alfa. Esto también sugiere que los sujetos puede llegar a manejar el módulo mental con un adecuado entrenamiento [34], pero es necesario realizar más pruebas para verificar esta hipótesis. Es interesante notar que basado en otras pruebas los sujetos mostraron que la generación de señales alfa se ve afectada por presión de grupo, o cualquier otra distracción, por ejemplo música, personas hablando o sonidos fuertes.

**Tabla 5.** Sujetos de prueba sin éxito que mostraron una mejoría.

	Si	No
Todos	36.84%	63.16%
Hombres	36.36%	63.64%
Mujeres	37.50%	62.50%

**Tabla 6.** Control de resultados para el módulo mental.

Sujeto	T1	T2	T3	T4	Mujer	Hombre
Sujeto 01	SI	SI	SI	SI		X
Sujeto 02	NO	NO	NO	NO	x	
Sujeto 03	NO	NO	NO	NO	x	
Sujeto 04	NO	NO	NO	NO		X
Sujeto 05	SI	NO	NO	NO		X
Sujeto 06	SI	SI	SI	SI		X
Sujeto 07	SI	SI	SI	SI		X
Sujeto 08	NO	NO	NO	NO		X
Sujeto 09	SI	SI	SI	SI		X
Sujeto 10	SI	NO	NO	NO	x	
Sujeto 11	SI	SI	SI	NO	x	
Sujeto 12	SI	SI	SI	SI		X
Sujeto 13	NO	NO	NO	NO	x	
Sujeto 14	NO	NO	NO	NO	x	
Sujeto 15	NO	NO	NO	NO		X
Sujeto 16	NO	NO	NO	NO		X
Sujeto 17	SI	NO	NO	NO		X
Sujeto 18	NO	NO	NO	NO		X
Sujeto 19	SI	SI	SI	SI		X
Sujeto 20	SI	NO	NO	NO		X
Sujeto 21	NO	NO	NO	NO	x	
Sujeto 22	SI	NO	NO	NO	x	
Sujeto 23	NO	NO	NO	NO		X
Sujeto 24	SI	NO	NO	NO		X
Sujeto 25	SI	SI	SI	SI		X
Sujeto 26	SI	SI	SI	SI	x	
Sujeto 27	NO	NO	NO	NO		X
					9	18

\*T = Tarea

## VIII. DESARROLLO DEL MÓDULO OCULAR

### A. METODOLOGÍA

Para la obtención de las señales oculares se utilizan cinco electrodos superficiales recubiertos de oro marca Grass Technologies. Se utiliza una pareja de electrodos para medir el movimiento de los ojos en el eje horizontal y otra pareja de electrodos para medir el movimiento en el eje vertical.

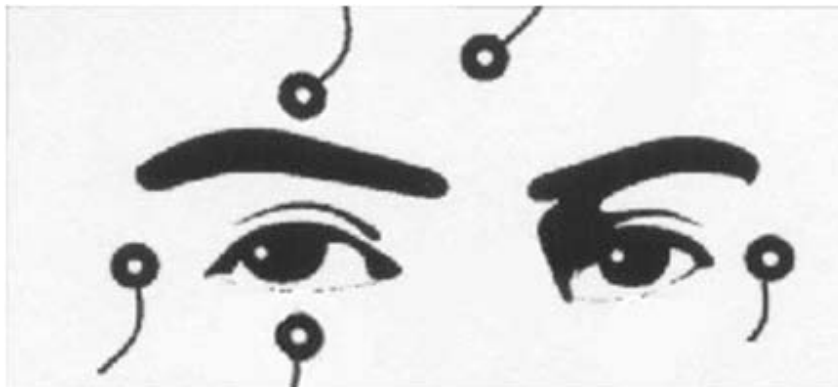
El quinto electrodo se coloca en la frente y se utiliza como referencia. Los electrodos deben colocarse como se muestra en la Ilustración 54. Los electrodos utilizados para la detección del movimiento en el eje horizontal se colocan en el canto exterior de los ojos, a la misma altura que estos.

Los electrodos utilizados para la detección del movimiento en el eje vertical se colocan uno por encima y el otro por debajo del ojo derecho. El electrodo de referencia se coloca en el centro de la frente.

**Ilustración 54. Electrodo marca Grass Technologies utilizados para la obtención de las señales.**



**Ilustración 55. . Colocación de los electrodos alrededor de los ojos.**



Antes de colocar los electrodos deben limpiarse debidamente todas las regiones de la piel donde se colocarán los electrodos. Para esto se utilizó paños desechables para preparación de la piel marca *Professional Disposables, Inc.* Estos paños contienen alcohol isopropílico al 70% y piedra pómez. Para la colocación de los electrodos se utiliza esparadrapo *3M Micropore* de una pulgada de ancho. Se coloca el electrodo de espaldas sobre un trozo de esparadrapo de aproximadamente 3 centímetros de longitud.

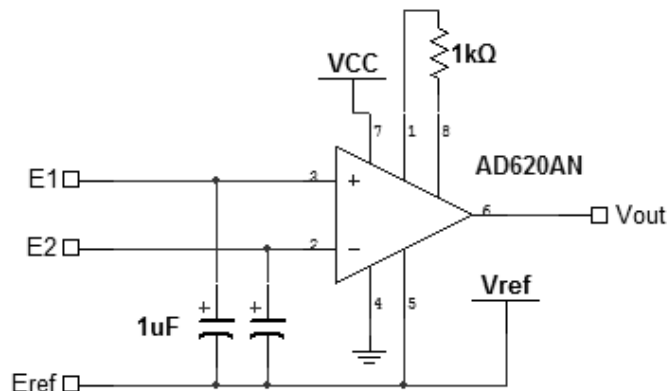
Utilizando una jeringa con aguja sin punta, se coloca una pequeña cantidad de gel conductor marca *Electro-Cap International* dentro del electrodo. Se debe llenar completamente de gel la cavidad del electrodo y luego agregar una pequeña cantidad adicional de manera que la superficie del electrodo que hace contacto con la piel quede cubierta en su totalidad por el gel. Finalmente, el electrodo se coloca en la posición adecuada y se presiona el esparadrapo sobre la piel de manera que quede bien adherido.

De ser necesario se puede colocar un trozo adicional de esparadrapo sobre el electrodo para mejorar su sujeción a la piel. Una vez colocados todos los electrodos, estos se conectan a las entradas del bloque de amplificación.

El bloque de amplificación consiste de dos canales que comparan y amplifican la señal obtenida de cada pareja de electrodos. En la Ilustración 55 se muestra el diagrama de un canal de amplificación. Se utiliza un amplificador de instrumentación *Analog Devices AD620AN* para realizar la comparación y amplificación de las señales obtenidas de cada pareja de electrodos.

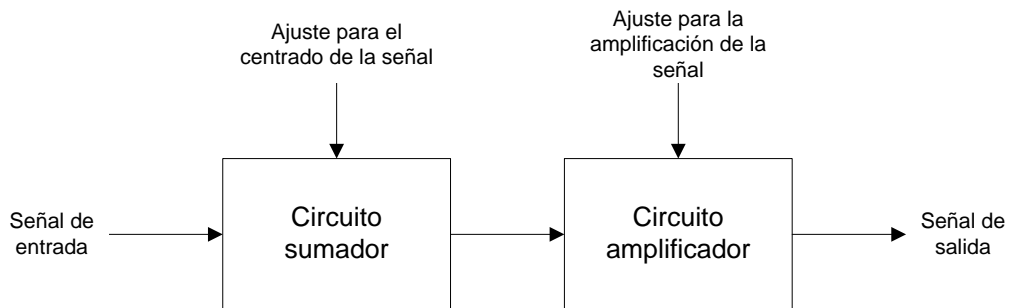
Se conectan los dos electrodos a las entradas inversora y no inversora del amplificador de instrumentación y el electrodo referencia se conecta al voltaje de referencia del circuito (2.5V). Para evitar posibles molestias al usuario, se debe conectar un capacitor de  $1\mu\text{F}$  entre cada uno de los electrodos y el electrodo de referencia. La resistencia de  $1\text{k}\Omega$  se utiliza para ajustar la ganancia del amplificador en  $G = 50.4\text{V/V}$ . Esta ganancia, relativamente baja, asegura que el amplificador no se sature bajo circunstancias normales.

**Ilustración 56. Diagrama de un canal del bloque de amplificación**

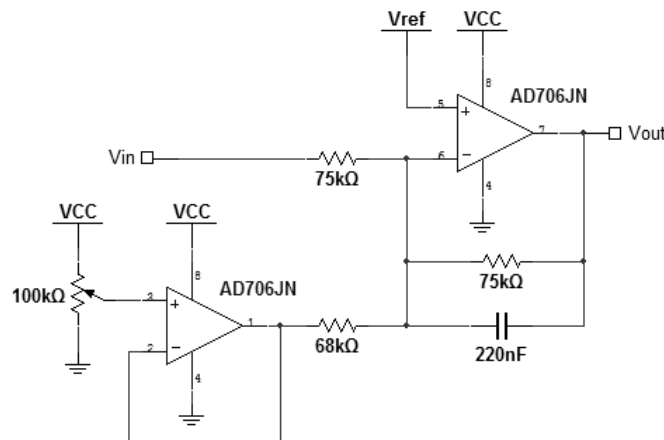


Como lo muestra la Ilustración 56, el bloque de normalización está compuesto por dos canales iguales, cada uno formado por dos circuitos; un circuito sumador y un circuito amplificador. Uno de los canales se utiliza para la señal correspondiente al movimiento de los ojos en el eje horizontal y el otro para la señal correspondiente al movimiento de los ojos en el eje vertical.

**Ilustración 57. Diagrama de bloques del circuito utilizado para la normalización de las señales.**



**Ilustración 58. Circuito sumador utilizado para la normalización de las señales.**

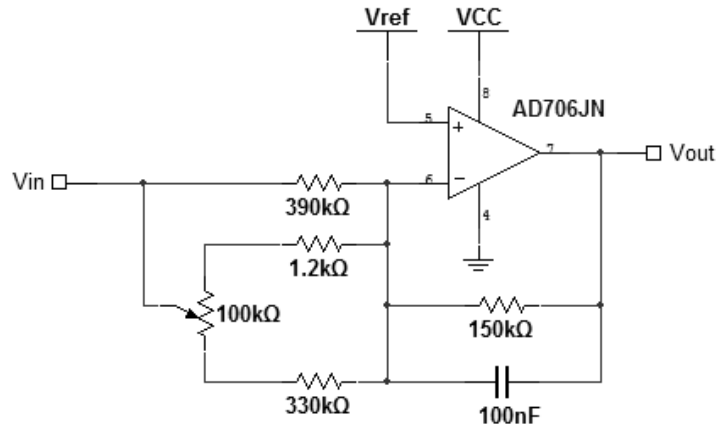


El objetivo del circuito sumador es sumarle un voltaje d.c. a la señal de entrada de manera que la señal de salida se encuentre centrada en el voltaje de referencia (2.5V). En la Ilustración 58 se muestra el diagrama del circuito utilizado, el cual tiene la configuración de un circuito sumador inversor de dos señales utilizando un amplificador operacional.

El voltaje que se suma a la señal de entrada puede ajustarse utilizando el potenciómetro de 100kΩ, de manera que la señal quede centrada en el nivel deseado. Utilizando este circuito

puede sumarse a la señal de entrada un voltaje entre -2.1V y 2.1V. Al circuito sumador se le agrega un capacitor en retroalimentación de manera que además de cumplir su función de sumador, también filtre la señal como un filtro pasa bajas con  $f_c = 9.65\text{Hz}$ .

**Ilustración 59. Circuito amplificador utilizado para la normalización de las señales.**



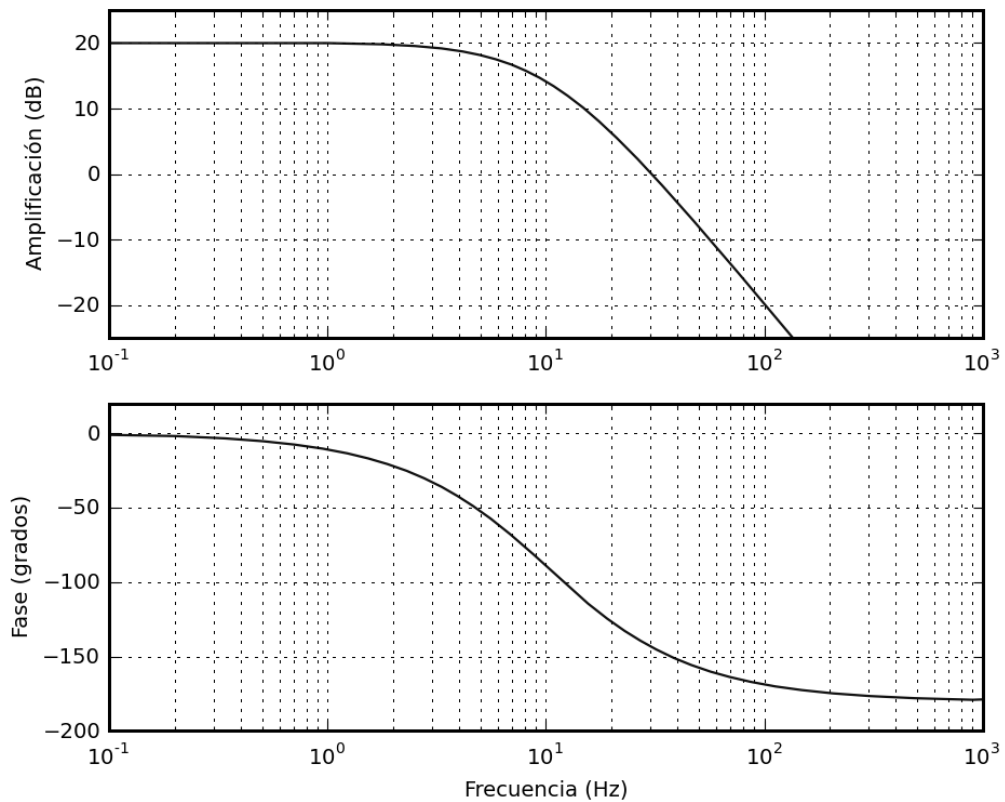
El circuito amplificador, mostrado en la Ilustración 59, consiste en una segunda etapa de amplificación para la señal. Su función es amplificar la señal de entrada ya centrada en el voltaje de referencia, de modo que esta pueda ocupar la mayor parte del rango disponible sin llegar a saturar el amplificador. Esta segunda etapa de amplificación está conformada por un circuito con la configuración de un amplificador inversor utilizando un amplificador operacional.

La resistencia de entrada del circuito está conformada por un arreglo de resistencias y un potenciómetro conectados de tal manera que al variar el potenciómetro de  $100\text{k}\Omega$  se puede ajustar la ganancia del circuito entre  $2.5\text{V/V}$  y  $120\text{V/V}$ . Al circuito amplificador le agrega un capacitor en retroalimentación de manera que el circuito responda al mismo tiempo como un filtro pasa bajas con  $f_c = 10.6\text{Hz}$ .

La Ilustración 60 muestra la respuesta en frecuencia del módulo de normalización de señales. Se asume que el circuito sumador está calibrado para sumar  $0\text{V}$  y que el circuito amplificador tiene una ganancia de  $10\text{V/V}$ . Puede observarse que la frecuencia de corte del filtro es de aproximadamente  $6.5$  hercios. La función de transferencia para este bloque está dada por la ecuación (4).

$$H(s) = \frac{10}{\left(1 + \frac{s}{2\pi \cdot 9.65}\right) \left(1 + \frac{s}{2\pi \cdot 10.6}\right)} \quad (4)$$

**Ilustración 60. Respuesta en frecuencia del bloque de normalización de señales asumiendo una suma de 0V para el circuito sumador y una ganancia de 10V/V para el circuito amplificador.**

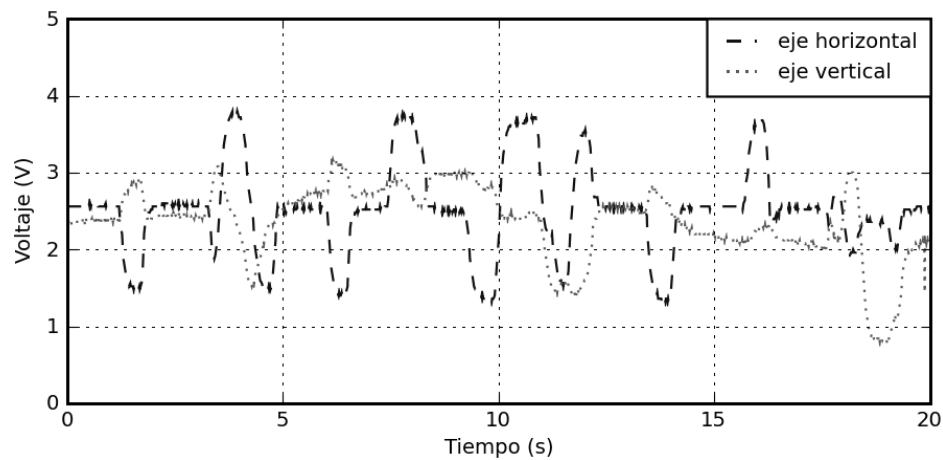


## B. RESULTADOS

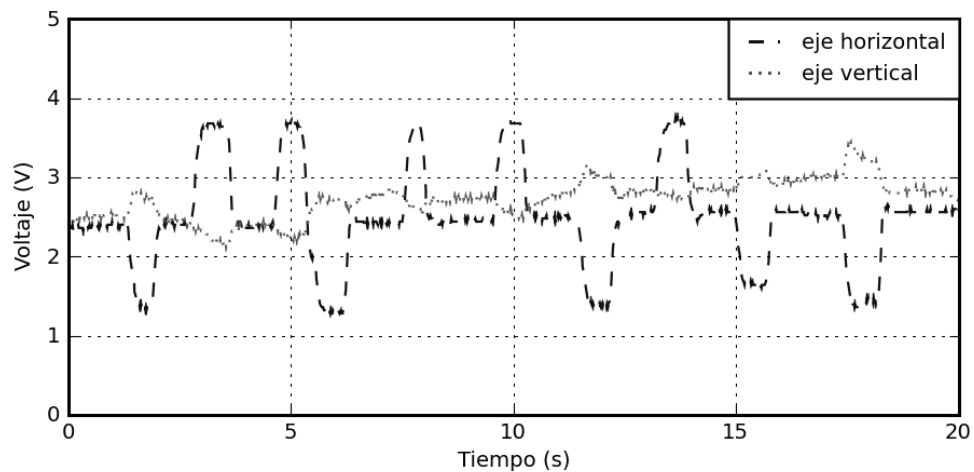
De la salida del módulo de obtención y normalización de señales se obtienen dos señales correspondientes a un electro-oculograma. Una señal registra el movimiento de los ojos en el eje horizontal y la otra registra el movimiento en el eje vertical. La Ilustración 61 muestra la salida del módulo al realizar distintos movimientos con los ojos.

La Ilustración 62 muestra la salida del módulo al realizar movimientos sucesivos solamente en el eje horizontal mientras que la Ilustración 64 muestra la salida del módulo al realizar movimientos sucesivos solamente en el eje vertical.

**Ilustración 61. Salida del módulo de obtención y normalización de señales al realizar distintos movimientos con los ojos**

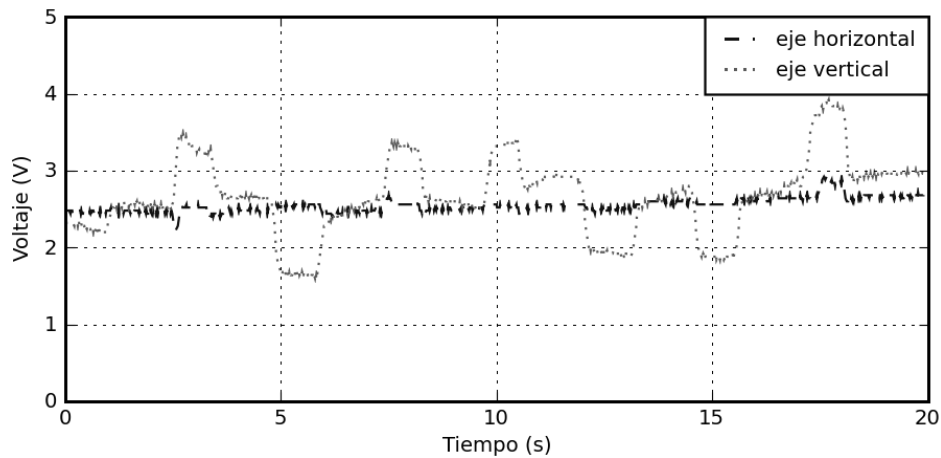


**Ilustración 62. Salida del módulo de obtención y normalización de señales al realizar movimientos sucesivos con los ojos en el eje horizontal.**

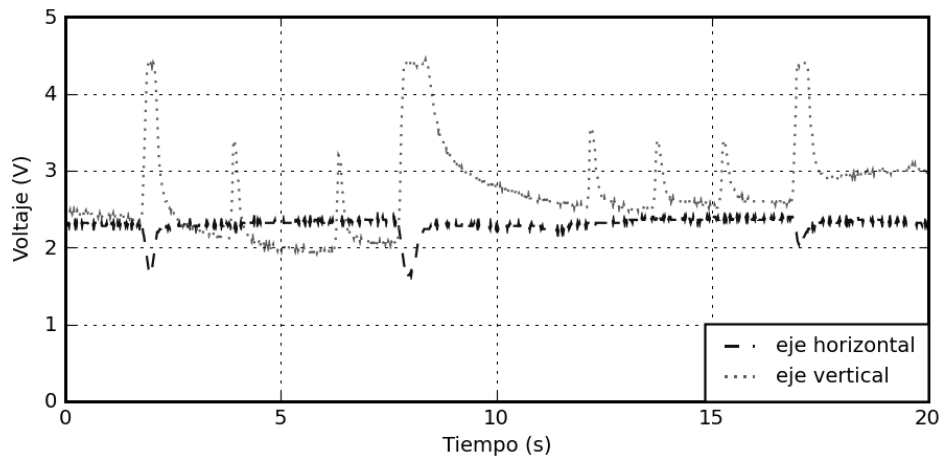


En la Ilustración 61 puede observarse que al mover los ojos en distintas direcciones a lo largo de ambos ejes las dos señales responden a dichos movimientos. En cambio, al realizar movimientos solamente a lo largo del eje horizontal (izquierda, centro y derecha), sólo la señal correspondiente al movimiento en el eje horizontal se ve afectada, como se puede observar en la Ilustración 62. De la misma manera, como puede observarse en la Ilustración 63, al realizar movimientos solamente a lo largo del eje vertical (arriba, centro y abajo), sólo la señal correspondiente al movimiento en el eje vertical se ve afectada.

**Ilustración 63. Salida del módulo de obtención y normalización de señales al realizar movimientos sucesivos con los ojos en el eje vertical.**



**Ilustración 64. Salida del módulo de obtención y normalización de señales al parpadear sucesivamente.**



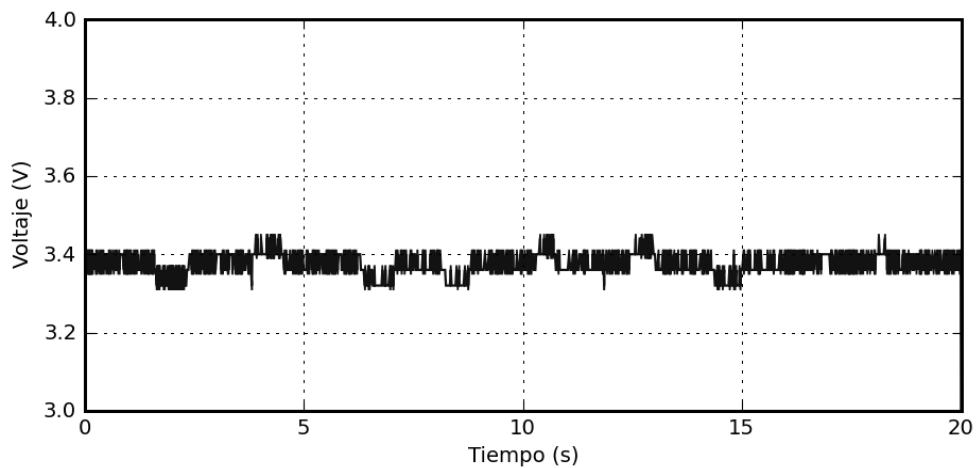
En la Ilustración 64 se presenta la salida del módulo de obtención y normalización de señales al realizar parpadeos sucesivos. Puede observarse claramente que la señal de electro-oculograma en el eje horizontal se ve afectada muy poco con el parpadeo, por lo que puede despreciarse. Sin embargo, la señal de electro-oculograma en el eje vertical se ve afectada seriamente por el parpadeo.

**1. Obtención de señales.** Del bloque de obtención de señales no es posible mostrar los resultados gráficamente, debido a que la amplitud de la señal obtenida de cada electrodo es demasiado pequeña y por lo tanto no puede ser medida directamente. Además, la señal obtenida independientemente de cada electrodo no es de interés para esta investigación; las señales que realmente interesan son el resultado de la comparación de cada pareja de electrodos. Por estas razones, para verificar el correcto funcionamiento del bloque de

obtención de señales basta con analizar la salida del bloque de amplificación y determinar si las señales obtenidas corresponden a las señales esperadas.

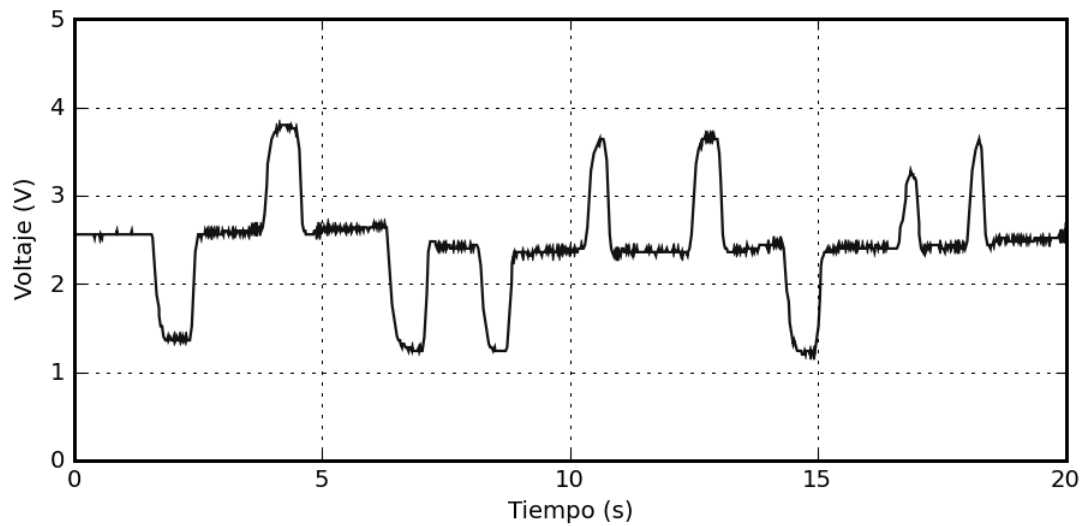
**2. Amplificación de señales.** La Ilustración 65 muestra la salida de un canal del bloque de amplificación al realizar movimientos sucesivos con los ojos. Esta señal es el resultado de amplificar la comparación de una pareja de electrodos. Puede observarse que la señal aún tiene una amplitud muy pequeña (aproximadamente 50mV). También puede apreciarse que la señal se encuentra lejos de los voltajes de saturación del amplificador.

**Ilustración 65. Salida de un canal del bloque de amplificación al realizar movimientos sucesivos con los ojos.**

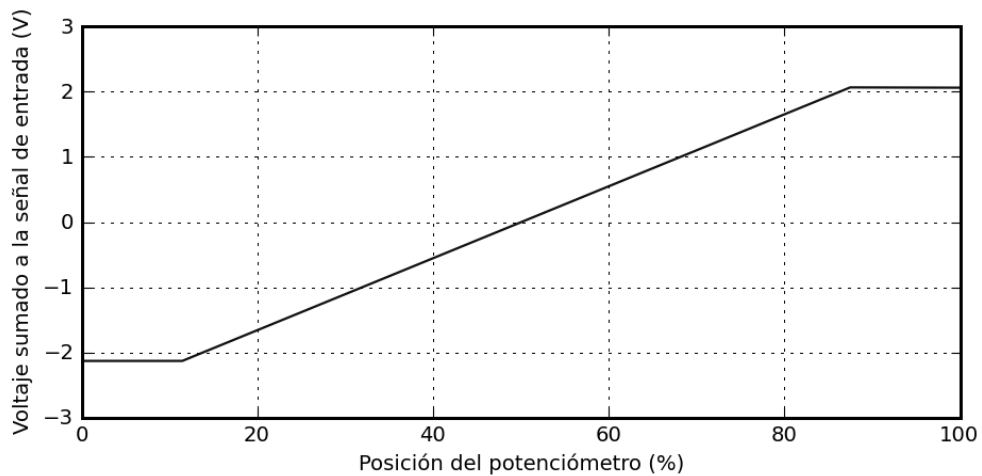


**3. Normalización de señales.** La Ilustración 66 muestra la salida de un canal del bloque de normalización al realizar movimientos sucesivos con los ojos. Esta señal de salida se obtiene al calibrar adecuadamente el circuito y conectándole como entrada la señal que se muestra en la Ilustración 65. La señal obtenida es el resultado de centrar la señal de entrada en el voltaje de referencia (2.5V) y luego amplificar la señal al nivel adecuado. Puede observarse que la señal se mantiene siempre dentro del rango de 0.6 a 4.4 voltios, pero sin llegar a acercarse mucho a estos valores, que corresponden a los voltajes de saturación del amplificador. Así, puede comprobarse que, mientras el circuito normalizador se encuentre calibrado correctamente, la salida del circuito aprovecha una gran parte del rango disponible sin llegar a saturarse.

**Ilustración 66. Salida de un canal del bloque de normalización al realizar movimientos sucesivos con los ojos.**

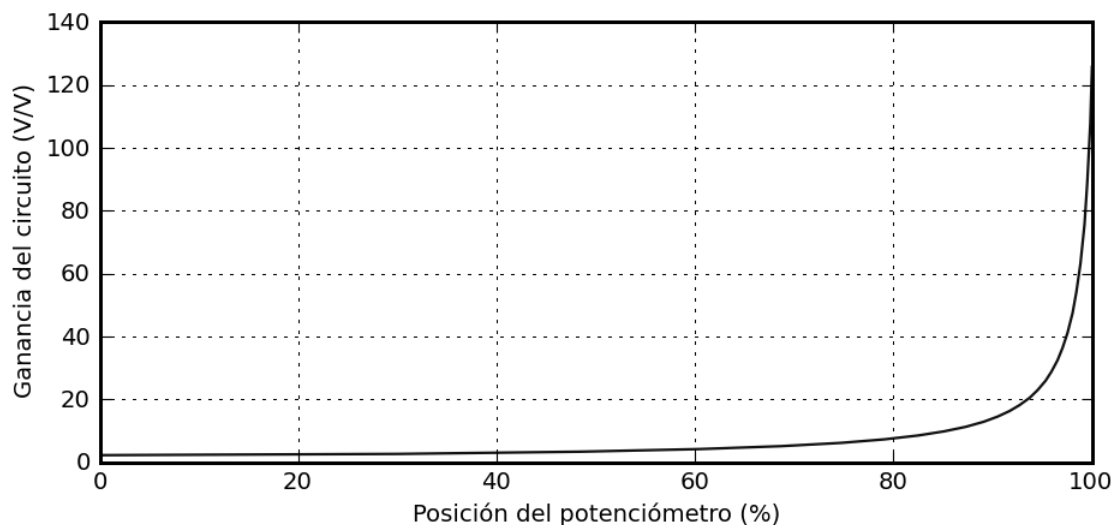


**Ilustración 67. Voltaje que se suma a la señal de entrada vs. Posición del potenciómetro en el circuito sumador.**



La Ilustración 67 y la Ilustración 68 muestran cómo varía la respuesta de los circuitos sumador y amplificador al variar sus respectivos potenciómetros. Puede observarse que el voltaje que se suma a la señal de entrada en el circuito sumador varía de forma lineal con respecto a la posición de su potenciómetro, mientras que la ganancia del circuito amplificador varía de forma exponencial con respecto a la posición de su potenciómetro.

**Ilustración 68. Ganancia vs. Posición del potenciómetro en el circuito amplificador.**



### C. DISCUSIÓN

El objetivo del bloque de obtención de señales es obtener las señales bio eléctricas adecuadas y que éstas sean replicables.

Esto quiere decir que cada vez que se utilice el sistema propuesto, las señales sean consistentes con las que se han obtenido en ocasiones anteriores; que la respuesta sea la esperada teniendo la menor cantidad posible de inconvenientes y contratiempos. Después de realizar numerosas pruebas tanto con electrodos desechables como reusables, se encontró que al utilizar los electrodos reusables las señales obtenidas pueden ser replicadas más fácilmente.

A pesar de que los electrodos desechables presentan varias ventajas sobre los reusables, como mayor comodidad, fácil colocación y menor cuidado requerido, los electrodos reusables tienen ventajas más importantes, como la capacidad de replicar las señales más fácilmente y la mejor respuesta tras períodos largos de utilización.

Por lo tanto, a pesar de que se pueden obtener resultados satisfactorios con ambos tipos de electrodos, se recomienda la utilización de electrodos reusables de buena calidad por sobre los electrodos desechables.

Con el sistema propuesto se logran obtener las dos señales requeridas, aunque se tienen algunas desventajas. El potencial córneo-retinal, que es la base de la electrooculografía, no permanece constante a lo largo del tiempo, sino que varía constantemente. Aunque estas variaciones en realidad sean muy pequeñas, al amplificar la señal de interés también se amplifica el error en la señal debido a estas variaciones.

El resultado de esto es que, después de transcurrido cierto tiempo desde la última calibración del circuito, la señal ya no se encuentra centrada en el voltaje de referencia

(2.5V), sino que se encuentra centrada con respecto a otro nivel de voltaje que puede ser cercano ó no a este nivel.

Este desajuste con frecuencia llega a ser lo suficientemente grande para introducir errores en la medición de la posición de los ojos y por lo tanto se presenta la necesidad de volver a calibrar el circuito. Debido a que el desajuste se produce solamente en el nivel de voltaje alrededor del cual está centrada la señal, sólo se requiere volver a calibrar el circuito sumador.

Por lo general, después de la calibración inicial no es necesario volver a ajustar el circuito amplificador sino solamente el circuito sumador. Sin embargo, la necesidad de volver a calibrar el circuito puede presentarse muy frecuentemente.

En ocasiones el sistema puede funcionar varios minutos sin requerir que se vuelva a calibrar, pero en otras ocasiones la necesidad de volver a calibrar puede presentarse incluso menos de un minuto después de la última calibración. Debido a que la calibración debe realizarse de forma manual, el tener que volver a calibrar constantemente puede volverse tedioso. Para alivianar esta situación, se recomienda construir un sistema de calibración automática.

Otra desventaja del sistema propuesto es su alta susceptibilidad al ruido generado por el parpadeo en el electro-oculograma correspondiente al eje vertical.

Esto causa que se den errores en la detección del movimiento vertical al parpadear. El ruido generado por el parpadeo tiene una amplitud mayor cuando se parpadea voluntariamente que cuando se parpadea involuntariamente. Esto permite al usuario evitar, hasta cierto punto, el ruido generado por el parpadeo.

## **IX. DESARROLLO DEL MÓDULO DE PLANIFICACIÓN**

### **A. METODOLOGÍA**

El problema consistía en realizar la planificación para el Megaproyecto ANIMA, la gestión de los recursos disponibles para ejecutar el proyecto de una manera exitosa, y los temas relacionados con la imagen y relaciones públicas. Los diez pasos que se siguieron para solucionar el problema fueron los siguientes:

1. Lectura e investigación de los temas teóricos, electroencefalografía y electrooculografía. Para así entender los conceptos y tener una mayor interacción con los otros miembros del equipo. También investigación en el tema de gestión de proyectos.
2. Desarrollar un diagrama de bloques del Megaproyecto que permita contemplar la estructura y etapas del proyecto.
3. Realizar la planificación de actividades por módulo, EDT, considerando las entregas, reportes y fechas claves. Se deben utilizar herramientas de software como Project de Microsoft para controlar las relaciones de dependencia y diagramas de Gantt.
4. Analizar las necesidades económicas, evaluar las posibles fuentes de financiamiento y contactar diferentes organizaciones para obtener apoyo.
5. Realizar y dar seguimiento a compras locales e internacionales de materiales y equipo con los fondos disponibles.
6. Desarrollar la imagen y logo. Incluyendo materiales visuales necesarios como mantas, trifoliales, etc.
7. Gestión del equipo a través de reuniones semanales con los integrantes para evaluar avances y tener canales efectivos de comunicación.
8. Actividades relacionadas a las relaciones públicas. Dar a conocer el Megaproyecto a través de eventos y herramientas electrónicas como redes sociales. Se debe tener presencia en Internet para facilitar el acceso a la información básica del proyecto.
9. Investigar y proponer aplicaciones sociales, industriales y comerciales en donde se puede aplicar lo desarrollado.
10. Realizar la planeación para la siguiente fase de ANIMA, definir los perfiles deseables y los posibles enfoques para dar continuidad al Megaproyecto.

## **B. RESULTADOS**

A continuación se presentan los resultados y discusión más significativos generados en el módulo de planificación de este proyecto como producto de las investigaciones, necesidades y requerimientos que se realizaron. Se presentan de forma correlativa a los puntos expuestos en la metodología.

**1. INVESTIGACIÓN.** El resultado de la investigación de los temas del proyecto, electroencefalografía y electrooculografía, fue una mejor comprensión de los mismos y una familiarización con los términos y abreviaciones para trabajar eficazmente en equipo.

En la investigación de gestión de proyectos se encontró que esta rama de la administración está en pleno auge y tiene organizaciones y certificados a nivel global. Se adquirió la membresía del PMI y así poder acceder a su base de datos y otros beneficios. Algunas de las mejores prácticas en El PMBOK fueron implementadas en el presente módulo.

La estructura del proyecto se desarrolló, tomando en cuenta las etapas durante el desarrollo de los módulos. Se puede observar en la Ilustración 1el diagrama de bloques elaborado para visualizar cómo estaba conformado el equipo, cuáles eran las inter relaciones entre los módulos y en qué punto convergían para llegar al objetivo general.

El diagrama de bloques se utilizó como lineamiento de todo el proyecto, fue útil para no perder el enfoque de cada módulo y marcar con resultados cada una de las etapas.

Se elaboró la Planificación del Megaproyecto, tomando en cuenta eventos, entregables y presentaciones finales. Se pueden ver los detalles en la Tabla 7. La planificación fue dinámica ya que iba adaptándose, hubo varios atrasos respecto a la programación inicial, causados por largos periodos de tiempo realizando primer pedido internacional y algunos otros atrasos por aspectos puramente electrónicos en el desarrollo de los circuitos.

Se definió el alcance que iba a tener el proyecto: el proyecto solamente se ocupa de desarrollar los métodos de control no convencionales y compararlos pero no está contemplado el desarrollo de las aplicaciones prácticas, como la integración a una silla de ruedas o la implementación en una planta. Se usó el robot R17 puramente con fines demostrativos y para poder tener un mismo parámetro en dónde comparar los métodos.

El diagrama de GANTT se presenta en la Ilustración 69 y en este se puede observar la ruta crítica del proyecto, es decir, la secuencia de actividades que son críticas para la finalización del proyecto a tiempo. Para generar la planeación detallada y los diagramas de Gantt se utilizó la herramienta de MS Project.

**Tabla 7.** Planificación y cronograma de actividades 2009.

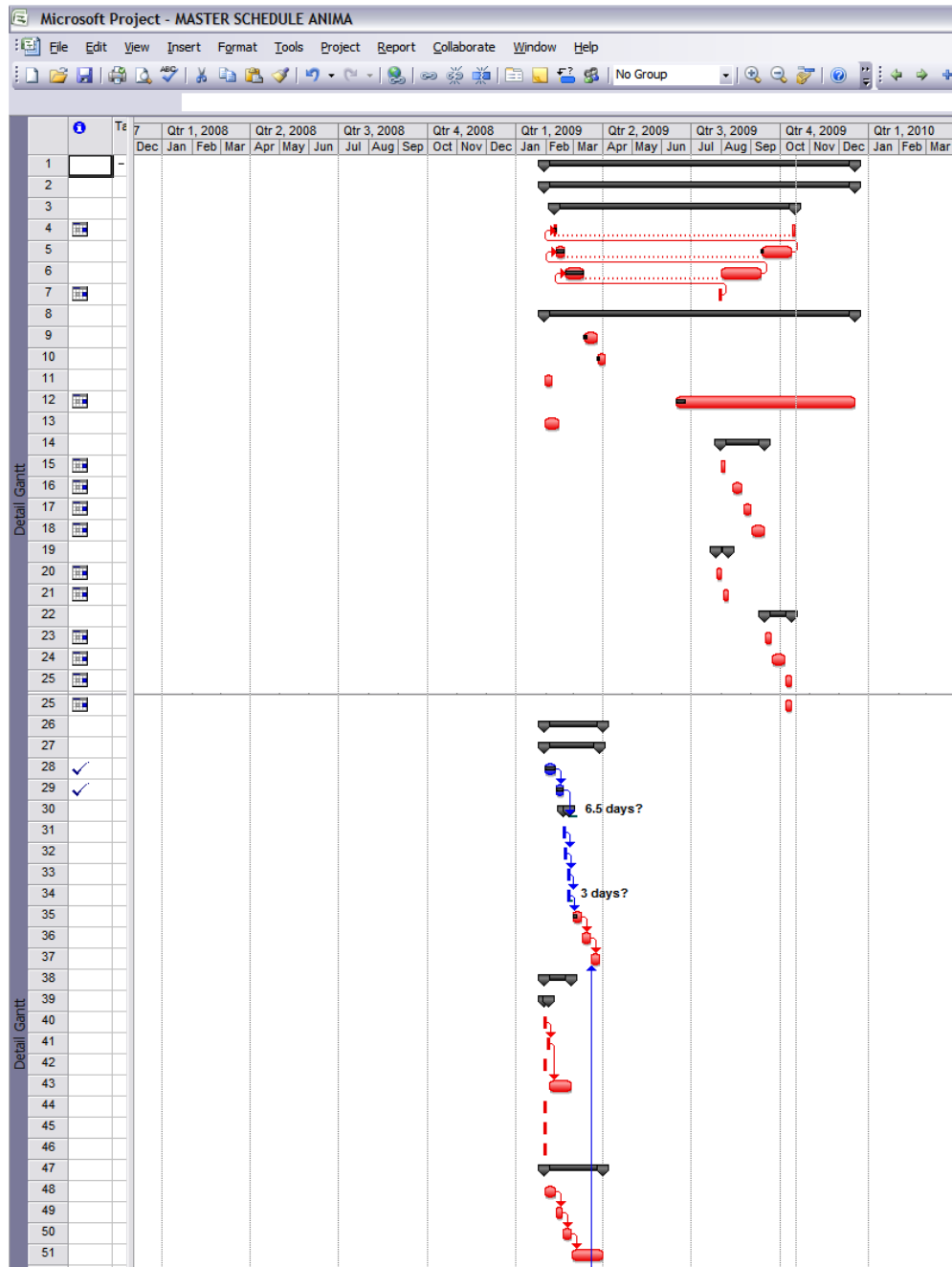
		<b>Duración</b>	<b>Fecha inicio</b>	<b>Fecha fin</b>	<b>Antecesor</b>
		205 días	30/01/2009	11/11/2009	
<b>Módulo Luis Fernando R.</b>		205 días	30/01/2009	11/11/2009	
1	<b>PCB</b>	30 días	30/01/2009	11/03/2009	
2	Diseño preliminar del PCB	1 day	30/01/2009	30/01/2009	
3	Construcción PCB	1 day	09/02/2009	09/02/2009	
4	Soldadura componentes	8 días	10/02/2009	19/02/2009	
5	Pruebas con PCB	15 días	20/02/2009	11/03/2009	4
6	<b>Gorra</b>	48 días	12/03/2009	18/05/2009	
7	Pruebas electrodos	10 días	12/03/2009	25/03/2009	
8	Pruebas con la computadora	6 días	26/03/2009	02/04/2009	7
9	Pruebas con procesamiento	6 días	03/04/2009	10/04/2009	8
10	Investigación lecturas	15 días	13/04/2009	01/05/2009	9
11	Definir tareas	11 días	04/05/2009	18/05/2009	
12	<b>Programación</b>	30 días	19/05/2009	29/06/2009	
13	Programación reconocimiento	7 días	19/05/2009	27/05/2009	
14	Definición patrones	7 días	28/05/2009	05/06/2009	
15	Aplicación XNA	10 días	08/06/2009	19/06/2009	
16	Pruebas entrenamiento	3 días	22/06/2009	24/06/2009	15
17	Pruebas con R17	3 días	25/06/2009	29/06/2009	16
18	<b>Mejoras</b>	123 días	25/05/2009	11/11/2009	

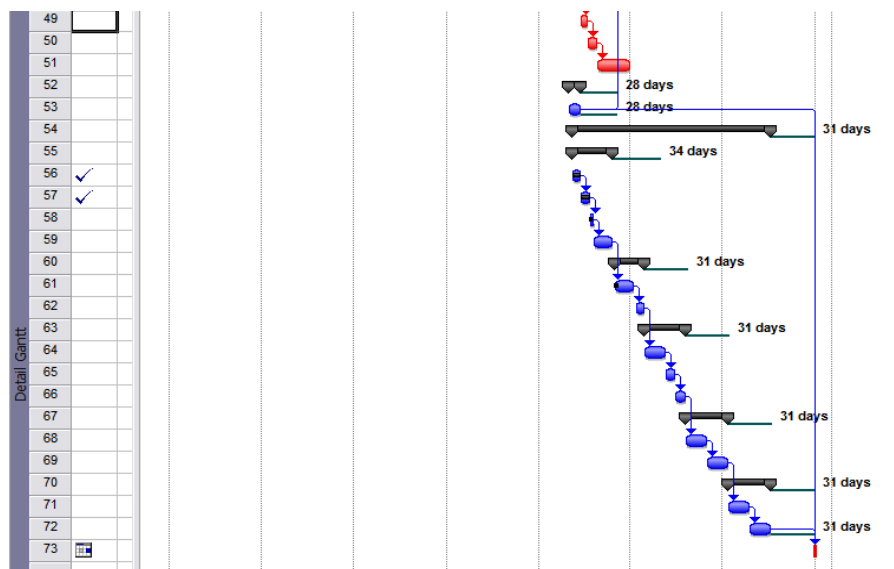
<b>Módulo Luis Fernando R.</b>		<b>Duración</b>	<b>Fecha inicio</b>	<b>Fecha fin</b>	<b>Antecesor</b>
19	Mejoras PCB	30 días	01/10/2009	11/11/2009	17
20	Mejoras de entrenamiento	15 días	20/07/2009	07/08/2009	17
21	Manejo de imprevistos	30 días	25/05/2009	03/07/2009	19,20
<b>Módulo Mario V.</b>		67 días	30/01/2009	01/05/2009	
22	<b>Circuito principal</b>	42 días	30/01/2009	27/03/2009	
23	Obtener la derivada de la señal EOG	7 días	30/01/2009	09/02/2009	
24	Implementar eletrodos reusables	7 días	10/02/2009	18/02/2009	
25	Mejoras al circuito	7 días	19/02/2009	27/02/2009	24
26	Replicar circuito para movimiento vertical	7 días	28/02/2009	09/03/2009	25
27	Diseñar el PCB del circuito	7 días	10/03/2009	18/03/2009	26
28	Fresar circuito y soldar	7 días	19/03/2009	27/03/2009	27
29	<b>Aplicación PIC</b>	25 días	30/03/2009	01/05/2009	
30	Aplicación para analizar señales usando PIC	7 días	30/03/2009	07/04/2009	
31	Implementar el mov vertical	18 días	08/04/2009	01/05/2009	30
32	<b>Aplicación PC</b>	44 días	30/01/2009	31/03/2009	
33	Desarrollar módulo para detectar comandos	7 días	30/01/2009	09/02/2009	31
34	Definir las rutinas/acciones que realizará el R-17	6 días	10/02/2009	17/02/2009	31

<b>Módulo Mario V.</b>		<b>Duración</b>	<b>Fecha inicio</b>	<b>Fecha fin</b>	<b>Antecesor</b>
35	Implementar comandos en la aplicación	7 días	18/02/2009	26/02/2009	31
36	Interfaz entre el circuito y el R-17	24 días	27/02/2009	31/03/2009	31
37	Apariencia & estética	14 días	30/01/2009	18/02/2009	
38	Diseñar antifaz con electrodos (tarea opcional)	7 días	30/01/2009	09/02/2009	
39	Diseñar estuche (tarea opcional)	7 días	10/02/2009	18/02/2009	
<b>Módulo Gerardo M.</b>		142 días	02/02/2009	17/08/2009	
40	<b>Circuito amplificador</b>	31 días	02/02/2009	13/03/2009	
41	Pruebas con electrodos MW	7 días	02/02/2009	10/02/2009	
42	Pruebas con casco de electrodos	7 días	11/02/2009	19/02/2009	
43	Conectar casco al circuito ya construido	2 días	20/02/2009	23/02/2009	42
44	Reproducir circuito para varios electrodos	15 días	24/02/2009	13/03/2009	43
45	Pruebas movimiento	22 días	16/03/2009	14/04/2009	44
46	Reconocer patrones de movimiento	15 días	16/03/2009	03/04/2009	45
47	Procesamiento señales	7 días	06/04/2009	14/04/2009	46
48	<b>Programación</b>	29 días	15/04/2009	25/05/2009	
49	Programar PIC	15 días	15/04/2009	05/05/2009	
50	Enviar señales a la PC	7 días	06/05/2009	14/05/2009	

<b>Módulo Gerardo M.</b>		<b>Duración</b>	<b>Fecha inicio</b>	<b>Fecha fin</b>	<b>Antecesor</b>
51	Programar PC con rutinas	7 días	15/05/2009	25/05/2009	50
52	<b>Pruebas finales</b>	30 días	26/05/2009	06/07/2009	
53	Pruebas sistema completo	15 días	26/05/2009	15/06/2009	
54	Hacer pruebas con el R17	15 días	16/06/2009	06/07/2009	53
55	<b>Mejoras</b>	30 días	07/07/2009	17/08/2009	
56	Programar visualización de potenciales en la cabeza	15 días	07/07/2009	27/07/2009	54
57	Imprevistos	15 días	28/07/2009	17/08/2009	56
<b>Módulo Hans B.</b>		205 días	30/01/2009	11/11/2009	
58	Desarrollo de Idea	2 días	30/01/2009	02/02/2009	
59	Diseño inicial	31 días	02/02/2009	13/03/2009	58
60	Ejecución y control de cada módulo	112 días	13/03/2009	17/08/2009	59
61	Evaluación final	63 días	17/08/2009	11/11/2009	60
	<b>ENTREGA FINAL</b>	1 day	30/09/2009	30/09/2009	21,39,57,61

Ilustración 69. Diagrama de Gantt ANIMA.





**2. FINANCIAMIENTO.** Se contactó algunas entidades sin mayor éxito, un ejemplo fue la cita con el Ing. Rodolfo López de National Instruments, realizada el 25 de septiembre del 2008.

Otra entidad contactada fue el CONCYT, con ellos se llevó a cabo la aplicación a fondos del SENACYT en un documento muy completo y gracias a la buena propuesta presentada se aprobó un financiamiento de US\$ 10,000.00 para ejecutarse entre marzo 2009 y febrero 2010. Además de esto se entregó toda la papelería requerida en las diferentes etapas, los reportes que el CONCYT ha solicitado y se recibió una visita en octubre de un representante para evaluar avances y dificultades a ese momento.

Se hizo el presupuesto tomando en cuenta el apoyo financiero del CONCYT y el apoyo de la UVG. Se puede ver el planteamiento inicial en la Tabla 8 y el presupuesto final ejecutado en la Tabla 9. No hay mayor diferencia entre uno y el otro ya que se mantuvieron las proporciones planteadas al inicio del proyecto.

El presupuesto no se ejecutó por completo, se tuvo un gran ahorro en los fondos de FONACYT en parte debido a las dificultades de realizar los pedidos internacionales. Por parte de la UVG también se tuvo un ahorro.

El presupuesto estuvo holgado y hubo fondos para comprar todo lo que se necesitó. La comparación se puede observar analizando la Tabla 8 y Tabla 9, en donde se presenta el presupuesto inicial y el presupuesto ejecutado real al final del proyecto. De CONCYT se utilizó el 33% de lo presupuestado y de la UVG se utilizó el 87%

**Tabla 8.** Presupuesto inicial ANIMA.

RUBROS	FONACYT	Contrapartida UVG (Investigadores e instalaciones UVG)	TOTAL
Servicios Personales	-	Q80,000.00	Q80,000.00
Equipo	Q5,949.40	-	Q5,949.40
Materiales y Suministros	Q62,480.03	-	Q62,480.03
Otros Gastos	-	Q15,000.00	Q15,000.00
Gastos No Previstos	Q1,070.57	-	Q1,070.57
Gastos Administrativos	Q5,500.00	-	Q5,500.00
<b>TOTAL</b>	<b>Q75,000.00</b>	<b>Q95,000.00</b>	<b>Q170,000.00</b>

**Tabla 9.** Presupuesto final ANIMA.

RUBROS	FONACYT	Contrapartida UVG (Investigadores e instalaciones UVG)	TOTAL
Servicios Personales	-	Q80,000.00	Q80,000.00
Equipo	Q5,949.40	-	Q5,949.40
Materiales y Suministros	Q12,480.03	-	Q12,480.03
Otros Gastos	-	Q3,000.00	Q3,000.00
Gastos No Previstos	Q1,070.57	-	Q1,070.57
Gastos Administrativos	Q5,500.00	-	Q5,500.00
<b>TOTAL</b>	<b>Q25,000.00</b>	<b>Q83,000.00</b>	<b>Q108,000.00</b>

Se realizaron diferentes cotizaciones y respectivas compras para adquirir los materiales y equipo necesitado. Se realizaron compras locales e internacionales, sin embargo se presentaron varios inconvenientes sobre todo con la ejecución del presupuesto dado por CONCYT en lo referente a pedidos internacionales.

Los pedidos locales fueron realizados con éxito y ha sobrado un remanente del presupuesto inicial que será usado para equipar el laboratorio de ingeniería electrónica con equipo que futuros estudiantes podrán usar.

De manera innovadora y pionera, iniciativa del presente módulo se impulsó la creación de un logo para representar y unificar el Megaproyecto. Este se realizó en conjunto entre todo el equipo, se realizaron varias ideas, votaciones y mejoras y finalmente se obtuvo un resultado muy interesante que reúne el concepto básico del proyecto, que es la manipulación de R-17 (la parte inferior de la "I" en ANIMA) por medio del cerebro (la parte superior de la "I").

El resultado fue muy positivo porque esto sirvió para integrar mas el equipo y que todos los miembros acentuaran más aún ese sentido de propiedad para hacer que el compromiso y los resultados sean los mejores. El logo final se muestra en las Ilustración 70.

**Ilustración 70. Logo simple.**



### **3. RELACIONES PÚBLICAS Y MEDIOS.**

Se elaboró una Página web privada y correo electrónico, [www.proyectoanima.org](http://www.proyectoanima.org) es la página web oficial del Megaproyecto, la página principal se puede observar en la Ilustración 71.

En la página se encuentra la información básica del proyecto, una sección acerca de los integrantes y algunas fotos y videos para los interesados en conocer un poco más. Además de esto se adquirió un correo oficial, [info@proyectoanima.org](mailto:info@proyectoanima.org), en donde los interesados pueden hacer consultas acerca del Megaproyecto y recibir respuestas a dudas o comentarios que pueden surgir.

Otras herramientas electrónicas de gran aceptación y que facilitaron dar a conocer el proyecto y poder compartir los resultados parciales que se iban obteniendo también fueron usadas. El aprovechamiento de SAKAI como portal interno para el intercambio de archivos que ya se mencionó anteriormente.

**Ilustración 71. Página web oficial.**



Se creó una página de grupo en Facebook llamado “Megaproyecto ANIMA” en donde se agregaron amigos, familiares y contactos para ir informando a la comunidad los avances y logros que se iban teniendo y también se usó el portal de Youtube como medio de compartir videos y hacer más interactiva la comunicación con todas las personas interesadas y relacionadas al proyecto.

### **C. DISCUSIÓN**

Se dieron modificaciones y actualizaciones constantes a la planificación y esto se debió al ajuste a las restricciones de equipo, materiales y cambios en la definición del alcance del proyecto.

Al inicio había planes muy ambiciosos de desarrollar aplicaciones sofisticadas y poco a poco se debió de ajustar a la realidad, de igual manera se inició con un gran proceso de investigación ya que ninguno de los integrantes tenía conocimiento de neurología y señales eléctricas en el cuerpo humano.

Hubo varios atrasos respecto a la programación inicial causados principalmente por la demora en la llegada del primer pedido internacional en donde había componentes críticos para iniciar el desarrollo, y algunos otros atrasos por aspectos puramente electrónicos en el desarrollo de los circuitos.

Sin embargo estos atrasos no representaron mayores complicaciones ya que se habían estipulados tiempos generosos en las tareas, dejando un margen de seguridad contemplando este tipo de imprevistos.

Para el módulo de planificación se tenía una base teórica de gestión de proyectos y esto presentó una oportunidad para ahondar más en un tema tan extenso y con tantas aplicaciones en la industria.

La ejecución del presupuesto y gestión de los recursos monetarios fue positiva por el hecho de conseguir el financiamiento externo del CONCYT, sin embargo se aprendió que lo más difícil no es obtener el financiamiento, lo más difícil es poder ejecutarlo.

La ejecución del financiamiento del CONCYT fue muy complicada ya que es un proceso lento. Una vez aprendido el proceso se iniciaron las actividades de cotización y se realizaron pedidos.

La problemática principal radicó en que la mayoría del equipo que se necesitaba no se encuentra en Guatemala y por lo tanto hay que pedirlo del exterior. Fue un reto conseguir una empresa que quisiera trabajar de esa manera ya que la empresa incurre en gastos previos (tiempo, costo del equipo, importación, impuestos, etc.) y posteriormente luego de la aprobación el CONCYT libera la compensación.

Este proceso fue muy lento en un pedido internacional específicamente ya que después de haber hecho las importaciones, el CONCYT se negaba a pagar ciertos ítems que argumentaban se hubieran podido comprar localmente, finalmente la UVG absorbió esos costos que no se reconocieron pero fue una situación incómoda.

El monto que en este caso específico absorbió la UVG fue aproximadamente Q. 1,500 que representaba el 17% de la compra. El presupuesto no se ejecutó por completo, se tuvo un ahorro en los fondos de FONACYT en parte debido a las dificultades de realizar los pedidos internacionales. Por parte de la UVG también se tuvo un ahorro ya que los gastos fueron mínimos.

El presupuesto estuvo holgado y hubo fondos para comprar todo lo que se necesitó. De CONCYT se utilizó el 33% de lo presupuestado y de la UVG se utilizó el 87%, teniendo un global de 64% (Q. 108,000 de Q. 170,000) utilizado del presupuesto plantado inicialmente.

El desarrollo de la imagen y logo fue algo muy innovador, iniciativa de ANIMA, que resultó un éxito y luego fue replicada por los otros Megaproyectos. Su fin era integrar al equipo y que sus miembros se sintieran identificados. Uno de los resultados más visibles del presente módulo fue el desarrollo de una página web privada ( [WWW.PROYECTOANIMA.ORG](http://WWW.PROYECTOANIMA.ORG) ) con su respectivo email de contacto, [info@proyectoanima.org](mailto:info@proyectoanima.org).

La página se realizó con el fin de dar acceso e información del proyecto a todos los interesados. Su contenido es básico, pero es una herramienta para compartir videos, fotos, etc.

## X. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### A. Módulo motriz

1. Aunque las señales provenientes de la gorra de electrodos llegan mezcladas con ruido, es posible construir un circuito que filtre (aísle) estas señales del ruido para su posterior presentación o procesamiento. Se logró construir un circuito capaz de entregar señales de electroencefalograma similares a las que se obtuvieron en otros estudios universitarios relacionados a los que se obtienen de las máquinas profesionales.
2. Es posible utilizar un micro-controlador para calcular la transformada rápida Fourier de una señal cerebral y así obtener su espectro de frecuencias, en intervalos menores a 2 mili segundos. Se logró detectar de forma fiable cuatro diferentes movimientos, que son 1) hacer presión con los dientes en el lado izquierdo de la boca, 2) hacer presión con los dientes en el lado derecho de la boca, 3) hacer presión con los dientes en ambos lados, y 4) parpadear.
3. Se logró programar una implementación que grafica y analiza los datos de la FFT en tiempo real de 2 canales diferentes utilizando el lenguaje de programación Python.
4. Se lograron obtener 4 señales de control para el robot R-17 utilizando las señales cerebrales. Las 4 señales de control son fáciles de replicar y es posible detectarlas en la mayoría de los casos.
5. Utilizar filtros digitales en lugar de filtros analógicos debido a que los filtros digitales presentan mejores comportamientos y es más fácil aumentar la cantidad de polos que se desean utilizar. Crear más canales de EEG para poder hacer un mejor estudio de las diferentes señales eléctricas que produce el cerebro al realizarse un movimiento en las diferentes partes del cuerpo.
6. Encontrar una manera de multiplexar las señales para utilizar un solo micro-controlador para comunicarse con la computadora. Utilizar un diferente compilador que implemente un algoritmo de FFT más eficiente en un dsPIC.
7. Utilizar memorias externas para aumentar la memoria RAM del dsPIC y así poder procesar más de una señal en un solo dsPIC. Utilizar algoritmos sofisticados como el Independent Component Analysis (ICA) para remover las remanencias de ruido en las señales.

8. Implementar el sistema construido a una silla de ruedas para que una persona con lesión medular irreversible como cuadriplejía pueda mover la silla de forma independiente.

## **B. Módulo mental**

1. El modulador EEG del proyecto de hardware libre “Open EEG Project” funciona correctamente con dos canales o 4 electrodos de comparación.
2. Se implementó una aplicación de Python ANIMA Viewer que realiza un análisis de señales por medio de la contribución de las señales alfa, beta1, beta2 y theta en el espectro de potencia.
3. Es posible identificar períodos de concentración alfa por medio de un análisis FFT y la contribución de las señales alfa, beta y theta, comparando las posiciones P3 y GND del SI 10-20.
4. Se pueden aprovechar las ondas gamma para saber el momento en que la persona se encuentre muy estresada. Si esto llegara a suceder, se podría generar una orden errónea que eche a perder todo el trabajo; la persona probablemente ha perdido la concentración y es mejor apagar el sistema de control hasta que sea capaz de tranquilizarse para volverlo a encender.
5. El *hardware* y *software* propuesto implementa una interfaz cerebro computador que controla el brazo robótico R17 utilizando ondas cerebrales alfa utilizando la interfaz del *Open EEG Project*, construido en su totalidad en la Universidad del Valle de Guatemala.
6. Treinta por ciento de los usuarios fueron capaces de controlar el brazo robótico R17 a través del módulo mental. Treinta y siete por ciento de los sujetos de prueba mostraron una mejoría en el control de la interfaz cerebro computador.
7. El sistema debe ser utilizado como base para una interfaz cerebro computador más compleja, por el momento representa el inicio de un método no convencional de interfaz en el control de robots a través de la electroencefalografía que puede ser aplicado a distintas áreas de estudio. El brazo robótico R17 fue utilizado solo como una prueba de la interfaz, pero podría ser aplicada a cualquier otra máquina o interfaz que requiera de cuatro movimientos básicos.
8. El módulo podría utilizar redes neuronales para reconocer patrones de actividades específicas como por ejemplo espaciales o relacionadas a cálculos matemáticos, sin embargo los resultados no están asegurados. La aplicación desarrollada en Python puede ser utilizada para hacer un análisis exhaustivo de las señales cerebrales. Datos como la asimetría en los hemisferios, frecuencia de pico y la media del área espectral

podrían ser utilizados como propiedades significativas de algún evento (*feature*). Estos datos pueden ser aplicados a un algoritmo de selección para identificar cuáles pueden ser utilizados para definir un patrón. Podría utilizarse redes Bayesianas para distinguir entre cada patrón [35] [36].

9. Algunos patrones podrían ser encontrados en parámetros no estandarizados utilizando medidas de energía en el espectro (alfa, beta1, beta2, teta, delta y gama). Herramientas matemáticas como PCA, ICA, *wavelets* y procesamiento de señales con estadística multivariable debería ser utilizado para mejorar el algoritmo de procesamiento de las señales.

### C. Módulo ocular

1. Se desarrolló una interfaz para el control de robots basada en la electrooculografía, que permite al usuario controlar el robot R17 utilizando solamente movimientos de los ojos.
2. El módulo de obtención y normalización de señales permite obtener dos señales de electrooculograma, una correspondiente al eje horizontal y otra al vertical, centradas en 2.5V y con una amplitud pico a pico de 2.6V.
3. El módulo de filtrado y análisis de señales permite determinar la posición de los ojos en los ejes horizontal y vertical a partir de dos señales correspondientes de electrooculograma, seleccionando uno de tres valores posibles para cada uno de los ejes.
4. El módulo de control del robot R-17 permite reconocer comandos definidos por patrones de movimiento ocular y ejecutar en el robot R-17 las rutinas correspondientes a estos comandos.
5. Utilizando la interfaz para el control de robots desarrollada se logró ejecutar el comando deseado en el 80% de los intentos realizados.
6. Se recomienda la implementación de un sistema de calibrado automático para el bloque de normalización de señales.
7. Se recomienda desarrollar un algoritmo de análisis e interpretación de señales que permita reconocer más de tres posiciones de los ojos en cada uno de los ejes.
8. Se recomienda ampliar el algoritmo de análisis e interpretación de señales para identificar también el parpadeo.

9. Se recomienda agregar al sistema un filtro pasa altas con frecuencia de corte baja ( $< 0.1\text{Hz}$ ) y ajustar según convenga el algoritmo de análisis e interpretación de señales para evitar así la necesidad de recalibrar frecuentemente el circuito.
10. Se recomienda utilizar el protocolo de comunicación USB para enviar la información desde el circuito hacia la computadora.

#### **D. Módulo planificación**

1. La planeación detallada y específica del proyecto se realizó bajo un sistema CPM y se hizo un constante seguimiento a las actividades del grupo para una correcta ejecución. La mayoría de tareas críticas se dieron a tiempo pero las últimas no se realizaron dentro del plazo estipulado.
2. El presupuesto se ejecutó de manera adecuada, se consiguió el apoyo financiero del CONCYT y la UVG también dio apoyo económico. Se hicieron las compras necesarias con algunas limitaciones en las compras internacionales.
3. No se han usado por completo todos los fondos que habían disponibles del CONCYT. El costo total del proyecto fue de Q. 108,000, que es el 64% del presupuesto inicial planteado de Q. 170,000.
4. El tiempo en el que fue desarrollado fue de un año y medio, desde la aprobación del tema, hasta la presentación pública final. Se elaboró la imagen y todo el material publicitario necesario para ser usado en eventos internos y externos promoviendo la UVG y los Megaproyectos.
5. Se compró el dominio [www.proyectoanima.org](http://www.proyectoanima.org) y éste fue de gran utilidad para dar a conocer el Megaproyecto. Se realizó con éxito la investigación de aplicaciones industriales y de impacto social del proyecto. La aplicación más factible y cercana es la integración con una silla de ruedas para brindar independencia a personas discapacitadas.
6. Otra aplicación es desarrollar el sistema en un robot ayudante que de igual forma preste servicios a estas personas. Estas se van a aplicar con siguientes fases de ÁNIMA. Se hicieron esfuerzos en involucrar actividades administrativas novedosas para darle un toque profesional y mercadológico al proyecto y estas nuevas ideas fueron de gran aceptación entre todos los interesados.
7. Para futuras integraciones de Ingenieros Industriales a proyectos de tecnología se recomienda lo siguiente: Realizar al inicio el plan maestro lo más detallado y apegado a la realidad posible, delimitando claramente el alcance del proyecto y las restricciones

que aplican. Tener muy bien definido el alcance de cada módulo desde el inicio para no realizar doble trabajo y saber en qué áreas se comparten conceptos y generar apoyo mutuo.

8. Investigar más sobre la teoría alrededor de la cual gira el proyecto para poder involucrarse activamente en las actividades técnicas y científicas. Esto permite también una comunicación más efectiva entre los miembros del equipo.
9. Aplicar a fondos del CONCYT y también buscar otras instituciones. Hacer estas aplicaciones con suficiente tiempo. Los fondos del CONCYT son lentos para ejecutar por ser una institución pública pero otras entidades pueden prestar acceso más rápido y simple a recursos.
10. Hacer uso de las herramientas disponibles para planificación y control de recursos. Incluir el análisis de riesgos del proyecto para hacer más robusta la planificación y gestión del mismo.

## XI. BIBLIOGRAFÍA

- [12] B. King. (2007, Sep.) Direct Neural Interface. [Online]. <http://directneuralinterface.blogspot.com/2007/09/eeg.html>
- [8] BrainConnection. BrainConnection. [Online]. <http://www.brainconnection.com/topics/?main=gal/motor-cortex>
- [7] C. F. o. P. Psychology. Carlson's Movement. [Online]. <http://nawrot.psych.ndsu.nodak.edu/Courses/Psych465.S.02/Movement/Brain.html>
- [27] D. Cleland and R. Gareis, Global project management handbook. "Chapter 1: The evolution of project management". McGraw-Hill Professional, 2006.
- [24] Delta Asesores. (2009) Gestión de Proyectos. [Online]. <http://www.deltaasesores.com/articulos/gestion-de-proyectos>
- [28] E. Gonzales, D. Delgado, A. Berliner, and R. Chacon, "Prótesis Biónica de una Mano Humana," 2008.
- [2] G. Martínez, Megaproyecto ANIMA: Métodos no convencionales de interfaz en el control de robots a través de la electroencefalografía y la electrooculografía. Módulo motriz. Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala, 2009.
- [4] H. Bahnsen, Megaproyecto ANIMA: Métodos no convencionales de interfaz en el control de robots a través de la electroencefalografía y la electrooculografía. Módulo de planificación. Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala, 2009.
- [29] I. Park and M. Wankhede. (2002) A simple approach to EEG-based control. [Online]. [http://www.picobay.com/projects/EEG-Based\\_Game\\_Control.pdf](http://www.picobay.com/projects/EEG-Based_Game_Control.pdf)
- [39] J. C. y. T. D. S. Lee. (2006) Carnegie Mellon University, Pittsburgh, PA .. [Online]. <http://research.microsoft.com/cue/publications/UIST2006-LowCostEEG.pdf>
- [11] J. Chung Lee and D. S. Tan. Using a Low-Cost Electroencephalograph. [Online]. <http://research.microsoft.com/~desney/publications/UIST2006-LowCostEEG.pdf>
- [17] J. De Zor. (2007) Sociedad Hispano Americana de Psicología Aplicada "HISPAMAP". [Online]. <http://www.hispamap.net/ondas.htm>
- [21] J. Malmivuo and R. Plonsey, Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. New York: Oxford University Press, 1995.
- [30] J. P. R. C. R. A. P. Tupachi, "Design of an Electroencephalogram Module for Brain Computer Interface Oriented to People with Motor Disabilities".
- [35] J.C. Lee y D.S. Tan, "Using a low-cost electroencephalograph for task classification in HCI research," in Symposium on User Interface Software and Technology on Sensing from head to toe, 2006, pp. 81-90. [Online]. <http://research.microsoft.com/cue/publications/UIST2006-LowCostEEG.pdf>
- [23] Kousholt Bjarne, Project Management , Theory and practice. 2007.

- [3] L. F. Reina, Megaproyecto ANIMA: Métodos no convencionales de interfaz en el control de robots a través de la electroencefalografía y la electrooculografía. Módulo PRE. Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala, 2009.
- [10] L. Kiloh, Clinical Electroencephalography. Inglaterra: Editorial Butterworth, 1976.
- [20] M. Brown, et al. (2006, Nov.) International Society for Clinical Electrophysiology of Vision. [Online]. <http://www.iscev.org/standards/pdfs/eog-standard-2006.pdf>
- [15] M. Hutchinson. (2005) Tipos de Ondas Cerebrales.. [Online]. [http://www.megabrain.net/novedades/megabrain/ondas\\_cereb.htm](http://www.megabrain.net/novedades/megabrain/ondas_cereb.htm)
- [1] M. Valdeavellano, G. Martínez, L. F. Reina, and H. Bahnsen, Megaproyecto ANIMA: 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.
- [33] Microchip A Leading Provider of Microcontrollers & Analog Semiconductors. [Online].2009. <http://www.microchip.com/>
- [19] N. Lab. (2001) Electro-Caps. [Online]. <http://neurocog.psy.tufts.edu/images/electrocap.htm>
- [13] NeuroSkills. Parietal Lobes. [Online]. <http://www.neuroskills.com/tbi/bparieta.shtml>
- [37] O. Project. [Online]. <http://openeeg.sourceforge.net/>
- [9] Organización Básica del Sistema Nervioso. [Online]. <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/estructura/modulo1.html>
- [34] P. A. (2003, page 37.) Brainathlon: Enhancing Brainwave Control Through Brain-Controlled Game Play.. [Online]. <http://www.webkitchen.com/brainathlon/files/thesis.pdf>
- [25] Project Management Institute, A Guide to the Project Management Body of Knowledge, 4th ed. Project Management Institute Inc, 2008, [www.pmi.org](http://www.pmi.org).
- [6] R. Barea, L. Boquete, E. López, and D. Mazo. (2001) Universidad de Alcalá. [Online]. <http://www.depeca.uah.es/personal/barea/electrooculografia/grecia99.pdf>
- [22] R. Mancini, Op Amps for everyone. Dallas: Texas Instruments, 2002.
- [14] R. P. P. D. Lehr. Brain functions and map.. [Online]. <http://www.neuroskills.com/brain.shtml>
- [18] R. Riki Rager. Measurement and Application and Overview. [Online]. [http://www.aset.org/files/public/10-20\\_System\\_Demonstration.pdf](http://www.aset.org/files/public/10-20_System_Demonstration.pdf)
- [26] S. Buehring. (2006, May) Mejores prácticas en la gestión de proyectos.. [Online]. <http://www.mujeresdeempresa.com/management/060501-gestion-de-proyectos-mejores-practicas.shtml>
- [32] S. Méndez, “Optimización de procedimientos y propuesta de control de proyectos, en una empresa de Telecomunicaciones”. Guatemala: Universidad del Valle de Guatemala, 2001.
- [5] S. Meredith. (2004) University College Dublin. [Online]. [http://ee.ucd.ie/~smeredith/EOG\\_index.html](http://ee.ucd.ie/~smeredith/EOG_index.html)
- [38] W. Johnston, Silent Music: The Science of Meditation. New York: Fordham University Press, 1997. [Online]. [http://www.alcione.cl/nuevo/index.php?object\\_id=280](http://www.alcione.cl/nuevo/index.php?object_id=280)

- [16] W. Johnston. (2005) N° 1 de la Revista ALCIONE. San Francisco.- USA.. [Online]. [http://www.alcione.cl/nuevo/index.php?object\\_id=280](http://www.alcione.cl/nuevo/index.php?object_id=280)
- [31] Z. A. y. J. I. A. KEIRN. (1990) A New Mode of Communication Between Man and His Surroundings. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 37,.
- [36] Z.A. Keirn y J.I. Aunon, "A new mode of communication between man and his surroundings," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1990, vol. 37, no. 12, pp. 1209-1214. [Online].<http://ieeexplore.ieee.org>

## XII. APÉNDICE

### A. Código fuente en dsPic30F3012 usado por el módulo motriz

```
// *****
// Universidad del Valle de Guatemala
// Gerardo Martinez
// 05091
//Codigo para envio de datos a la pc.
//*****

// *****
//     VARIABLES
//*****
unsigned long B_rate = 115200;
const unsigned int delay = 500;
unsigned int cont = 0;
unsigned char datos;
unsigned int datos1,datos2;
unsigned int tiempo = 0;
unsigned char tiempo1 = 0;
unsigned char tiempo2 = 0;
unsigned char j;
unsigned int temp = 0;
unsigned char temp1 = 0;
unsigned char temp2 = 0;

void init()
{
    PORTB = 0;
    TRISB = 0xFF;
    PORTC = 0;
    TRISC = 0;
//Inicializa UART
    Uart1_Init(B_rate);

//Pone interrupciones para el TIMER1
    IPC0 = IPC0 | 0x1000; // Interrupt priority level = 1
    IFS0 = IFS0 & 0xFFF7; // Clear TMR1IF
    IEC0 = IEC0 | 0x0008; // Enable Timer1 interrupts
```

```
T1CON = 0x8010;    // Timer1 ON, prescaler 1:8
PR1 = 0x274F;     // 8ms =>0x4E5E
T2CON = 0x8018;
}

void Timer1Int() org 0x1A
{
    if(cont == 0)
    {
        Uart1_Write_Char(0xA5);
        Uart1_Write_Char(0x5A);
        cont = 2;
    }
    PORTC.F13 =~PORTC.F13;
    IFS0 = IFS0 & 0xFFF7;    //Baja la bandera de int de T1
    datos1 = Adc_Read(0);    //Adquiere la muestra
    datos2 = Adc_Read(1);
    IFS0 = IFS0 & 0xF7FF;    //Baja la bandera de int del ADC
    datos1 = datos1|(0x8000);
    datos2 = datos2|(0x4000);
    temp2 = (unsigned char)(datos1);
    temp1 = (unsigned char)(datos1>>8);
    Uart1_Write_Char(temp1);
    Uart1_Write_Char(temp2);
    temp2 = (unsigned char)(datos2);
    temp1 = (unsigned char)(datos2>>8);
    Uart1_Write_Char(temp1);
    Uart1_Write_Char(temp2);
    cont = cont + 2;
}

void main()
{
    Delay_ms(delay);
    init();
    while(1)
    {
        if(cont == 514)
        {
            cont = 0;
        }
    }
}
```

## **B. Protocolo RS232EEG utilizado por el módulo PRE:**

enhanced protocol (version 2):

byte synch\_1 // siempre es hex(a5 )

byte synch\_2 // siempre es hex(5a )

byte version // 0x02 (protocolo que se utiliza.)

byte frame\_counter // 0x00 inicial, incrementa 1 por cada muestra. Anillo en 255->0

byte ch1\_high // 000000bb. bb son 2 bits más significativos de valor de 10 bits del ADC

byte ch1\_low // 8 bits restantes del canal

byte ch2\_high // 000000bb. bb son 2 bits mas significativos del valor de 10 bits del ADC

byte ch2\_low // 8 bits restantes del canal

byte ch3\_high // 000000bb. bb son 2 bits mas significativos del valor de 10 bits del ADC

byte ch3\_low // 8 bits restantes del canal

byte ch4\_high // 000000bb. bb son 2 bits mas significativos del valor de 10 bits del ADC

byte ch4\_low // 8 bits restantes del canal

byte ch5\_high // 000000bb. bb son 2 bits mas significativos del valor de 10 bits del ADC

byte ch5\_low // 8 bits restantes del canal

byte ch6\_high // 000000bb. bb son 2 bits mas significativos del valor de 10 bits del ADC

byte ch6\_low // 8 bits restantes del canal

byte switches // Utilizado para enviar información al AVR, no se utilizan. [37]

todos 17 bytes per trama.

Se asegura la sincronización con las palabras utilizadas y no sincroniza por casualidad.

## **C. Detalle del pedido de componentes**

### **1. Pedidos locales**

La lista de componentes para los dos PCB's se constituye por un total de 45 tipos de componentes. En total se tienen 180 componentes. En Guatemala se consiguió la mayoría de componentes, esto es 28 de los 45 componentes distintos. Entre componentes repetidos representan un total de 138 componentes. Esto representa un 77% de todos los componentes. Se procuró comprar la mayoría de los componentes en Guatemala para reducir los costos. En el Cuadro No. 1 se presentan las resistencias que se consiguieron. En el Cuadro No. 2, Cuadro No. 3 y Cuadro No. 4 se muestran los semiconductores, integrados y capacitores en disponibilidad. Cabe mencionar que algunos de los componentes se encontraban agotados aunque si estaban a la venta, pero no se les considero. El costo total del pedido local fue de: Q. 184.30.

**Cuadro No. 1. Resistencias y su cantidad requerida.**

<b>Resistencias</b>	<b>Cantidad</b>
100R	2
470R	12
1k	7
2.2k	16
7.5k	6
8.2k	2
9.1k	1
10k	9
15k	3
100k	4
200k	1
1M	6

**Cuadro No. 2. Semiconductores y su cantidad requerida.**

<b>Semiconductores</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>
1N5818	3	D. Schottky
BC547	4	NPN
BC557	4	PNP
LED 5mm	1	LED

**Cuadro No. 3. Circuitos Integrados y su cantidad requerida.**

<b>Circuitos Integrados</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>
6N139	2	Optoacoplador
7805	1	Regulador 5v
MAX232	1	RS232 tranceiver

**Cuadro No. 4. Capacitores y su cantidad requerida.**

<b>Capacitors</b>	<b>Cantidad</b>
10pF C0G	2
33pF C0G	2
100pF C0G	4
1nF X7R	6
10nF X7R	5
33nF 5%	2
100nF X7R	20
220nF 5%	8
1 $\mu$ F tantalum	2

## 2. Pedidos por internet

Debido a que algunos de los componentes no son vendidos en Guatemala se procedió a realizar un pedido por Digikey o por Newark. Dos páginas referidas por el Open EEG Project. También se pidieron los componentes que se encontraban agotados. En los catálogos si se consiguió el resto de los componentes. La mayoría del pedido se realizó por Newark y sólo algunos componentes por por Digikey. El estimado de costo para este pedido es de: \$85.35.

En el Cuadro No. 5,

Cuadro No. 6,

Cuadro No. 7 y

Cuadro No. 8 se muestran los pedidos realizados a Digikey y Newark. En el Cuadro No. 9 se muestran los costos totales para el pedido de los componentes. Estos gastos no incluyen el costo de producción de los PCB ya que fue un servicio otorgado por la UVG.

**Cuadro No. 5. Circuitos integrados y su cantidad requerida.**

<b>Circuitos integrados</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>
INA114AP	2	Opamp de instrumentación
MAX232	1	RS232 tranceiver
TL431CLP	1	Referencia ajustable de voltaje
TLC277P	4	Opamp de precisión (dos opamps en un chip)
TMV0505S	1	5Vin-5Vout 10%

**Cuadro No. 6. Partes varias y su cantidad requerida.**

<b>Partes varias</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>
20k	3	Trimpot
22 $\mu$ H	3	Inductor
7.3728MHz	1	Cristal
PINHD-2X17	1	Socket
PINHD-2X5	1	Socket

**Cuadro No. 7. Sockets y su cantidad requerida.**

<b>Sockets</b>	<b>Cantidad</b>
8-pin socket	2
16-pin socket	1
28-pin socket	1

**Cuadro No. 8. Capacitores y su cantidad requerida.**

<b>Capacitores</b>	<b>Cantidad</b>
1 $\mu$ F film	4
10 $\mu$ F tantalum	6
47 $\mu$ F tantalum	3
47 $\mu$ F tan 1ohm	2

**Cuadro No. 9. Cuadro de costos totales.**

<b>Empresa</b>	<b>Costo (\$)</b>	<b>Shipping (\$)</b>
ATMEGA8	\$8.50	\$9.62
Digikey	\$16.54	\$9.70
Newark	\$77.31	\$28.83
CEF	\$24.38	\$0.00
<b>Subtotal</b>	<b>\$118.23</b>	<b>\$48.15</b>
	<b>Total</b>	<b>\$166.38</b>

### XIII. GLOSARIO

**ADC** Analog to Digital Converter, modulo que se encarga de muestrear, cuantificar y codifica en binarios una señal analógica.

**AVR:** Acrónimo para "Alf and Vegard's Risc". También se refiere como "Advanced Virtual Risc". Alf y Vegard son los autores de la arquitectura utilizada por el microcontrolador. [15]

**CONCYT** Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología

**CPM** Critical Path Method (Método de la Ruta Crítica)

**DB9** Conector de nueve pines utilizado en el protocolo RS232.

**DIP** Dual In line Package, es un tipo de empaquetado que utiliza tecnología "threw hole" y que tiene sus pines a ambos lados del integrado.

**DRL:** Driver Right Leg.

**EEG** Electroencefalografía, es una técnica utilizada en la medicina con la cual se pueden estudiar las señales eléctricas cerebrales.

**EEG:** Electroencefalografía.

**EEPROM:** Electrically Erasable Programmable Read Only Memory. Puede ser programado, borrado y reprogramado eléctricamente.

**EPROM:** Erasable Programmable Read Only Memory. Una vez programada, una EPROM se puede borrar solamente mediante exposición a una fuerte luz ultravioleta.

**ERD** Event Related Desynchronization, es el nombre que se le ha dado en diferentes estudios de electroencefalografía a la desincronización que se observa en las señales debido a algún evento relacionado.

**ERS** Event Related Synchronization, es el nombre que se le ha dado en diferentes estudios de electroencefalografía a la sincronización que se observa en las señales cuando ya se ha terminado el movimiento corporal.

**Fc** Frecuencia de corte, frecuencia en la cual un filtro ya ha atenuado una señal 3 decibeles.

**FFT :** Fast Fourier Transform. (Transformada rápida de Fourier).

**Hex:** Se refiere al archivo que genera el compilador. Dicho archivo está en números hexadecimales. De allí la abreviación hex.

**Hz** Dimensional de la frecuencia, nombrada así en honor al científico alemán Henry Hertz.

**IsoPro:** Aplicación de T-Tech para poder diagramar un circuito. Se utiliza para comunicarse con la fresadora de la UVG.

**Jaula de Faraday:** El efecto jaula de Faraday provoca que el campo electromagnético en el interior de un conductor en equilibrio sea nulo, anulando el efecto de los campos externos

**LED:** Light Emitting Diode. Diodo emisor de luz.

**Memoria FLASH:** Es una forma desarrollada de la memoria EEPROM que permite que múltiples posiciones de memoria sean escritas o borradas en una misma operación de programación mediante impulsos eléctricos.

**Microcontrolador:** Es un circuito integrado o chip que incluye en su interior las tres unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y unidades de E/S (entrada/salida).

**OPAMP** Acrónimo en inglés que se refiere a los amplificadores operacionales.

**Oscilador:** Un oscilador es un sistema capaz de crear perturbaciones o cambios periódicos o cuasiperiódicos en un medio.

**PCB** Printed Circuit Board (Circuito Impreso)

**PCB:** Printed Circuit Board. Placa de Circuito Impreso. Es el diseño de un circuito impreso en una placa de cobre.

**PERT** Program Evaluation and Review Technique (Técnica de Revisión y Evaluación de Programas)

**PIC** Peripheral Interface Controller (controlador de interfaz periférico). Es un circuito integrado o chip funcionalmente similar a una computadora.

**PLL:** bucles de enganche de fase (del inglés Phase-Locked Loops). Se trata de un sistema realimentado, en el que las magnitudes realimentadas son la frecuencia y la fase.

**PMBOK** Project Management Body of Knowledge (Cuerpo de Conocimientos de la Administración de Proyectos)

**PMI** Project Management Institute

**PRE:** Potenciales Relacionados a Eventos.

**ROM:** Read Only Memory. Memoria de solo lectura.

**RS232** Protocolo de comunicación serial.

**RS-232:** Protocolo de comunicación que utiliza +3v hasta +15v como un 0 lógico y -3v hasta -15v como un 1 lógico [29].

**SAKAI** Es el portal interno de la Universidad del Valle de Guatemala. Sirve para fomentar la comunicación, foros, discusiones e intercambio de archivos entre estudiantes y catedráticos.

**TTL** Transistor Transistor Logic, es una tecnología de construcción de circuitos **UART**: "Universal Asynchronous Receiver-Transmitter" ("Transmisor-Receptor Asíncrono Universal"). Este controla los puertos y dispositivos serie.

**UVG** Universidad del Valle de Guatemala

**WBS** Work Breakdown Structure (Estructura de Desglose de Trabajo)