



**Universidad del Azuay**

Facultad de Ciencia y Tecnología

Escuela de Ingeniería Electrónica

SISTEMA MULTIFUNCIONAL PARA EL APOYO DE PERSONAS  
CON CAPACIDADES ESPECIALES BASADO EN ELECTRO  
OCULOGRAFIA

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de  
Ingeniero Electrónico

Autores

Juan Francisco Espinoza Segarra

Alexander Gustavo Ojeda Sánchez

Director

Freddy Gonzalo Pesantez Díaz

Cuenca, Ecuador

2014

*Escritura  
13/01/14*

**SISTEMA MULTIFUNCIONAL PARA EL APOYO DE PERSONAS CON CAPACIDADES ESPECIALES BASADO EN ELECTRO-OCULOGRAFIA.**

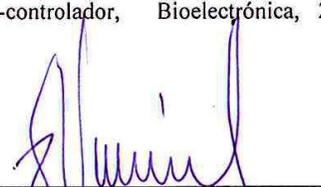
**RESUMEN**

Orientado al ámbito social, este trabajo de grado llena un vacío tecnológico existente en nuestro medio en lo que atañe a tratamiento de pacientes con problemas motrices absolutos, sustentado en herramientas tecnológicas. Para el diseño e implementación del sistema multifuncional para el apoyo de personas con capacidades especiales basado en electro oculografía se aplicó diversas ramificaciones de la electrónica analógica y digital programable e inclusive control de potencia básico, todo respaldado en una amplia investigación teórica y pruebas prácticas separadas, cuyos resultados fueron depurados para su operación estable en conjunto. Este trabajo podría significar el comienzo de una amplia investigación posterior cuyo objetivo ideal sería la perfección y ampliación de las prestaciones actuales.

**PALABRAS CLAVE:** Electro-oculografía, Micro-controlador, Bioelectrónica, Zigbee, Domótica, DSPIC, Bioseñal.



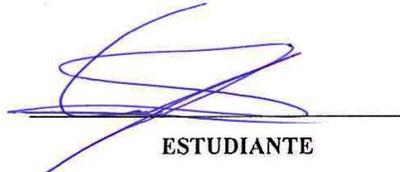
**DIRECTOR DE TESIS**  
ING. FREDDY PESANTEZ



**DIRECTOR DE LA ESCUELA DE**  
**INGENIERIA ELECTRONICA**  
ING. FRANCISCO VASQUEZ



**ESTUDIANTE**  
JUAN ESPINOZA SEGARRA



**ESTUDIANTE**  
ALEXANDER OJEDA SANCHEZ

*Escrito  
11/02/14*

**ABSTRACT**

**ELECTROOCULOGRAPHY BASED MULTIFUNCTIONAL SYSTEM TO SUPPORT PEOPLE WITH DISABILITIES**

This graduation paper, directed to the social work area, has as its objective to fill, with the support of technological tools, a technological gap which exists in our environment in regard to the treatment of patients with serious motor problems. Various subdivisions of programmable analog and digital electronics and even basic power control were applied for the design and implementation of a multifunctional Electrooculography system to support disable people. All these backed by a broad theoretical research, and practical tests whose results were filtered for a stable operation. This work could mean the beginning of an extensive research whose ideal would be the excellence and application of current benefits.

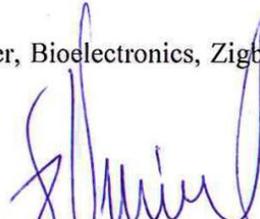
**Keywords:** Electrooculography, Micro-Controller, Bioelectronics, Zigbee, Automation, DSPIC, Biosignal.



Ing. Freddy Pesantez  
THESIS DIRECTOR



Juan Espinoza Segarra  
AUTHOR



Ing. Francisco Vásquez  
ELECTRONICS ENGINEERING  
SCHOOL DIRECTOR



UNIVERSIDAD DEL AZUAY  
ESCUELA Ingeniería Electrónica



Alexander Ojeda Sánchez  
AUTHOR



Translated by,  
Lic. Lourdes Crespo

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN.....	ii
ABSTRACT.....	iii
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	iv
ÍNDICE DE TABLAS.....	viii
ÍNDICE DE ECUACIONES.....	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
INTRODUCCIÓN.....	1
<b>CAPITULO 1: FUNDAMENTACION TEORICA GENERAL PARA EL SISTEMA MULTIFUNCIONAL BASADO EN ELECTRO OCULOGRAFIA</b>	
1.1 Introducción.....	3
1.2 El Ojo Humano.....	3
1.2.1 Fisiología.....	4
1.2.2 Funcionamiento.....	5
1.2.3 Músculos del ojo.....	6
1.2.3.1 Músculos rectos del ojo.....	6
1.2.3.2 Músculos Oblicuos del ojo.....	7
1.2.4 Movimientos Oculares.....	7
1.2.4.1 Movimientos compensatorios.....	7
1.2.4.2 Movimientos Sacádicos y fijaciones.....	8

1.2.4.3 Movimientos de seguimiento.....	8
1.3 Electro Oculografia.....	8
1.3.1 Registro de Señales.....	9
1.3.2 Procesamiento de Señales.....	10
1.4 Micro controlador.....	11
1.4.1 Características generales.....	12
1.4.2 DSPIC.....	14
1.5 Zigbee.....	15
1.6 Actuadores.....	16
1.6.1 Herramientas de desarrollo.....	18
1.6.1.1 Herramientas de Hardware.....	18
1.6.1.2 Herramientas de Software.....	19

**CAPITULO 2: DISEÑO Y CONSTRUCCION DEL HARDWARE ANALÓGICO DE INTERFAZ CON EL SER HUMANO**

2.1 Acoplamiento.....	22
2.1.1 Electroodos.....	23
2.1.1.1 Electroodos de Cloruro de Plata.....	24
2.2 Amplificación.....	25
2.2.1 Amplificador instrumental.....	25
2.2.1.1 Ganancia amplificador instrumental AD620.....	26

2.2.2. Amplificador no inversor.....	27
2.2.2.1 Ganancia amplificador no inversor.....	27
2.3 Filtros.....	28
2.3.1 Filtrado de interferencia de elementos (Elimina OFFSET).....	28
2.3.2 Filtro Bessel.....	30
2.3.3 Filtrado de interferencias eléctricas ambientales.....	32
2.3.3.1 Filtro Elimina Banda.....	33
2.4 Diseño esquemáticos.....	34
 <b>CAPITULO 3: DISEÑO Y CONSTRUCCION DEL HARDWARE, BASADO EN MICROCONTROLADORES, PARA LA COMUNICACIÓN INALAMBRICA E INTERFAZ CON ACTUADORES</b>	
3.1 Módulo de control con DSPIC30F4011.....	55
3.1.1 Conversor A/D.....	57
3.2 Modulo de comunicación inalámbrica con XB24.....	58
3.3 Modulo de actuadores.....	59
3.4 Diseños esquemáticos.....	61

## **CAPITULO 4: DISEÑO, PROGRAMACION Y CONFIGURACION DEL FIRMWARE PARA EL CONTROL DEL EQUIPO**

4.1	Diseño y descripción del programa.....	67
4.1.1	Subrutina de interrupción del Convertidor A/D.....	68
4.1.1.1	Subrutina Identificar movimiento.....	69
4.1.2	Subrutina Principal.....	70
4.1.2.1	Subrutina de Casos.....	71
4.1.2.2	Subrutinas de Reproducción de Sonido.....	71
4.2	Configuración de Registros y declaración de variables.....	72
4.3	Configuración módulo de comunicaciones XB24.....	75
4.3.1	X-CTU.....	77

## **CAPITULO 5: RESULTADOS FINALES**

5.1	Electrodos.....	83
5.2	Módulo de adquisición y control.....	84
5.3	Protocolos de prueba funcionales.....	87
	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	98
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	99
	REFERENCIAS ELECTRÓNICAS.....	100

**ÍNDICE DE TABLAS**

Tabla 1.1 Estándar de comunicación IEEE 802.15.4.....	15
Tabla 3.1 Características DSPIC30F4011.....	56
Tabla 3.2 Características XB24.....	58
Tabla 3.3 Características BT139.....	59
Tabla 3.4 Características MOC3021.....	60
Tabla 4.1 Ajuste de bits de registro.....	73
Tabla 4.2 Ajuste de bits de configuración.....	74
Tabla 4.3 Variables locales y globales.....	75
Tabla 5.1 Resultados del Módulo de Adquisición.....	87
Tabla 5.2 Resultados del Módulo de Control.....	96
Tabla 5.3 Resultados del Módulo de Comunicación.....	96
Tabla 5.4 Resultados del Módulo de Actuadores.....	97
Tabla 5.5 Resultados de la Bocina de Audio.....	97

**INDICE DE ECUACIONES**

Ecuación 2.1 Ganancia del amplificador instrumental AD620.....26

Ecuación 2.2 Ganancia del amplificador no inversor.....27

## INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Fisiología del Ojo Humano.....	4
Figura 1.2 Músculos Extra oculares.....	6
Figura 1.3 Ubicación de electrodos.....	10
Figura 1.4 Diagrama de procesamiento de la señal.....	11
Figura 1.5 Micro controlador.....	12
Figura 1.6 Sistema Zigbee.....	16
Figura 1.7 TRIAC.....	17
Figura 1.8 OptoTRIAC.....	18
Figura 2.1 Diagrama general.....	21
Figura 2.2 Corte lateral del Electrodo.....	24
Figura 2.3 Amplificador Instrumental.....	25
Figura 2.4 Amplificador No Inversor.....	27
Figura 2.5 Señal filtro elimina offset.....	29
Figura 2.6 Señales respuesta del filtro Bessel.....	31
Figura 2.7 Señal respuesta filtro elimina banda.....	33
Figura 2.8 Diseño del Amplificador Instrumental.....	35
Figura 2.9 Señal de ingreso al amplificador instrumental.....	36
Figura 2.10 Señal de salida del amplificador instrumental.....	37
Figura 2.11 Diseño del Filtro elimina offset.....	38
Figura 2.12 Señal de Ingreso al filtro elimina offset.....	39

Figura 2.13 Señal de salida del filtro elimina offset.....	40
Figura 2.14 Diseño del Filtro pasa bajo Bessel.....	42
Figura 2.15 Señal de Ingreso al Filtro Bessel.....	43
Figura 2.16 Señal de salida del filtro Bessel.....	44
Figura 2.17 Respuesta en frecuencia del filtro Bessel.....	45
Figura 2.18 Diseño del Amplificador No Inversor.....	46
Figura 2.19 Señal de Ingreso al Amplificador No Inversor.....	47
Figura 2.20 Señal de Salida del Amplificador No Inversor.....	48
Figura 2.21 Diseño Filtro Elimina Banda.....	50
Figura 2.22 Señal de Ingreso al Filtro Elimina Banda.....	51
Figura 2.23 Señal de Salida del Filtro Elimina Banda.....	52
Figura 2.24 Respuesta en Frecuencia del Filtro Elimina Banda.....	53
Figura 3.1 Diagrama general.....	54
Figura 3.2 Distribución DSPIC30F4011.....	57
Figura 3.3 Conversor A/D.....	57
Figura 3.4 Diagrama de pines módulo XB24.....	59
Figura 3.5 Diagrama de pines BT139.....	60
Figura 3.6 Diagrama de pines MOC3021.....	61
Figura 3.7 Diagrama Modulo de Control.....	62
Figura 3.8 Diagrama Modulo Emisor.....	63
Figura 3.9 Diagrama Modulo Receptor.....	63

Figura 3.10 Diagrama Modulo de Actuadores.....	64
Figura 3.11 Diagrama Conectores.....	65
Figura 3.12 Diagrama Bocina.....	65
Figura 4.1 Diagrama general.....	66
Figura 4.2 Flujograma del firmware.....	67
Figura 4.3 Flujograma Interrupción A/D.....	68
Figura 4.4 Flujograma Identificar Movimiento.....	69
Figura 4.5 Flujograma principal.....	70
Figura 4.6 Flujograma de Casos.....	71
Figura 4.7 Subrutinas de reproducción de sonido.....	72
Figura 4.8 Comunicación Zigbee.....	76
Figura 4.9 Detección de Bordes.....	77
Figura 4.10 Configuración general del módulo XB24.....	78
Figura 4.11 Configuración direccionamiento del módulo 1.....	79
Figura 4.12 Configuración puertos digitales del módulo 1.....	80
Figura 4.13 Configuración direccionamiento del módulo 2.....	81
Figura 4.14 Configuración puertos digitales del módulo 2.....	82
Figura 5.1 Gafas EOG.....	84
Figura 5.2 Fuente 5V.....	85
Figura 5.3 Fuente 3.3V.....	85
Figura 5.4 Fuente 2.5V.....	86

Figura 5.5 Circuito sumador de voltaje.....	87
Figura 5.6 Señal movimiento arriba del canal 1.....	88
Figura 5.7 Señal movimiento abajo del canal 1.....	89
Figura 5.8 Señal movimiento izquierda del canal 2.....	90
Figura 5.9 Señal movimiento derecha del canal 2.....	91
Figura 5.10 Señal movimiento arriba de entrada 1.....	92
Figura 5.11 Señal movimiento abajo de entrada 1.....	93
Figura 5.12 Señal movimiento izquierda de entrada 2.....	94
Figura 5.13 Señal movimiento derecha de entrada 2.....	95

Juan Francisco Espinoza Segarra

Alexander Gustavo Ojeda Sánchez

Trabajo de Graduación

Ing. Freddy Gonzalo Pesantes Díaz

Febrero 2014

## **SISTEMA MULTIFUNCIONAL PARA EL APOYO DE PERSONAS CON CAPACIDADES ESPECIALES BASADO EN ELECTRO OCULOGRAFIA**

### **INTRODUCCION**

En la actualidad el avance tecnológico ha hecho que la interacción del ser humano con los aparatos electrónicos sea muy importante, por lo cual el control con precisión de las extremidades es esencial. Sin embargo hay personas con problemas motrices que no tienen la habilidad de formar parte en este ámbito y en el cual es necesario herramientas especializadas, tratando así de facilitar al máximo la utilización de tecnología. En nuestro medio existe un acceso limitado a este tipo de equipos, primordialmente por el factor económico, esto conlleva a que las personas que carecen de capacidad motora y de habla, cuya única forma de comunicación se lleva a cabo mediante el movimiento del globo ocular no tengan manera de expresar sus necesidades, no tengan control sobre la iluminación y artefactos electrónicos de su entorno o de comunicar mensajes a las personas que se encargan de su cuidado, prácticamente carecen de calidad de vida. La finalidad de este trabajo de grado es la de diseñar y construir un equipo que brinde la oportunidad de manipular elementos del entorno eléctrico/electrónico y además permita una comunicación básica con mensajes de voz simplificados, todo fundamentado en el movimiento del globo ocular.

El primer capítulo sintetiza el marco teórico que apoya la aplicación técnica e implementación del equipo, el segundo y tercer capítulo contienen el diseño y construcción del hardware de adquisición, procesamiento, control, comunicación y actuación, el cuarto capítulo aborda toda la programación lógica y configuración asociada a los elementos del sistema de control y comunicación, el capítulo final está compuesto por los reglajes definitivos y resultados del sistema en operación, haciendo mención a los correctivos y cambios que pudieran darse durante su desarrollo.

## **CAPITULO I**

### **FUNDAMENTACION TEORICA GENERAL PARA EL SISTEMA MULTIFUNCIONAL BASADO EN ELECTRO OCULOGRAFIA**

#### **1.1 Introducción**

En el presente capítulo se sintetiza en orden de aplicación todos los aspectos que respaldan todo el trabajo de grado, desde el análisis la estructura biológica del ojo humano y sus efectos físicos, hasta la tecnología aplicada. El diseño final consiste en un equipo compuesto por:

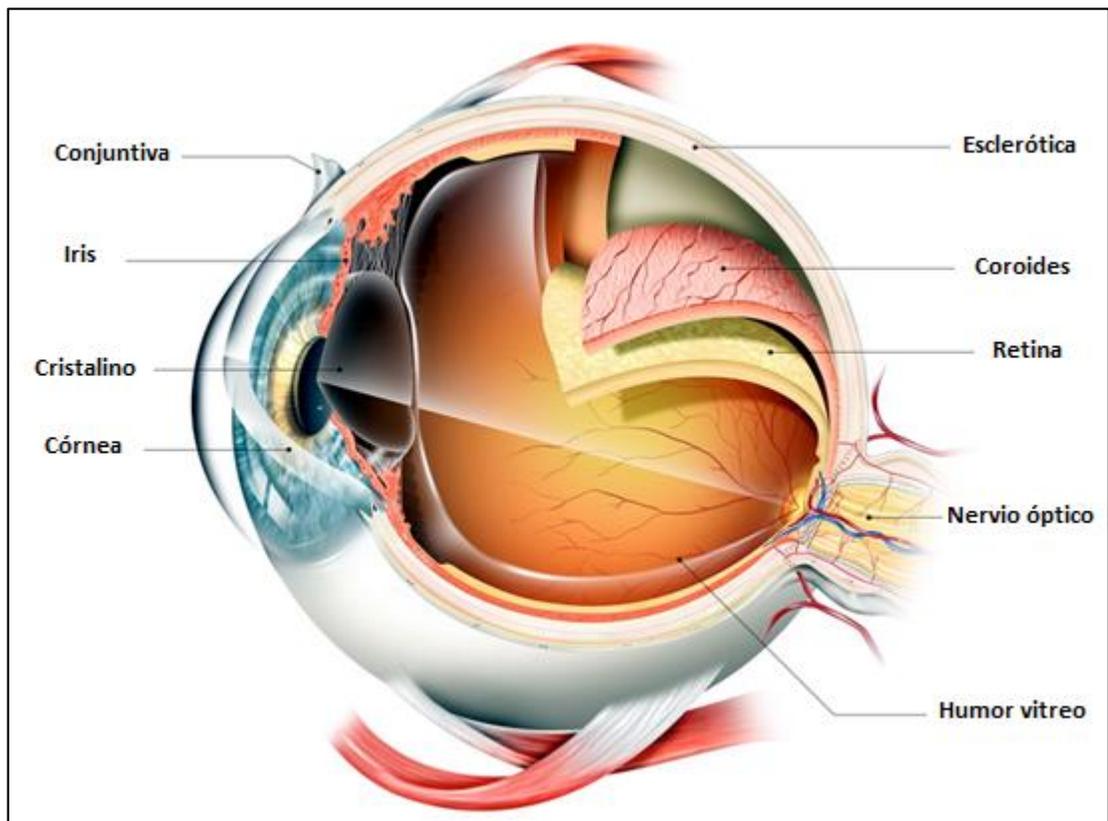
- Módulo de adquisición analógica de acople con el paciente, encargado de adquirir las bioseñales.
- Módulo de control basado en micro controlador para procesamiento e interpretación de las señales.
- Módulo de comunicación inalámbrica basado en estándar Zigbee.
- Módulo de actuadores

#### **1.2 El Ojo Humano**

Es el órgano que permite la visión en los seres humanos, este puede percibir pequeñas variaciones de distancia, forma, color y luminosidad, los ojos se encargan de percibir y traducir las ondas electromagnéticas de la luz en impulsos nerviosos que se transmiten al cerebro, y es ahí donde se efectúa realmente el proceso de la visión. Tal es la importancia de este sentido que aproximadamente la mitad de la corteza cerebral está dedicada al análisis de la visión.

### 1.2.1 Fisiología

El estudio presente no tiene como fin explicar la fisiología del ojo a detalle, dado que no es pertinente detallar cada parte, entre los segmentos que destacan están la córnea, cuya función es la de permitir el ingreso de la luz en el ojo, es una membrana cubierta por múltiples capas de protección. En segundo lugar la retina que es una capa compuesta por terminales nerviosas cuya función es procesar y transmitir la información visual al cerebro, tal como se observa en la figura 1.1.



*Figura 1.1 Fisiología del Ojo Humano*

- El Iris
- La Pupila
- Conjuntiva
- Coroides
- Esclerótica
- La Cornea
- El Lente Cristalino
- La Retina
- Músculos extra-oculares

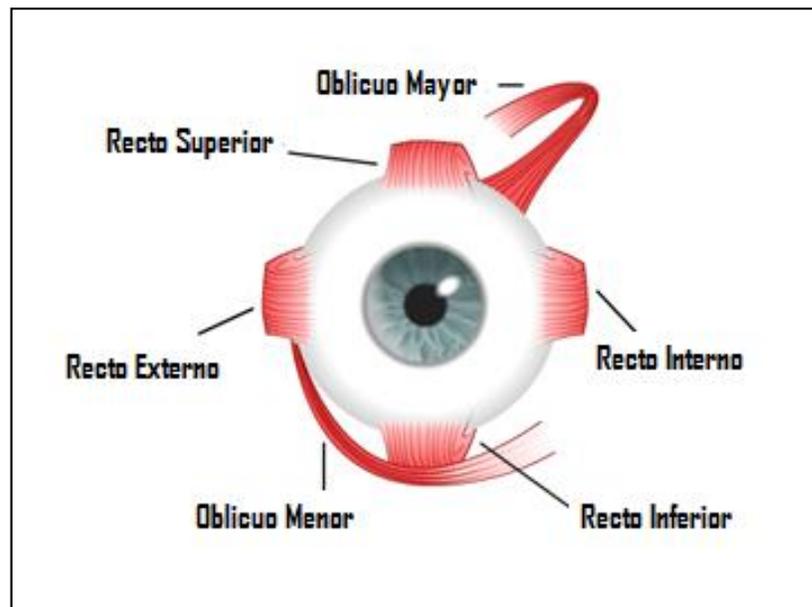
### **1.2.2 Funcionamiento**

El funcionamiento del ojo es similar al de una cámara fotográfica, la lente del cristalino proyecta en la retina una imagen invertida de los objetos que enfoca y la retina se comporta como una película sensible a la luz. El enfoque del ojo se lleva a cabo gracias a que la lente del cristalino modifica su forma aplanándose o redondeándose, este proceso es llamado “acomodación”.

En un ojo sano no se hace necesaria la acomodación para ver objetos distantes, ya que estos se enfocan en la retina cuando la lente esta aplanada gracias al ligamento suspensorio, la lente se redondea de manera progresiva. Con la edad de la persona las lentes se van endureciendo paulatinamente y con ello la visión cercana disminuye, en los últimos años de vida la mayoría de seres humanos pierden la capacidad de acomodar sus ojos a visiones cortas. Asimismo todas las enfermedades ligadas a la visión están originadas por diferencias de tamaño relativo en las estructuras de los ojos.

### 1.2.3 Músculos del ojo

Los movimientos del globo ocular hacia la derecha, izquierda, arriba y abajo se llevan a cabo por los seis músculos extra-oculares (Figura 1.2) y son muy precisos. Se ha estimado que los ojos pueden moverse para enfocar en cien mil puntos distintos del campo visual. Los músculos de los dos ojos funcionan de forma simultánea, estos se contraen y relajan en coordinación con los del ojo opuesto.



*Figura 1.2 Músculos Extra oculares.*

#### 1.2.3.1 Músculos rectos del ojo

Son cuatro músculos que nacen en el fondo de la cavidad orbitaria, estos son: superior, inferior, externo e interno. Los cuatro están conectados directamente al globo ocular insertándose en él desde atrás y hasta adelante, por lo que al contraerse desplazan al mismo en la dirección que indica su nombre.

### **1.2.3.2 Músculos Oblicuos del ojo**

El oblicuo mayor se extiende desde el vértice de la órbita hasta la parte posterior externa del globo ocular, el oblicuo menor a diferencia de todos los músculos no se desprende del fin de la órbita, sino de la parte interna de esta cavidad. Estos músculos al contrario de los rectos, alcanzan el globo ocular de delante hacia atrás, desplazándolo al contraerse en sentido contrario a su nombre.

### **1.2.4 Movimientos Oculares**

Como todo sistema complejo, el globo ocular tiene una participación primordial en la vida cotidiana del ser humano y es un órgano de entre los más delicados y precisos, de entre muchos tipos de movimientos destacan los más importantes y que resultan pertinentes en el presente proyecto.

#### **1.2.4.1 Movimientos compensatorios**

En este tipo de movimientos participan coordinadamente ambos ojos y actúan a manera de reflejos, cuando existe un movimiento de la cabeza o cuerpo funcionan como mecanismo de fijación sobre el campo visual que se está enfocando. Cabe destacar principalmente la funcionalidad del Reflejo Vestíbulo Ocular (VOR), este responde muy rápidamente, en el orden de los 16ms y está encargado de provocar la señal adecuada para en caso de existir un desplazamiento de la cabeza, el globo ocular realice el giro adecuado para mantener la fijación en el rango de lo posible.

#### **1.2.4.2 Movimientos Sacádicos y fijaciones**

Los sacádicos son uno de los movimientos más comunes del ojo humano, estos se realizan de manera voluntaria y son los que permiten dirigir la mirada y visualizar las diversas zonas de una escena, su naturaleza es la de disponer la imagen visual en la fóvea, esta es la región de la retina con mayor agudeza visual. Sin ser consciente de ello, un humano realiza alrededor de 230.000 sacádicos al día. La fijación es un proceso complejo en el cual se determina que zonas del estímulo visual se atienden, así mismo se encarga de integrar la información presente y posterior, durante el tiempo de fijación no solo se atiende a la zona que contiene la imagen hacia la fóvea, sino también su periferia, por tanto esa información es pre-procesada.

#### **1.2.4.3 Movimientos de seguimiento**

Son movimientos involuntarios que se ocasionan de manera coordinada en ambos ojos con la finalidad de seguir estímulos visuales que se manifiesten lentamente, su función es la de estabilizar una imagen en movimiento sobre la retina. Estos determinan por qué el humano tiene la capacidad de seguir un objetivo permanente mientras este sobre su campo visual.

### **1.3 Electro Oculografía**

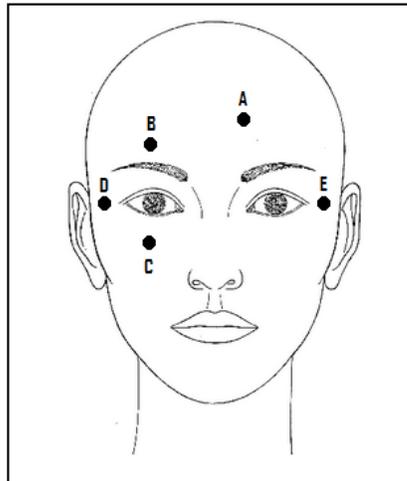
En la actualidad es muy útil la posibilidad de captar bioseñales y convertirlas en señales eléctricas, sobre todo en lo que concierne al diagnóstico médico, en base al conocimiento de la fisiología de los órganos que componen el cuerpo humano se puede obtener un análisis de las variables eléctricas que se producen durante su funcionamiento. Dentro de este campo de análisis se encuentra la electro oculografía (EOG), esta tiene la finalidad de detectar la diferencia de potencial que existe alrededor del globo ocular cuando realiza sus movimientos.

Los electro oculogramas (EOG) han servido en gran parte como herramienta para diagnosticar enfermedades relacionadas con los ojos y para determinar la dirección del movimiento del mismo, y se ha derivado en otras aplicaciones, tal como en la presente investigación, que consta en operar distintas herramientas a través del movimiento ocular.

### **1.3.1 Registro de Señales**

El registro de movimientos oculares sacádicos está basado en la diferencia de potencial existente entre la córnea y retina, esta diferencia está producida debido a una hiper polarización y despolarización de las células nerviosas de la retina, con lo cual se considera un dipolo compuesto por la córnea como extremo positivo y la retina como extremo negativo, al existir movimientos giratorios del globo ocular se provocan cambios en la dirección del vector del dipolo y por tanto la diferencia de potencial varia en razón del ángulo al cual dicho vector se encuentre, en referencia a su posición inicial.

Se obtiene el registro de movimientos del globo ocular por separado: Un par de electrodos van ubicados cada uno en la sien de ambos extremos del rostro para obtener la señal de movimiento horizontal (E-D), otro par se ubica en la parte superior e inferior de cualquiera de los ojos para obtener la señal del movimiento vertical (C-B), un último bioelectrodo de referencia se coloca en la región central de la frente orientado del lado contrario al ojo con el par mencionado anteriormente (A), resulta un total de 5 bioelectrodos (Figura 1.3). La variación de estas señales es del orden de los 20  $\mu$ V por cada grado de desviación del globo ocular.



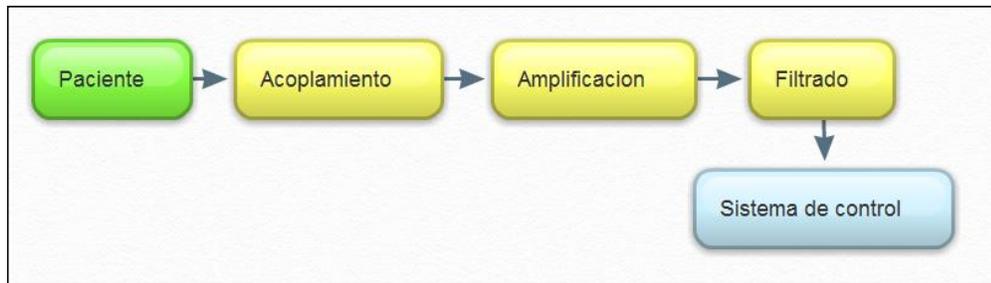
*Figura 1.3 Ubicación de electrodos*

Los electrodos son elementos que actúan como interface entre los aparatos médicos y el paciente, tienen la función de transferir las corrientes iónicas del cuerpo humano a corriente eléctrica, por lo general se utiliza un gel electrolítico en el espacio entre la piel y el bioelectrodo para mejor conducción.

### **1.3.2 Procesamiento de Señales**

El procesamiento de la señal EOG tiene la dificultad de verse afectada por ciertas causas que influyen en sus valores, como la ubicación de los bioelectrodos, calidad de contacto piel/electrodo, condiciones de luz ambiental, parpadeos, entre otros, al tratarse de señales con una tensión muy baja (micro voltios), es necesario un filtrado de señal y un sistema de amplificación con elevada ganancia.

La finalidad del sistema de procesamiento de señal es la de convertir el movimiento vertical y horizontal de los ojos en variables eléctricas con valores máximos y mínimos definidos que faciliten su interpretación en el área de control. En la figura 1.4 se puede apreciar el bosquejo básico.



*Figura 1.4 Diagrama de procesamiento de la señal*

### **1.4 Micro controlador**

Consiste en un circuito integrado con la capacidad de ser programado, por tanto su funcionamiento está determinado por el contenido grabado en su memoria, están compuestos por un CPU, una memoria de programa, una memoria de datos, periféricos internos y puertos de entrada/salida (Figura 1.5). Los micro controladores son lo mismo que un computador común, tiene funciones completas y especializadas, la diferencia es que se utilizan en sistemas donde computadores normales no son adecuados.

Representan una gran ventaja gracias a sus características y flexibilidad, actualmente son utilizados como cerebro de una amplia gama de sistemas de control de maquinaria industrial, automatización, robótica, equipos médicos, automóviles, electrodomésticos, entre otros. También están diseñados para reducir el costo económico y el consumo de energía en los sistemas donde estén aplicados.

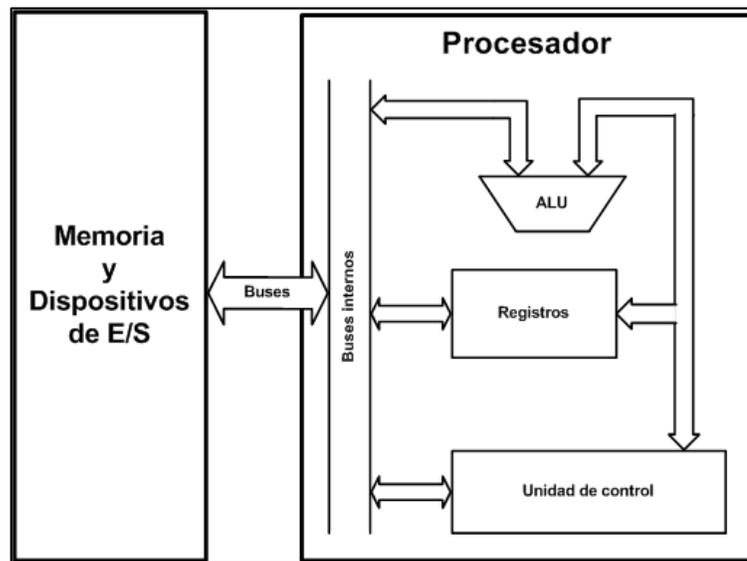


Figura 1.5 Micro controlador Fuente: <http://pilarbautista.blogspot.com/>. [Consulta: 7 de Febrero de 2012].

### 1.4.1 Características generales

**Procesador o CPU:** Constituye la base de cualquier micro controlador, dependiendo de sus parámetros resultara un distinto poder de cómputo y velocidad de ejecución. Sus componentes básicos son:

- **Registro:** Es un pequeño espacio de memoria, del cual se obtienen los datos para las distintas operaciones que realizan los otros circuitos del procesador, su función es la de guardar resultados de instrucciones ejecutadas y de cargar o almacenar los datos de la memoria externa. En base al número de bits que tenga un registro se fija su velocidad de procesamiento.
- **Unidad de Control:** Como su nombre lo dice, esta unidad está encargada de controlar todas las funciones del conjunto, aquí se maneja toda la lógica de interpretación y ejecución de instrucciones, se controla el tráfico de datos en los registros, la unidad aritmético-lógica y buses.
- **Unidad Aritmético-lógica:** Conocida como ALU, esta unidad trabaja de manera independiente realizando todas las sumas, restas y operaciones lógicas Booleanas, de su potencia dependerá el tiempo de respuesta del procesador.

**Buses:** Sirven como medio de comunicación para el intercambio de información entre los componentes mencionados anteriormente.

**Memoria de programa:** Se subdivide en Memoria ROM (Read-Only Memory), EPROM (Electrically Programable ROM), EEPROM (Electrically Erasable/Programable ROM) que almacenan el código del programa.

**Memoria de datos:** Está compuesta por una memoria RAM (Random Access Memory) la cual sirve para almacenar información temporal que el procesador utilizara para realizar cálculos y operaciones lógicas.

**Periféricos:** Estos son algunos de los periféricos que con mayor frecuencia se encuentran en un micro controlador.

- **Generador de reloj:** Por lo general es un cristal de cuarzo de frecuencias que genera una oscilación entre los 1 y 40MHz.
- **Convertor Analógico-Digital:** Convierte un nivel de voltaje en un valor digital, de manera que pueda ser interpretado por el programa del micro controlador.
- **Modulador por Ancho de Pulso:** Sirve para generar ondas cuadradas con una frecuencia fija y un ancho de pulso variable.

**Interfaces de entrada/salida:** Los Puertos de entrada y salida permiten leer datos del exterior o escribir desde el interior del micro controlador, con muchas clases de interfaz como son: Puertos paralelos, seriales (UARTs, Universal Asynchronous Receiver/Transmitter), I2C (Inter-Integrated Circuit), Interfaces de Periféricos Seriales (SPIs, Serial Peripheral Interfaces), Red de Area de Controladores (CAN, Controller Area Network), USB (Universal Serial Bus).

### 1.4.2 DSPIC

La mayoría de aplicaciones actuales requieren dispositivos que soporten procesamiento de señales digital y además las funciones propias de un micro controlador, a continuación se revisan algunos términos necesarios para la comprensión del DSPIC.

**Procesador de Señal Digital (DSP):** Es un circuito integrado con capacidad de procesamiento de datos en tiempo real, es muy rápido y eficaz al realizar operaciones, contiene un procesador digital y una variedad de recursos dedicados a manejar digitalmente señales analógicas, como el sonido o imagen.

**Controlador de Interfaz Periférico (PIC):** Se refiere a una familia de micro controladores fabricados por la empresa Microchip. De diversas características dependiendo el modelo y generación.

Un DSPIC es un dispositivo que combina las funciones de un micro controlador PIC con las de un procesador de señal digital, cuya programación y funciones es similar a un micro controlador estándar, con la gran diferencia de que tiene las principales ventajas de un DSP de gama baja. Están destinados a cumplir un gran papel dentro de aplicaciones en áreas de comunicaciones, sensores, procesamiento de imágenes y sonido, control, bioelectrónica, sistemas multimedia, internet y todo lo que conlleve procesamiento digital de señales que requiera cálculos matemáticos complejos y rápidos superiores a los que puede entregar un PIC.

Un DSPIC está dotado de recursos físicos y lógicos aptos para aplicaciones de procesamiento de señal digital, cuentan con un conversor analógico-digital veloz y preciso, por sus características especiales, están diseñados para controlarse con lenguajes de programación de alto nivel.

## 1.5 Zigbee

Esta tecnología maneja una serie de protocolos de alto nivel de comunicación inalámbrica. Su finalidad es integrar sistemas de redes que requieren baja tasa de transmisión de datos y una larga vida útil de batería con buena fidelidad y seguridad. Zigbee funciona bajo el estándar de comunicación IEEE 802.15.4, cuyas características generales son:

Frecuencia	Banda	Cobertura	Nro. De canales	Sensibilidad Rx(dmb)	Modulación
2.4 GHz	ISM	Mundial	16	-85	O-QPSK
868 MHz		Europea	1	-92	BPSK
915MHz	ISM	América	10	-92	BPSK

*Tabla 1.1 Estándar de comunicación IEEE 802.15.4*

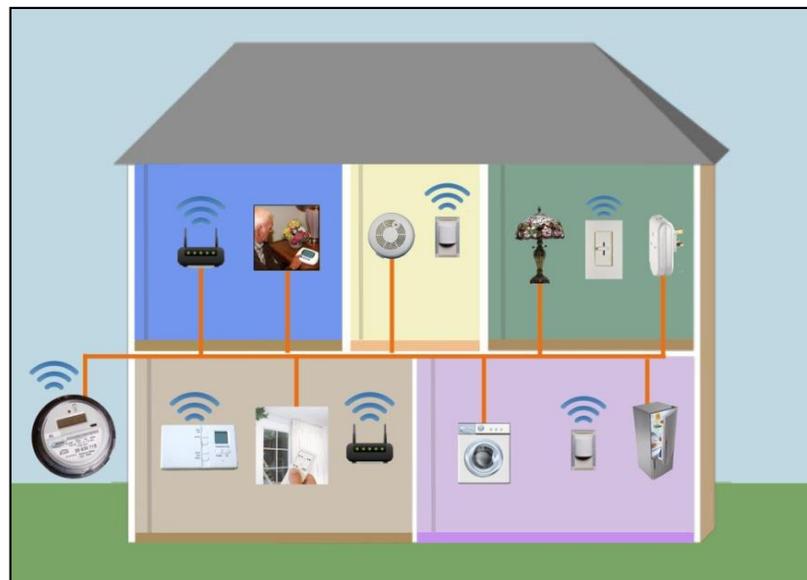
Una red Zigbee está conformada básicamente por 3 tipos de elementos:

**Coordinador (Zigbee Coordinator):** Esta encargado de establecer el canal de comunicaciones y el identificador para todos los elementos que componen la red.

**Router (Zigbee Router):** Es el enlace que crea y mantiene la información de la red, se encarga de determinar la ruta que tomara un paquete de datos. Retransmite información de otros routers y dispositivos finales.

**Dispositivo final (Zigbee End Device):** Este dispositivo se conecta directa y únicamente con el router al que está ligado, por tanto no tendrá comunicación con ningún otro dispositivo final, permitiéndole mantenerse sin actividad durante la mayor parte del tiempo, con lo cual la duración de la batería aumenta.

Cabe mencionar que estas redes han sido diseñadas para conservar la potencia en los dispositivos finales, se basa en que durante casi todo el tiempo un dispositivo final “esclavo” está en modo de ahorro de energía y solo se enciende por un instante para confirmar que está activo y listo para operar dentro de la red de dispositivos de la que forma parte. Actualmente la tecnología Zigbee se puede utilizar en cualquier aplicación de supervisión y control que requiera enlaces inalámbricos, tanto en Inmótica, Domótica, Cuidado y monitoreo de pacientes enfermos, telecomunicaciones, control industrial, entre otros. En la figura 1.6 se puede apreciar una configuración estándar.

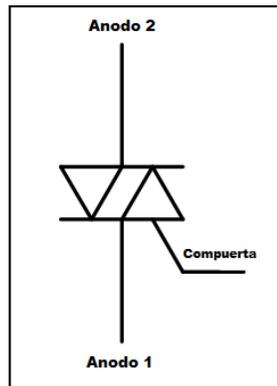


*Figura 1.6 Sistema Zigbee Fuente: <http://www.yitran.com/index.aspx?id=3354> [Consulta: 13 de Enero de 2012].*

## 1.6 Actuadores

Son todos aquellos elementos que efectúan una acción final de control dentro de cualquier proceso, de su calidad depende la eficacia del sistema, existen diversos tipos como son hidráulicos, neumáticos, eléctricos, etc. En este proyecto se utilizan actuadores electrónicos de potencia gobernados por los puertos de salida de un micro controlador. Para la reproducción de mensajes auditivos se utiliza una bocina, que de la misma manera esta manejada por el micro controlador.

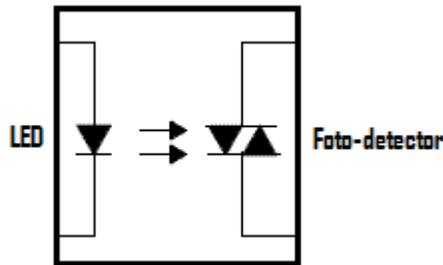
**TRIAC:** Es un dispositivo electrónico utilizado para control de potencia, funciona como un interruptor que se enciende y apaga rápidamente cuando recibe una señal por parte de una compuerta (Figura 1.7), solo funciona en corriente alterna y por ello una parte de la onda es positiva y otra negativa.



*Figura 1.7 TRIAC*

Por Ejemplo, se utiliza una salida de un PIC de 5V DC para arrancar un motor de 220V AC, ambos sistemas tienen grandes diferencias en proporción y naturaleza de señal, por tanto se conecta la salida del PIC a compuerta del TRIAC y se conecta el ánodo 1 y 2 directo al motor, todo se convierte en un sistema de encendido y apagado gobernado por una señal digital mínima.

**OptoTRIAC:** Es un dispositivo de aislamiento eléctrico entre una circuitería de baja tensión hacia una de potencia, combina un LED con un TRIAC foto-detector cuya función es la de activar la compuerta cuando detecta incidencia de luz, permitiendo un acople unidireccional, funciona de la misma manera que un relé, pero a voltajes muy pequeños (Figura 1.8).



*Figura 1.8 OptoTRIAC*

**Bocina:** Es un transductor que convierte una señal eléctrica en sonido audible, dentro del proyecto se utiliza para la reproducción de palabras pre-programadas.

### 1.6.1 Herramientas de desarrollo

Para la puesta en funcionamiento del proyecto, desde su diseño hasta su implementación, hay que apoyarse en diversas herramientas especializadas que permitan el desarrollo de cada etapa, en el presente caso estas se hacen necesarias tanto en hardware, o sea equipos eléctricos o electrónicos con circuitería propia para pruebas y reglajes, así como en software, programas de computador con la funcionalidad de diseñar y simular eventualidades del proyecto.

#### 1.6.1.1 Herramientas de Hardware

**Computador:** Necesario para el sustento lógico de todo el software aplicado y su comunicación al hardware a través de sus diversos puertos.

**Programador:** En el presente proyecto se utiliza el PicKit 3, un programador especializado fabricado por la empresa Microchip que permite la grabación y depuración de un PIC o un DSPIC, sus principales ventajas es la rápida velocidad de transmisión por USB y la ejecución en tiempo real.

**Osciloscopio:** Es un instrumento de medición cuya finalidad es representar gráficamente una señal eléctrica variante en el tiempo. En su pantalla muestra una señal en forma de coordenadas.

**Multímetro:** Es un elemento con la función de medir magnitudes eléctricas como la intensidad de corriente o la diferencia de potencial tanto en AC como en DC, también sirve para obtener valores de resistencia de conductores o capacidad de condensadores.

### **1.6.1.2 Herramientas de software**

**Althium Designer:** Es un paquete de diversos programas especializados en el diseño de placas de circuito impreso, dispositivos FPGA y de software embebido.

**MPLAB:** Se trata de un programa IDE (Entorno de desarrollo integrado), lo cual significa que está formado por varias herramientas de programación, este incluye todo lo necesario para la realización de un proyecto, incluso su editor de texto tiene un simulador para ejecutar paso a paso cualquier porción del código y poder revisar el estado de los registros en cada momento.

**X-CTU:** Es un software que facilita el trabajo con módulos XBee para la comunicación inalámbrica (Tecnología Zigbee), consiste en una simple y casi intuitiva consola de configuración de los registros del módulo. Se programa a través de puerto serial.

## **CAPITULO II**

### **DISEÑO Y CONSTRUCCION DEL HARDWARE ANALÓGICO DE INTERFAZ CON EL SER HUMANO**

Ciertas células del cuerpo humano tienen la capacidad de producir potenciales bioeléctricos, esto como resultado de la actividad electroquímica de sus membranas, sean nerviosas, musculares o glandulares, dado que cada tipo de célula presenta una actividad eléctrica distinta, la medida de estas señales puede brindar información sobre su funcionamiento. Una señal es un medio de transmisión de datos, cuya adquisición permite obtener información sobre la fuente que la género, en caso del cuerpo humano, las señales difieren dependiendo del sistema orgánico del que provengan, sin embargo los valores de la misma medida pueden diferir muchísimo en cada individuo, sin importar estados de salud o condiciones de medición.

Como resultado del movimiento de los globos oculares dentro del entorno conductor del cráneo se generan potenciales eléctricos, que varían en proporción al movimiento de los ojos, el presente capítulo contiene la información y los datos sobre el diseño y construcción del módulo de adquisición de las señales oculares, el intérprete paciente-equipo cuya finalidad es purificar y amplificar los bajos niveles de potencia que presenta dicha señal en el cuerpo humano, hacia un nivel procesable en un sistema de control. En la figura 2.1 se esquematiza la presente etapa.

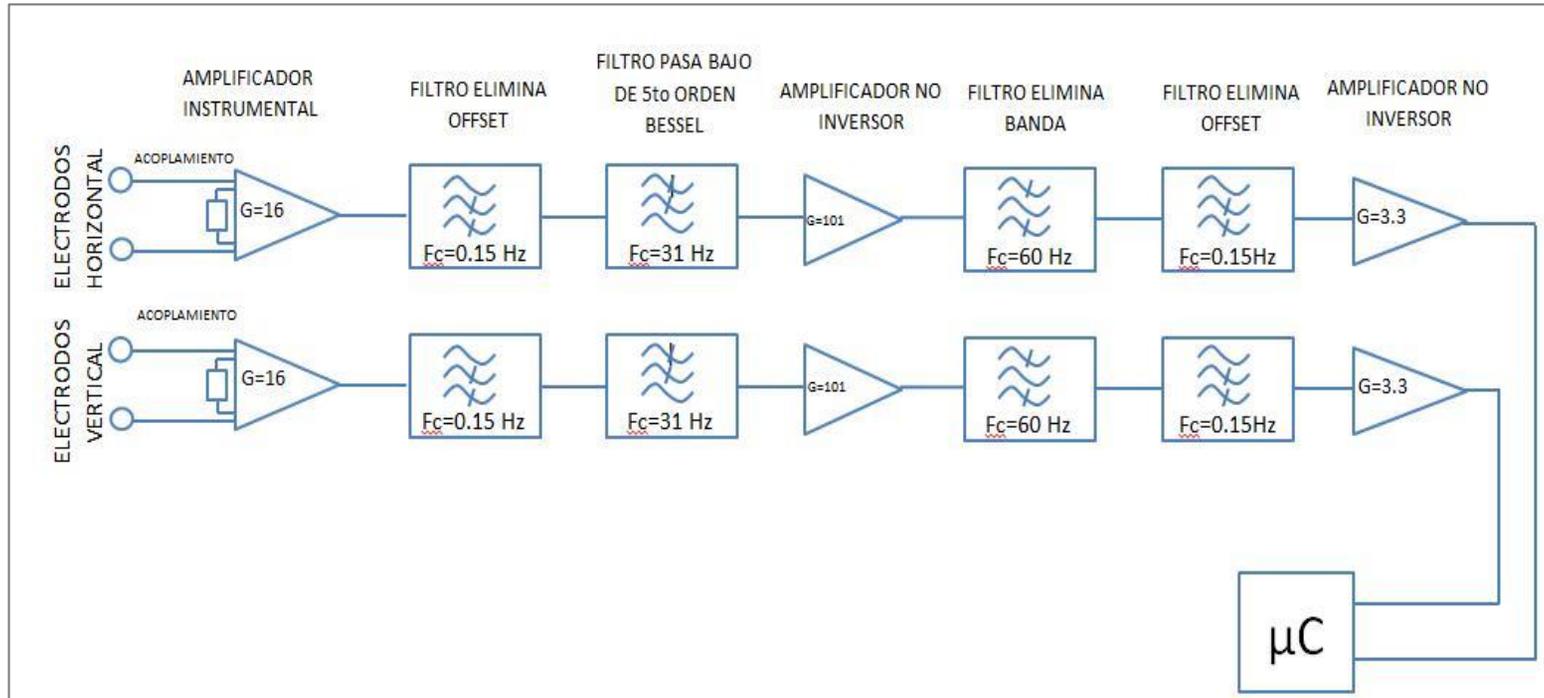


Figura 2.1 Diagrama general

## 2.1 Acoplamiento

La primera etapa del sistema consiste en obtener la señal bioeléctrica desde el cráneo del paciente a través de electrodos, donde su captación presenta algunas dificultades, principalmente por sus valores de amplitud y frecuencia, los cuales son muy pequeños y se encuentran distorsionados por el ruido, que en ocasiones puede superar al valor de la propia señal, las principales causas del mismo provienen de:

**Fuentes capacitivas:** Existe un acoplamiento capacitivo entre el cuerpo humano y los conductores de la red eléctrica. Este valor es variable dependiendo de la existencia o no de instalaciones eléctricas en el lugar.

**Fuentes Inductivas:** Debido a una posible mala ubicación de los conductores hacia el instrumento de medición, deben mantenerse entorchados en todo el camino desde el paciente hasta el equipo.

**Interfaz electrodo- electrolito –piel:** Cuando un electrodo está en contacto con la piel a través de un gel electrolítico se produce una distribución de cargas en la interfaz electrodo-electrolito, que da lugar a la aparición del “potencial de media celda”, el cual tendrá variaciones transitorias en caso de que exista movimiento del electrodo respecto al electrolito..

**Otros potenciales bioeléctricos:** Representan una fuente de ruido inevitable, están dados por la actividad de otros potenciales bioeléctricos del organismo, acciones musculares como masticar, pestañear o fruncir el ceño pueden provocar interferencia con la señal requerida del EOG.

**Otros sistemas fisiológicos:** En menor intensidad que el punto anterior, se puede considerar la incidencia de sistemas fisiológicos importantes como el respiratorio o el cardiovascular.

**Cargas Electrostáticas:** Se llama así a la interferencia causada por la circulación de cargas electrostáticas almacenadas en el cuerpo humano a través de los electrodos, estas cargas tienen diversos orígenes y se almacenan en la capacidad creada entre la superficie corporal y la tierra.

**Interferencias internas del equipo:** Son provocadas por el transformador de la fuente de alimentación y por los componentes electrónicos del equipo.

Es necesario realizar un sistema que minimice al máximo el ruido y la interferencia, esto se logra siguiendo buenas prácticas de colocación y fijación de electrodos, optimización de amplificadores, sistemas de filtrado eficientes, buenas prácticas de medición, todo esto se sustenta a lo largo del proyecto basándose tanto en teoría como pruebas funcionales.

### **2.1.1 Electroodos**

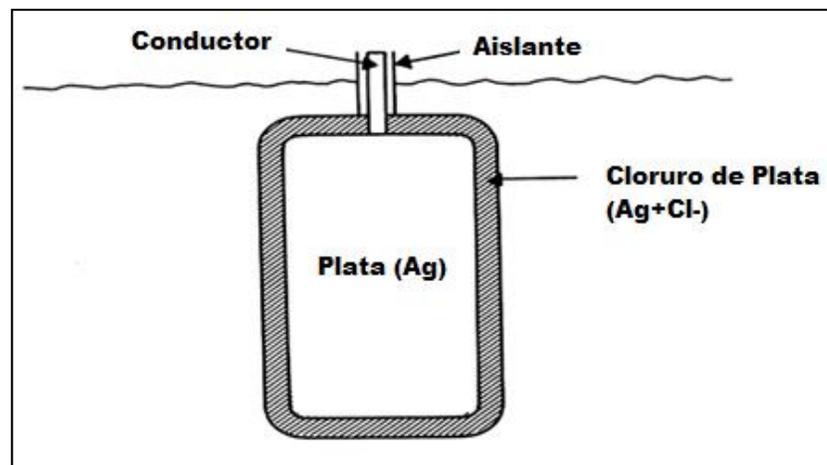
Los tejidos vivos son conductores iónicos, por tanto no se puede obtener un biopotencial simplemente acercando los conductores, los elementos especializados para una conversión iónica-electrónica se llaman electrodos y están diseñados para obtener señales de interés selectivamente, por lo general en el registro de señales EOG se utilizan electrodos de cloruro de plata montado sobre una cubierta plástica para aislarlo de la piel y se utiliza un gel electrolito para reducir las bacterias, el moho y la impedancia.

Hay que tomar en consideración que los electrodos se prestan a provocar un “offset”, esto significa que la señal real varía en su posición por efectos de ruido y tiempo de recuperación del electrodo, por tanto debe ser fabricado de un buen material conductor de corriente con la finalidad de que los potenciales recogidos lleguen con el mínimo de atenuación y deformación posibles al sistema de medida.

### 2.1.1.1 Electrodo de Cloruro de Plata

Son electrodos de contacto directo compuestos principalmente por un disco de un metal muy conductor como es la plata (Ag) recubierto por una capa de cloruro de plata ( $\text{Ag}+\text{Cl}^-$ ), conectado a la piel por un gel electrolítico, permiten una buena conductividad y potencial de unión sin causar irritaciones de piel, este se conecta al equipo a través de un acople y cable de un material conductor (Figura 2.2).

La conducta de este elemento está dado por 2 reacciones químicas: La primera es la oxidación de los átomos de plata en la superficie para crear el compuesto  $\text{Ag}^+$  y la segunda la combinación de iones negativos de cloro con los positivos de la plata para formar el compuesto  $\text{Ag}+\text{Cl}^-$ . Estas partículas se sintetizan entre sí para formar la estructura metálica del electrodo, que junto al electrolito producen el paso de corriente hacia el conductor. Los materiales que forman los electrodos son químicamente inertes, por ello es difícil que se oxiden o disuelvan.



*Figura 2.2 Corte lateral del Electrodo.*

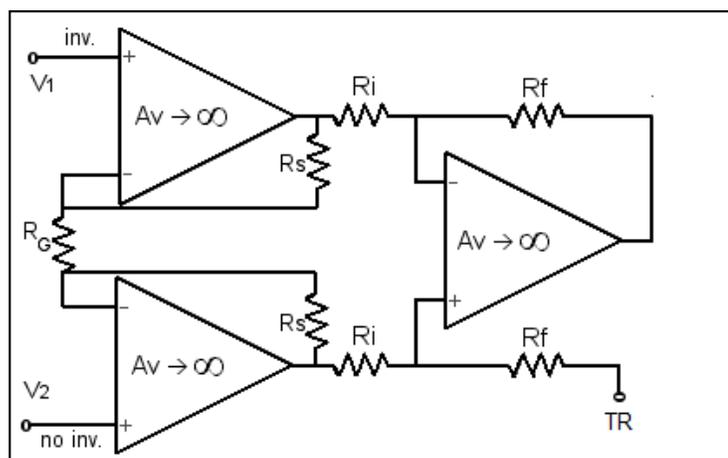
## 2.2 Amplificación

Los biopotenciales tienen una baja amplitud a una frecuencia también muy baja, así mismo como se describió anteriormente, estos están sometidos a numerosas fuentes de interferencia, así que debe tomarse en cuenta que para procesar estas señales la amplificación, eliminación del ruido y estabilidad ante cambios de voltaje y temperatura, son fundamentales.

En caso de la señales EOG, al distinguirse especialmente por su baja frecuencia y amplitud necesitan un amplificador con una alta ganancia, que sea susceptible a los cambios en la señal de unión piel-electrodo, tener buena respuesta en corriente continua, la capacidad de trabajar con potenciales pequeños y otorgar un mínimo voltaje de offset en el barrido de la señal de salida.

### 2.2.1 Amplificador instrumental

El amplificador instrumental más adecuado para el proyecto es el AD620 (Figura 2.3), tiene un amplio uso en el área de electrónica médica por su extenso rango de ganancia variable, bajo consumo de corriente, excelente desempeño en corriente continua y por una buena relación de rechazo en modo común, esta última característica se revisa a detalle en un apartado posterior.



*Figura 2.3 Amplificador Instrumental.*

V1 y V2 son ingresos para los electrodos de acoplamiento tanto en movimiento vertical y horizontal, RG es la resistencia para variación de la ganancia, que se especifica más adelante y TR es la conexión para el quinto electrodo ubicado en la frente, llamado terminal de referencia, este define la tensión de salida, cuando la carga no comparte una tierra precisa con el resto del sistema es muy útil ya que hace referencia a un potencial nulo, con lo cual proporciona un medio directo para el preciso barrido de señal en la salida, esto disminuye en parte el ruido por componentes electrónicos y por fuentes eléctricas externas, mas no el producido por el tejido vivo.

### 2.2.1.1 Ganancia amplificador instrumental AD620

Es el factor por el cual se multiplica la señal de ingreso para obtener la salida, este es susceptible a los cambios de potencial, por tanto la ganancia siempre va a ser lineal al voltaje del momento, en el proyecto se presenta una entrada que fluctúa dentro del rango de los 100µV, en base a las necesidades de procesamiento del diseño, la ganancia adecuada en esta fase es de aproximadamente 100, con ello la salida oscila en el rango de los 100mV.

Una de las ventajas del AD620, es que la selección de la ganancia radica en la variación de una sola resistencia (RG), una vez con ello es necesario el conocimiento de una formula simple de cálculo que viene establecida de fábrica, vale aclarar que para G=1 el valor de RG se interpreta como infinito, o sea sus extremos desconectados.

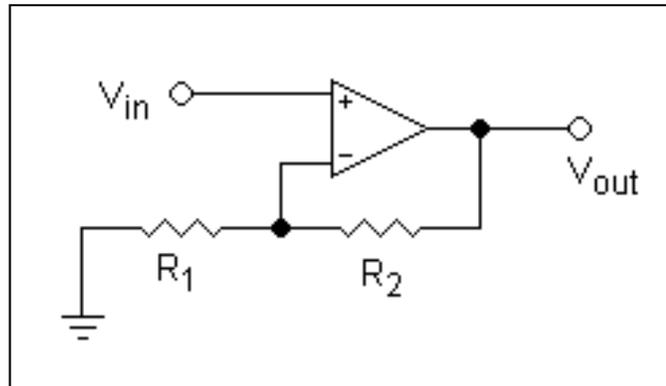
Para cualquiera ganancia arbitraria se considera:

$$RG = \frac{49.4K\Omega}{G - 1}$$

**Ecuación 2.1** Ganancia del amplificador instrumental AD620

### 2.2.2. Amplificador no inversor

Existen 2 etapas de amplificación en lo que se refiere al diseño de esta fase de acoplamiento y procesamiento, la función de este amplificador es la de entregar una forma de señal idéntica a la de ingreso, pero con una potencia mayor. Es un sistema elemental de la rama de la electrónica analógica, consta solamente de un amplificador operacional OP07CP (Figura 2.4), el cual se destaca por su bajo offset y un nivel de ruido bajo con alta precisión de amplificación, que para la mayoría de sus aplicaciones no requiere componentes externos para compensar o anular frecuencias, brinda una máxima flexibilidad y rendimiento en entornos de mucho ruido, sobre todo para aplicaciones no inversoras, tal como el presente proyecto.



*Figura 2.4 Amplificador No Inversor.*

#### 2.2.2.1 Ganancia amplificador no inversor

Es el valor de amplitud que existe entre el ingreso y la salida del amplificador, como ya se especificó antes, esta etapa del sistema tiene la finalidad de aumentar la potencia de la señal para poder ser procesada en los filtros y finalmente en la salida de la tarjeta de adquisición, la formula general es:

$$GA = 1 + \frac{R2}{R1}$$

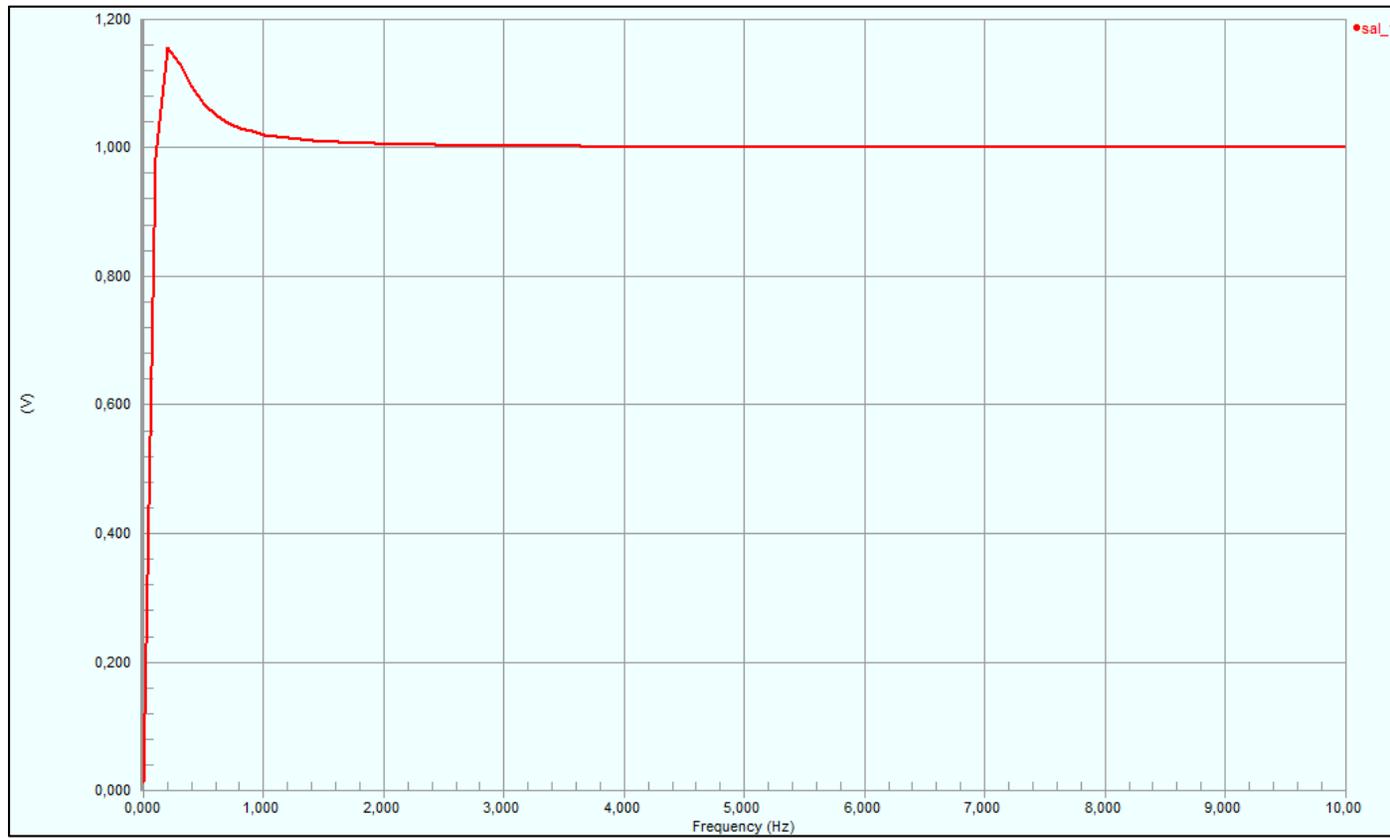
**Ecuación 2.2** Ganancia del amplificador no inversor

## **2.3 Filtros**

Después de describir las fases de amplificación se hace necesario especificar las etapas de filtrado de la placa de adquisición, los filtros tienen como función manipular y modificar el espectro de frecuencia de la señal de entrada para obtener en la salida la función que se quiera aplicar, es infaltable una corrección del ruido provocado por diversas fuentes, sobretodo antes de las etapas de amplificación ya que dicho amplificador puede saturarse, las interferencias más comunes en este tipo de sistemas son las provocadas por la unión electrodo-piel, la incidencia de la línea eléctrica de 60Hz sobre el cuerpo humano y las alteraciones en la señal de entrada por los mismos artefactos electrónicos de medición, básicamente un filtro se encarga de darnos como resultado solo los componentes deseados de una señal, este apartado especifica cada etapa de filtrado del sistema y sus características.

### **2.3.1 Filtrado de interferencia de elementos (Elimina OFFSET)**

Uno de los más importantes problemas de adquisición de la señal bioeléctrica es la restauración de la línea de base, en la interface electrodo-piel se produce un cambio de potencial significativo que en algunos casos pueden causar una saturación temporal del amplificador, lo cual quitaría linealidad y constancia a la señal, estas interferencias son producidas por varios factores, los más destacados viene dados por el movimiento del paciente o por la perturbación del electrodo. Por lo tanto, pueden ser reducidos mediante el filtrado de la señal, como alternativa se utiliza un filtro pasa alto, y para no distorsionar seriamente el biopotencial que se está midiendo se puede identificar la interferencia y eliminarla (Figura 2.5).



*Figura 2.5 Señal filtro elimina offset.*

Un filtro pasa alto tiene la función de atenuar una señal a valores de frecuencia bajos, tienen también la capacidad de provocar un adelantamiento en la fase y derivación de la señal. Este permite el paso a través de sí mismo a todas las frecuencias superiores a una frecuencia de corte determinada por una configuración establecida, todos los valores menores serán desechados. El filtro restaura la línea base, eso quiere decir que elimina la parte DC de la señal. Y además se encarga de eliminar manualmente la interferencia de la señal, en el caso de la aplicación del presente proyecto tenemos dos filtros, ambos para frecuencias de 0.15Hz.

### **2.3.2 Filtro Bessel**

Este es un filtro pasa bajo, o sea, que permite el paso de una señal hasta cierto valor de frecuencia y discrimina valores mayores, el Bessel representa el filtro electrónico de mayor uso en aplicaciones bioelectronicas y procesamiento de señales de audio, como se ha mencionado en apartados anteriores, estas necesitan una alta linealidad, en la presente etapa la característica que vuelve muy valioso a este circuito es su capacidad de optimización al momento de obtener una respuesta transitoria debido a un retardo constante en la banda de paso, en otras palabras, cuando una señal con alto contenido de armónicos es filtrada, como una onda cuadrada, estos armónicos pueden retrasarse con respecto a la frecuencia fundamental, la linealidad que maneja el filtro Bessel evita que el efecto de los armónicos sea ignorado.

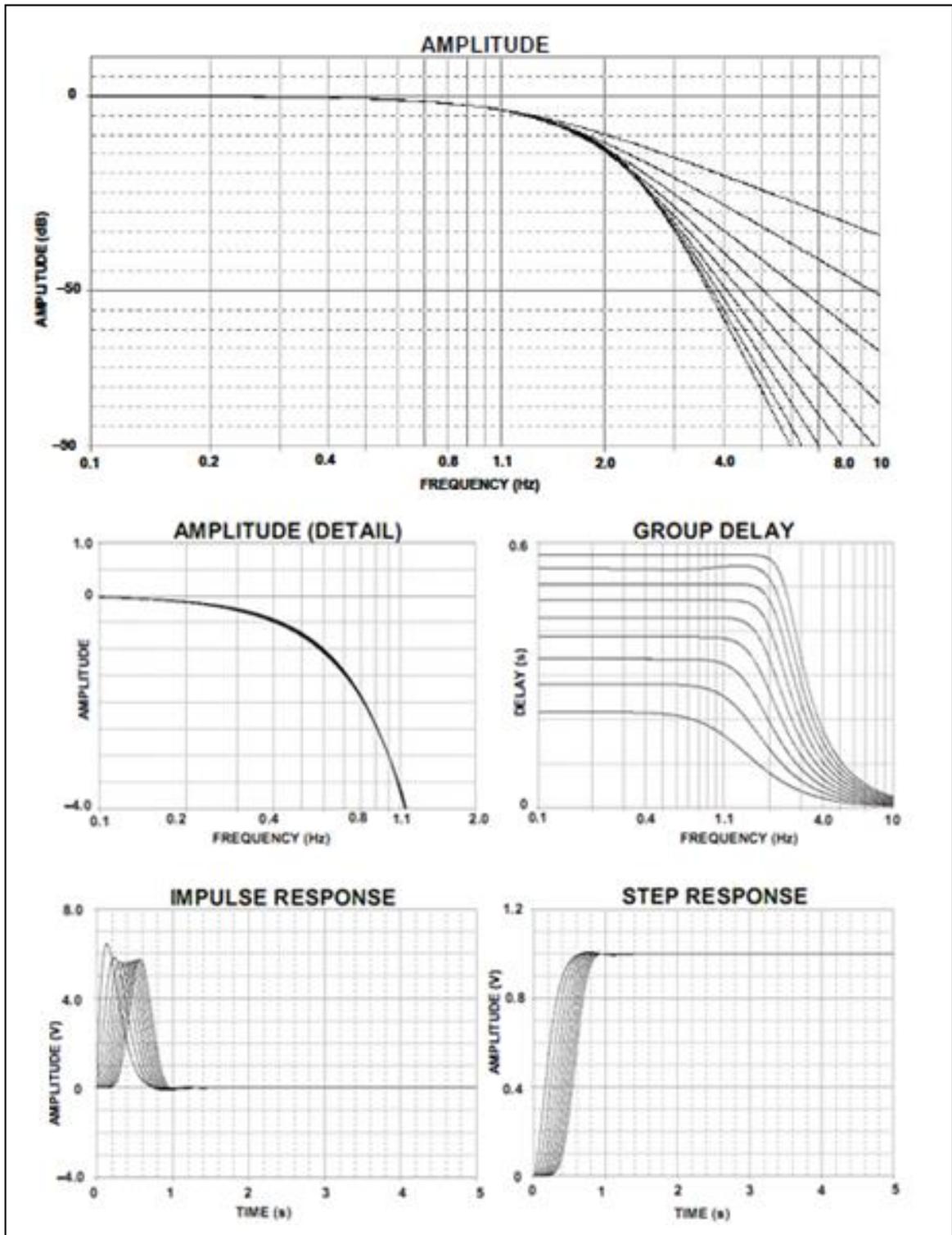


Figura 2.6 Señales respuesta del filtro Bessel. Fuente: Nitish V. Thakor. "Bipotentials and Electrophysiology Measurement."

Una señal cuadrada es una serie de infinita de armónicos impares, que juntos conforman la forma cuadrada, lo lógico es que para que la onda se transmita sin distorsión, todos estos hasta el infinito deben ser transmitidos, es trabajo de diseño decidir cuántos armónicos deben pasar y cuantos deben ser eliminados, justamente ahí radica la diferencia de orden del filtro Bessel, en el caso presente se trata de uno de quinto orden, su finalidad es la de obtener la mayor cantidad de fidelidad en la señal, este paso es muy importante en esta fase de pre-procesamiento ya que lo ideal es obtener una copia amplificada de la señal original obtenida del globo ocular, con un máximo nivel de atenuación de interferencia.

### **2.3.3 Filtrado de interferencias eléctricas ambientales**

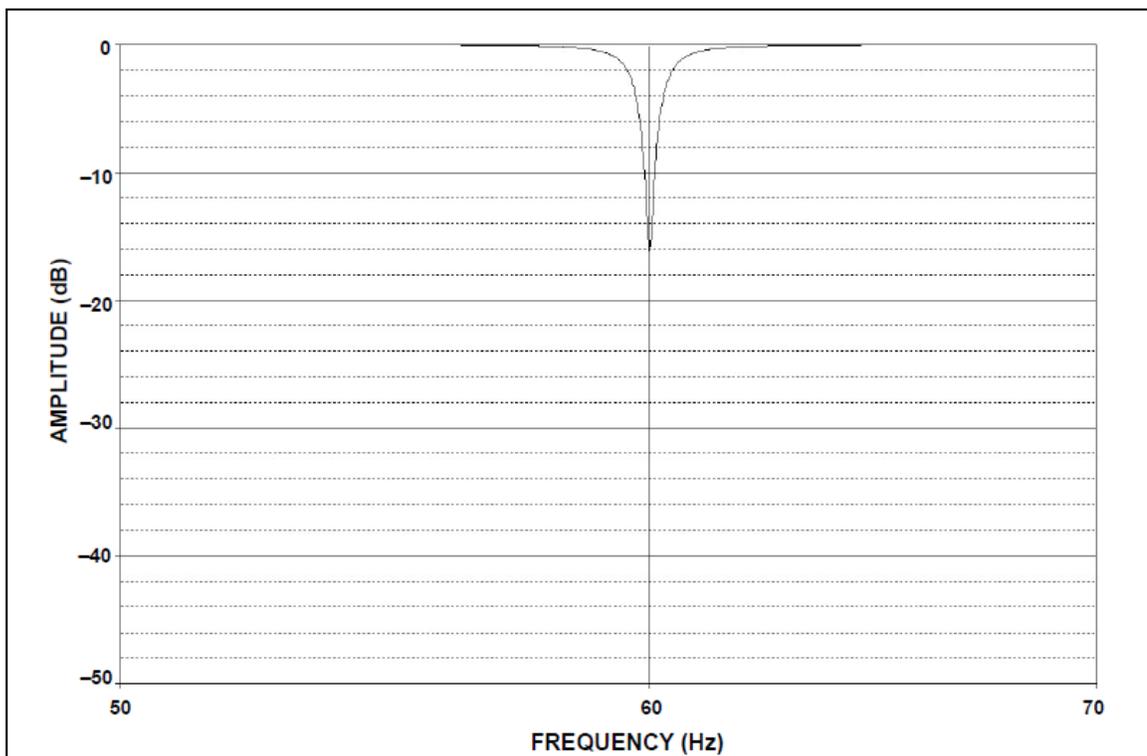
En toda construcción y especialmente en ambientes hospitalarios urbanos existe una interferencia eléctrica presente, tanto lámparas, cables, equipos de sonido, monitores, entre otros aparatos, producen ruido en el paciente y en los instrumentos, por tanto es necesario protegerlos a ambos con una serie de técnicas entre las cuales destaca el uso de filtros analógicos.

Primeramente se tomara en cuenta la capacidad del amplificador instrumental de ingreso, en lo que concierne a la relación de rechazo en modo común (CMRR), esta es una medida de reducción que ofrece la configuración a la entrada de voltaje común, cuando se trata de valores mínimos en comparación a la señal, el amplificador “ignora” parte de ellos. La técnica complementaria consiste en el llamado “terminal de referencia” que hace referencia a un potencial nulo, con lo cual proporciona un medio directo para el preciso barrido de señal en la salida. La última y más importante etapa del presente proceso es ejecutada por un filtro elimina banda.

### 2.3.3.1 Filtro Elimina Banda

Este filtro se caracteriza por rechazar un valor de frecuencia en determinado rango, que este interfiriendo a un circuito, este valor está limitado por 2 frecuencias de corte, una inferior y una superior las cuales son dispuestas mediante diversas distribuciones de elementos electrónicos tales como resistencias, capacitores, entre otros. El margen que se encuentre en el rango será atenuado y únicamente se dejará pasar lo que esté por debajo y por encima de las frecuencias de corte.

Los filtros supresores de la frecuencia de 60 Hz son útiles en varias aplicaciones, en equipos médicos como los ECG (Electrocardiógrafos) o los EOG donde limpian la señal de esta interferencia. En los equipos de audio se utilizan para eliminar el ruido causado por la fuente de energía. La respuesta en frecuencia para el filtro elimina banda de 60Hz es la siguiente:



**Figura 2.7** Señal respuesta filtro elimina banda. **Fuente:** Nitish V. Thakor. "Bipotentials and Electrophysiology Measurement."

## **2.4 Diseños esquemáticos**

Una vez descritas todas las etapas del módulo de adquisición de la señal EOG, se procede a detallar las fases del diseño realizado en software de computador para la posterior construcción de la misma en la figura 2.8, están complementadas con la forma de onda más cercana a la realidad que el operario puede provocar.

**Amplificador Instrumental:** En las figuras 2.9 y 2.10 se puede apreciar que la amplitud de la señal aumenta en gran proporción comparando el gráfico de entrada con el de salida del amplificador instrumental en lo que se refiere a la escala, demostrando su función utilizando un tren de pulsos, esta es una aproximación ideal al cambio de señal real que existe con el movimiento del globo ocular.

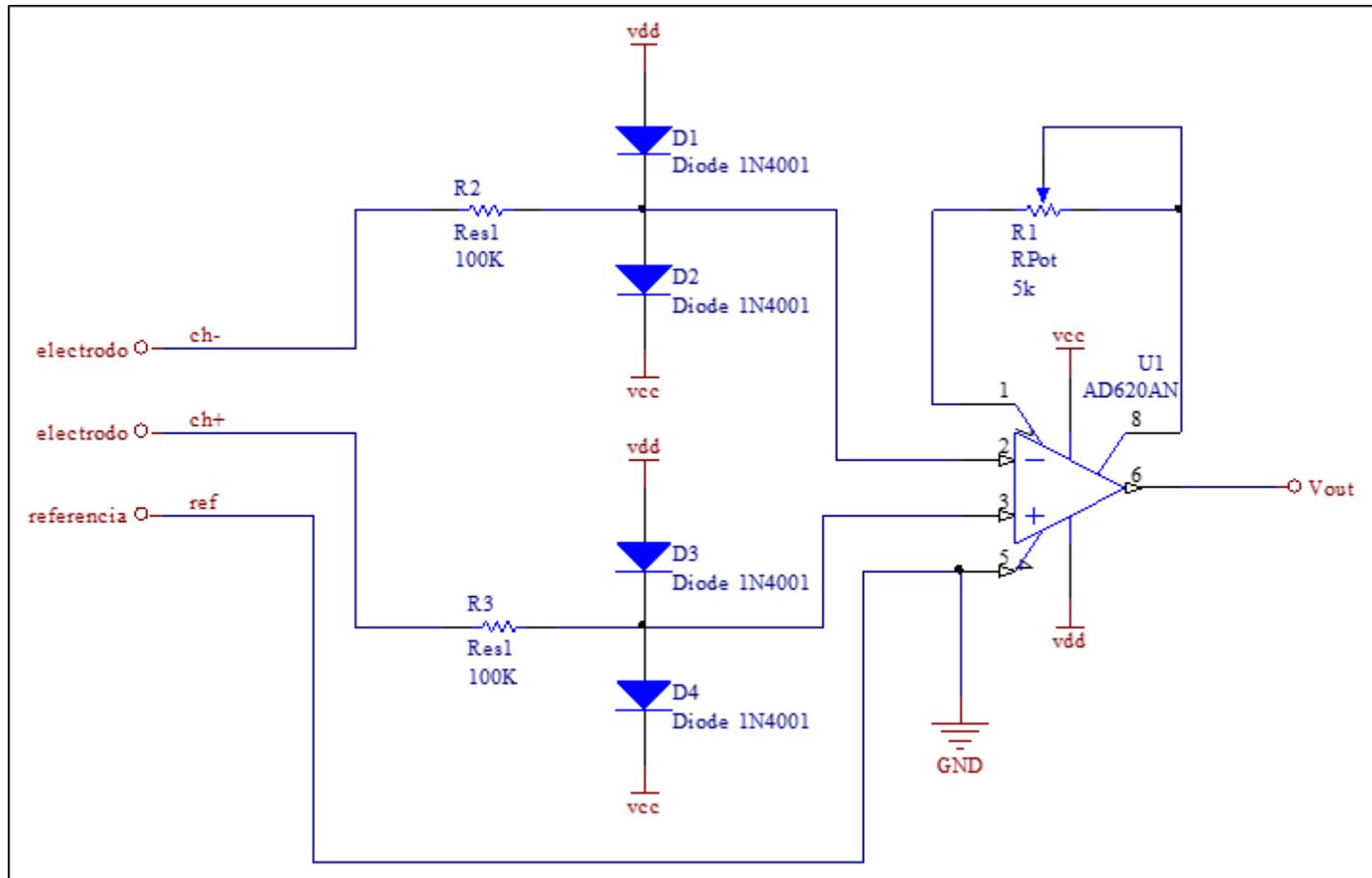
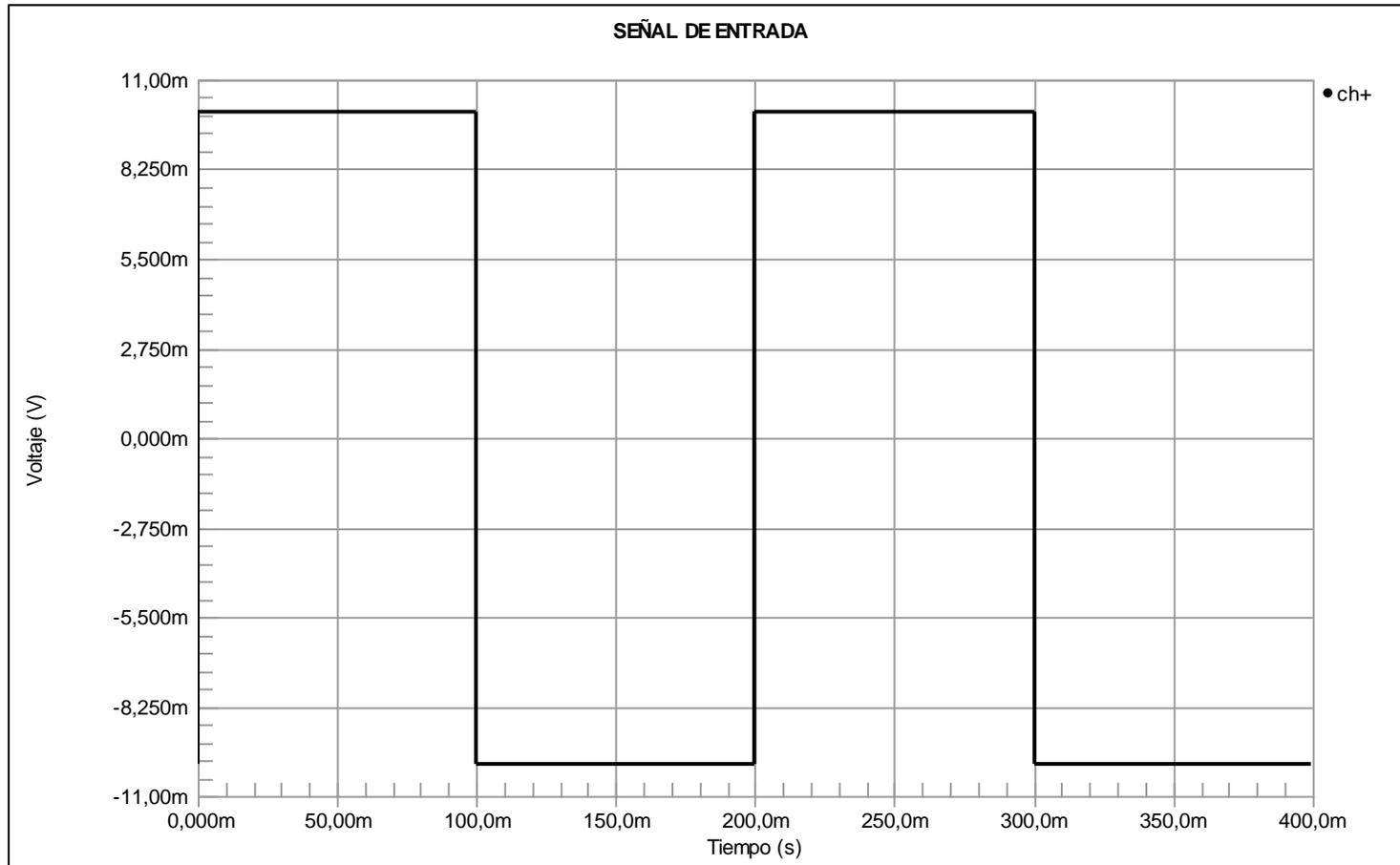
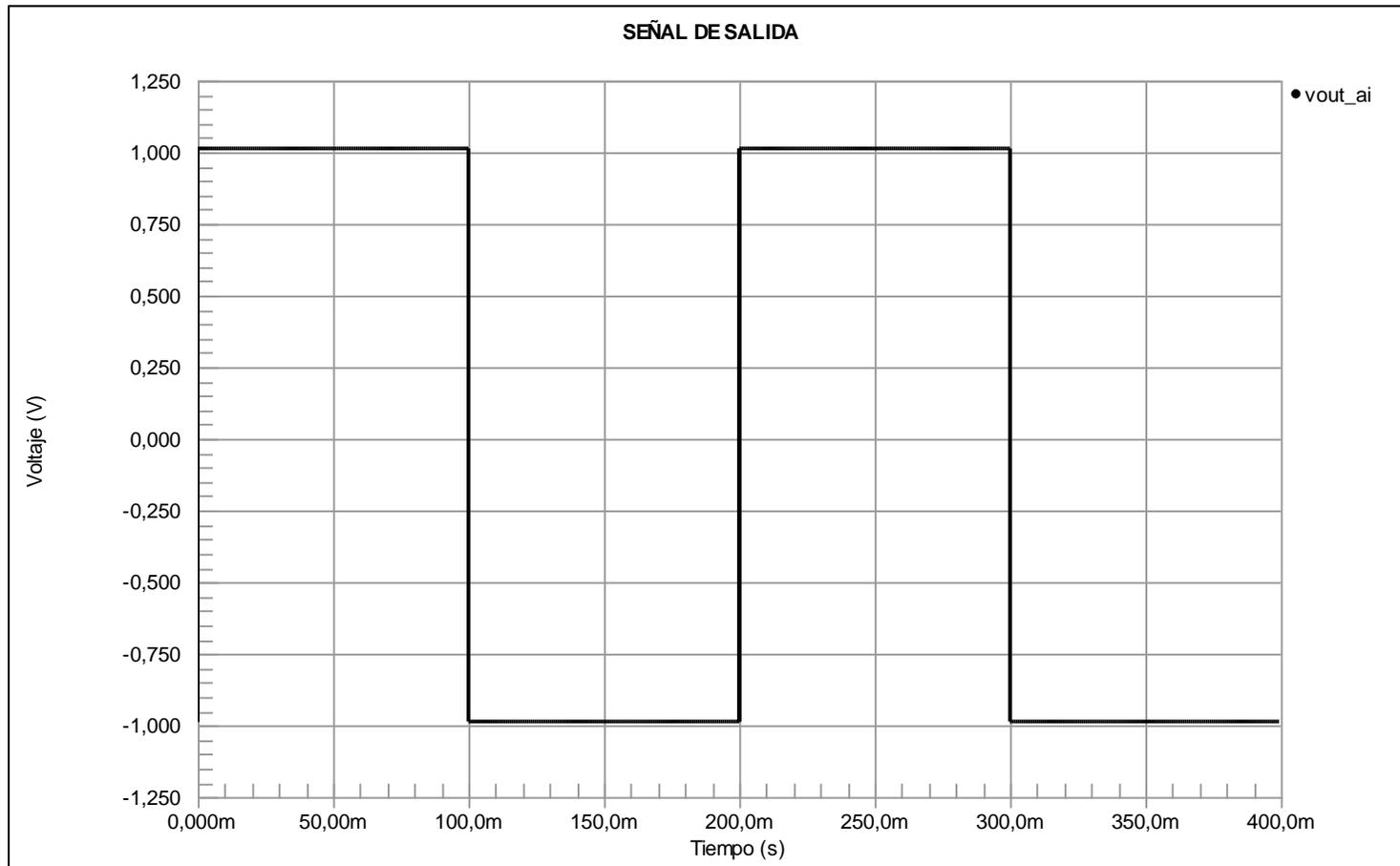


Figura 2.8 Diseño del Amplificador Instrumental.



*Figura 2.9 Señal de ingreso al amplificador instrumental.*



*Figura 2.10 Señal de salida del amplificador instrumental.*

**Filtro Elimina offset (2 etapas similares en el diseño):** La propia naturaleza de la señal proveniente del globo ocular no otorga una línea base centralizada ni tampoco un rango simétrico (Figura 2.11), en la simulación (Figura 2.12, Figura 2.13) se observa el movimiento del tren de pulsos desde una escala arbitraria hacia un rango propuesto de voltaje positivo y negativo, cuya intención es facilitar el procesamiento de la señal.

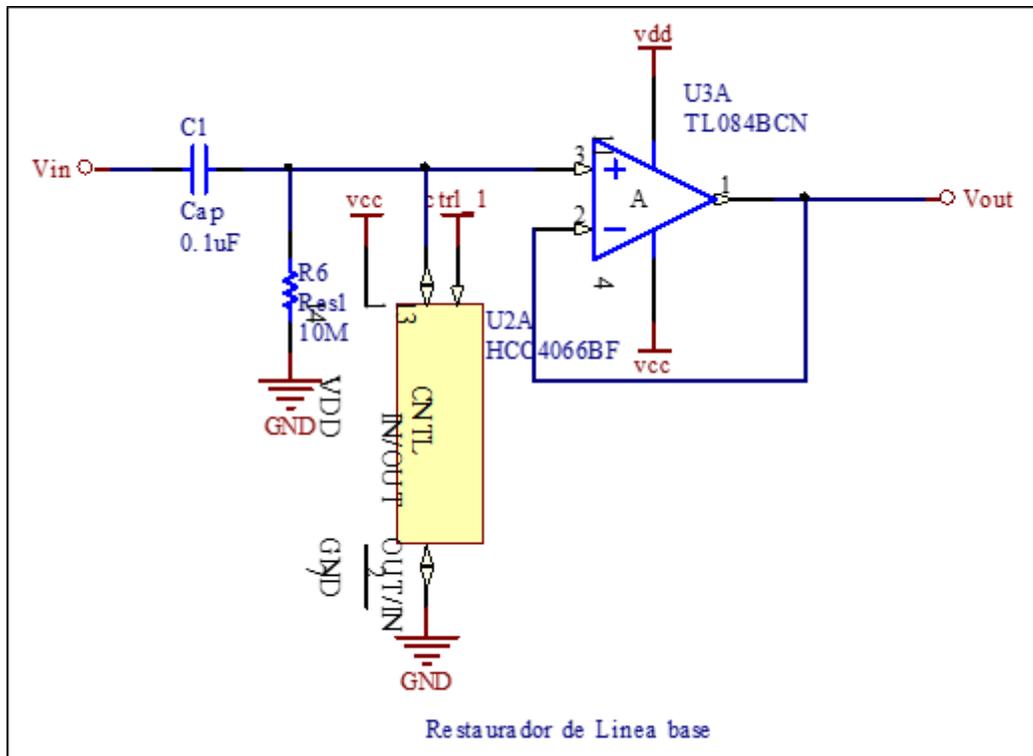
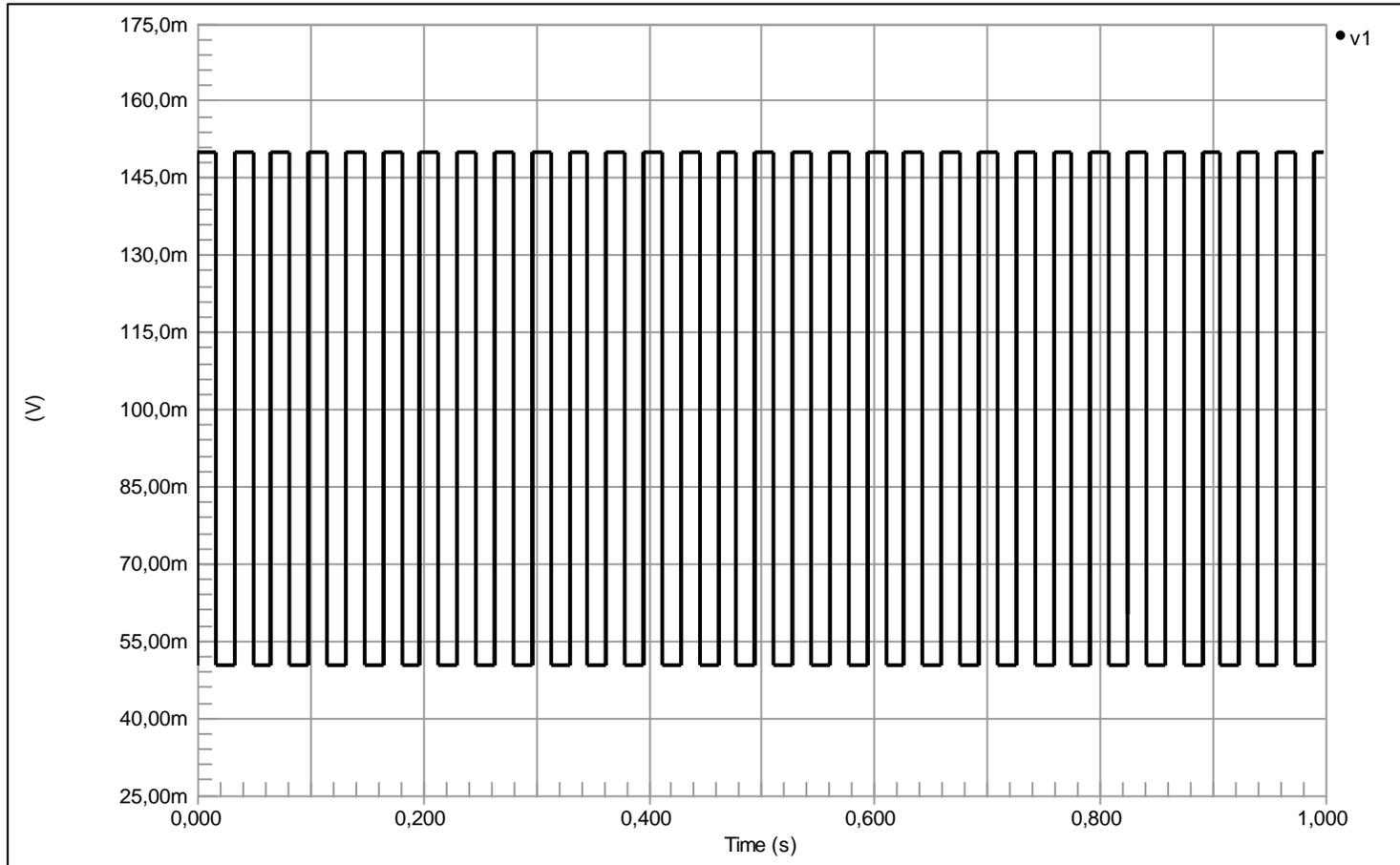


Figura 2.11 Diseño del Filtro elimina offset.



*Figura 2.12 Señal de Ingreso al filtro elimina offset.*

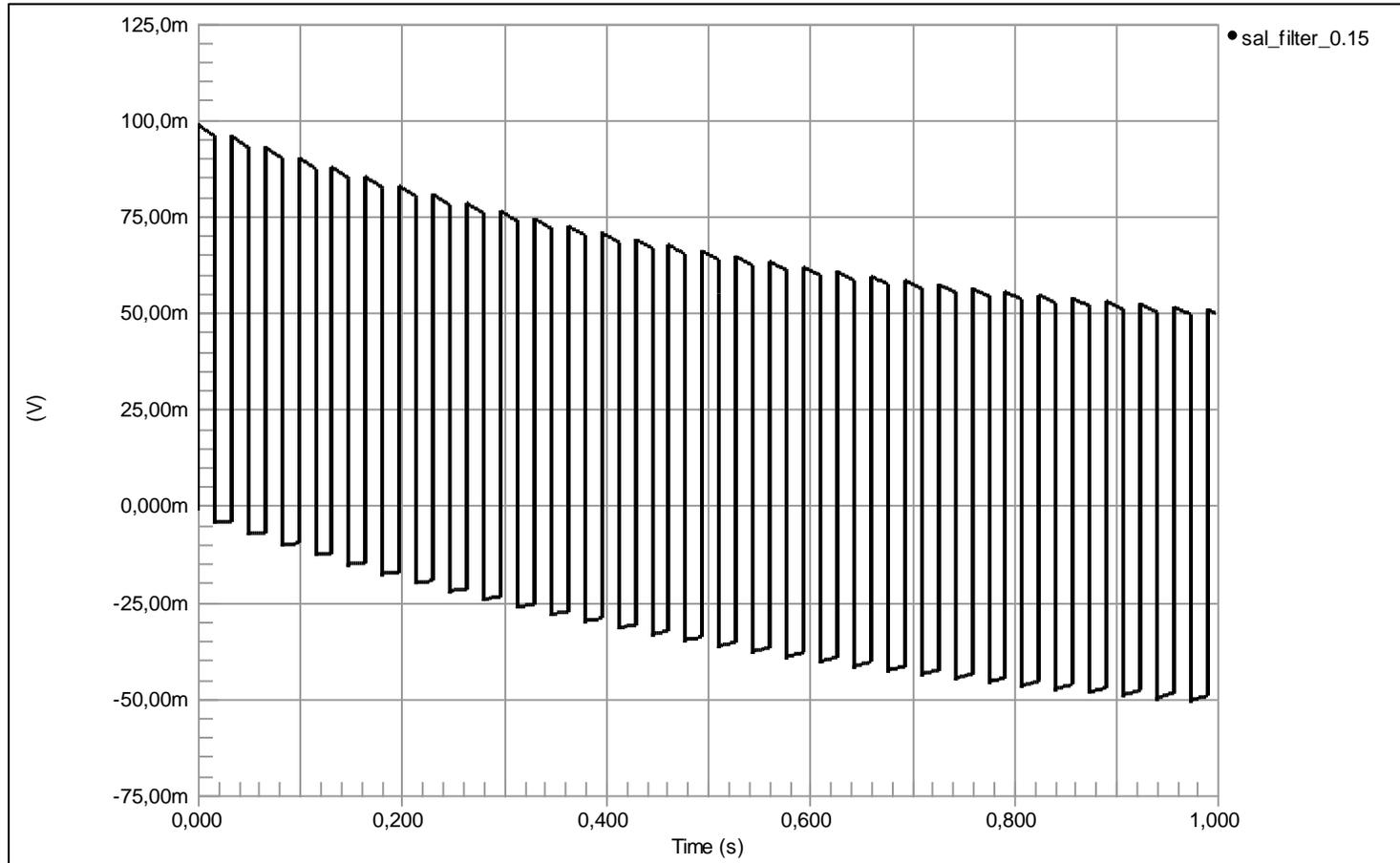


Figura 2.13 Señal de salida del filtro elimina offset.

**Filtro Pasa Bajo Bessel:** La teoría del filtro Bessel explica que una señal cuadrada es el resultado de una serie casi infinita de armónicos desfasados en el tiempo, por tanto no existe una apreciación real en la simulación (Figura 2.14, Figura 2.15, Figura 2.16) que vaya más allá de confirmar la exclusión de porciones de la señal que tienen una frecuencia mayor a la de corte, aumenta la frecuencia y la amplitud de las mismas disminuye casi a valores nulos.

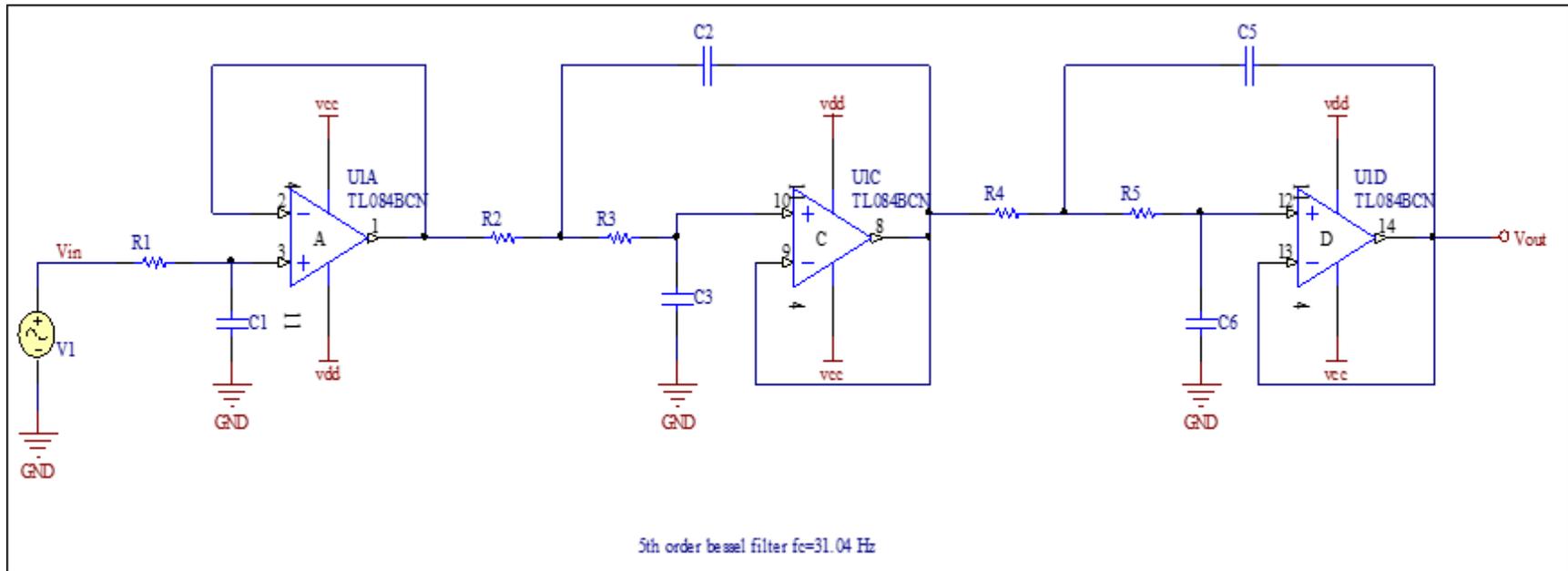
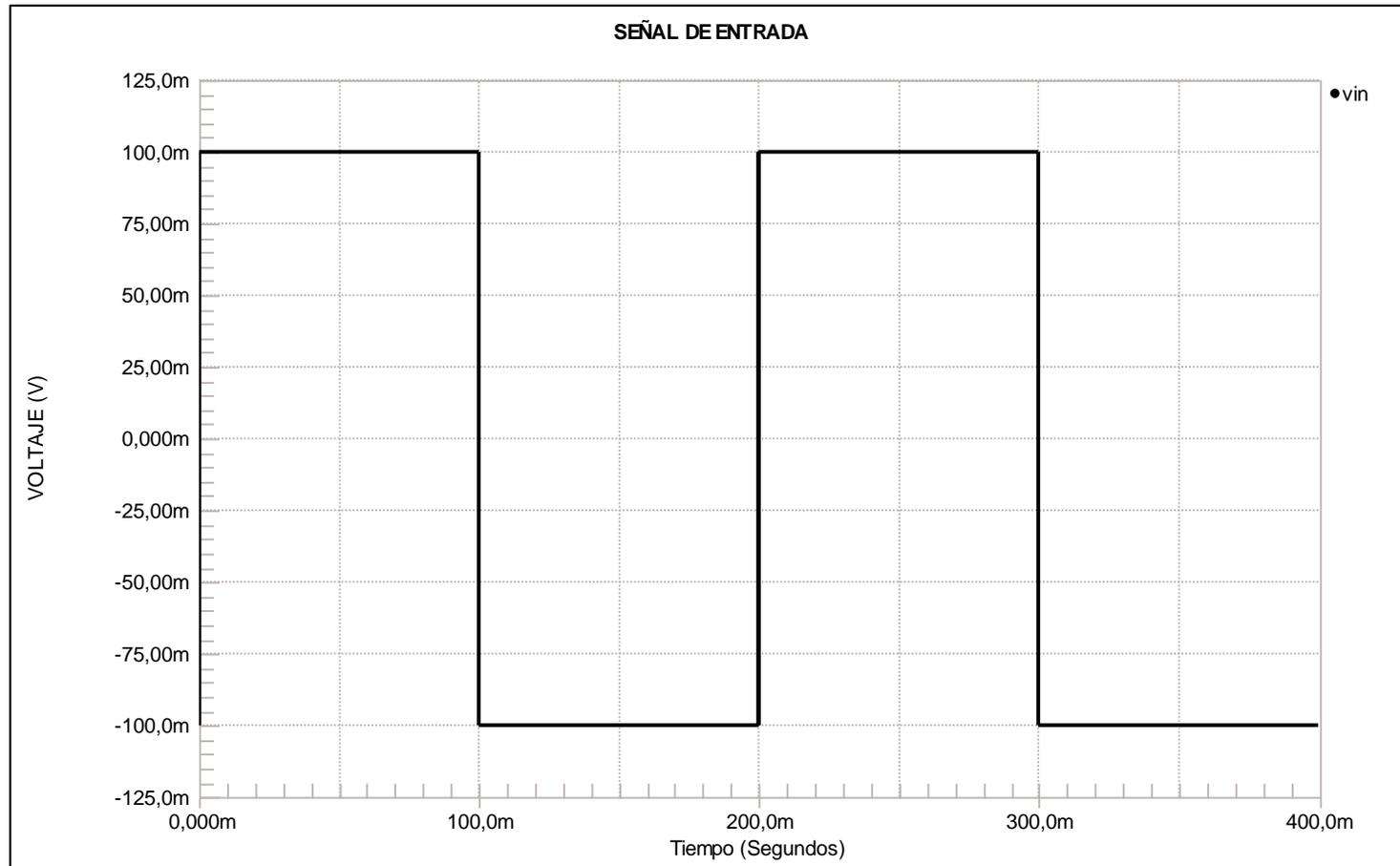
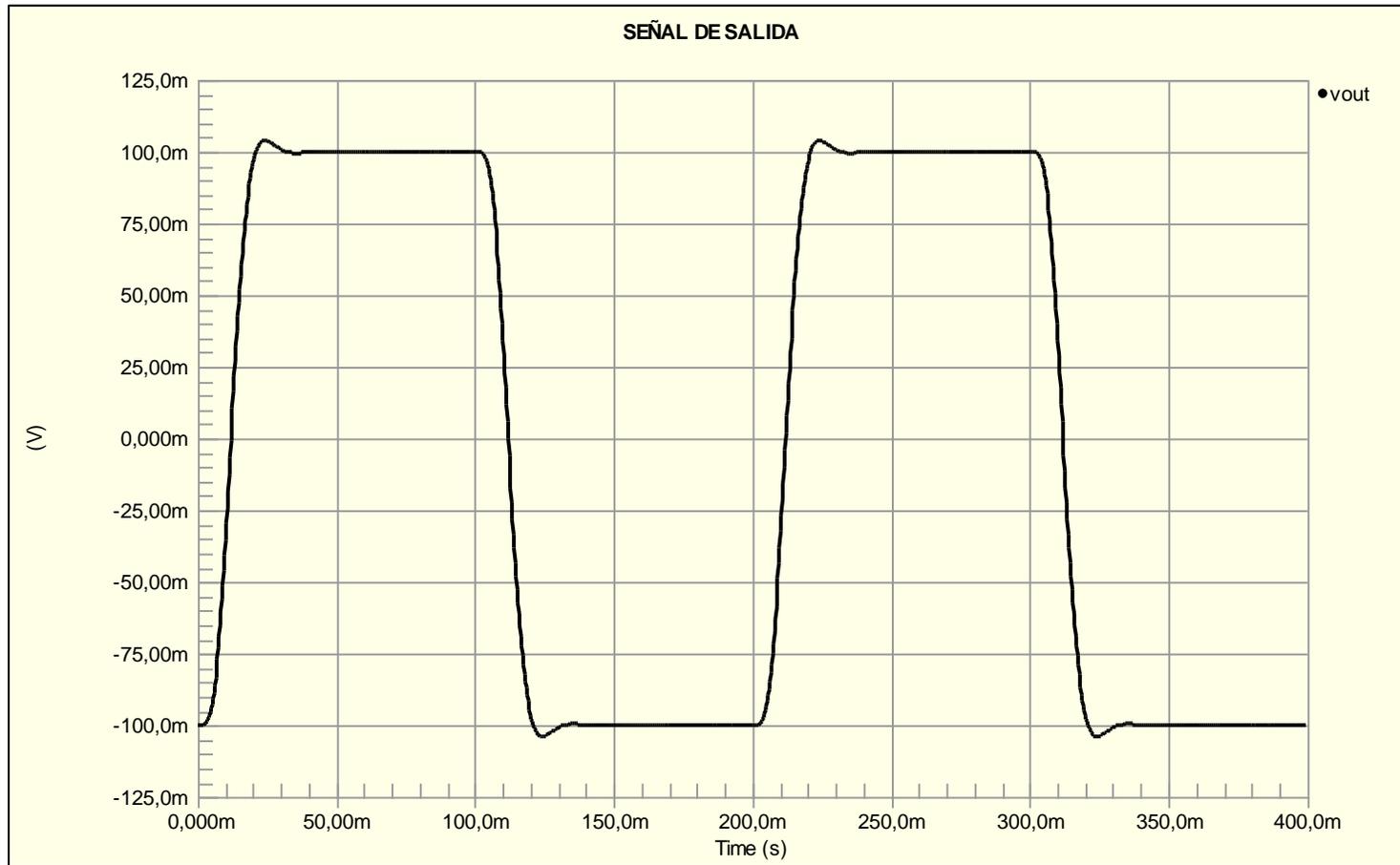


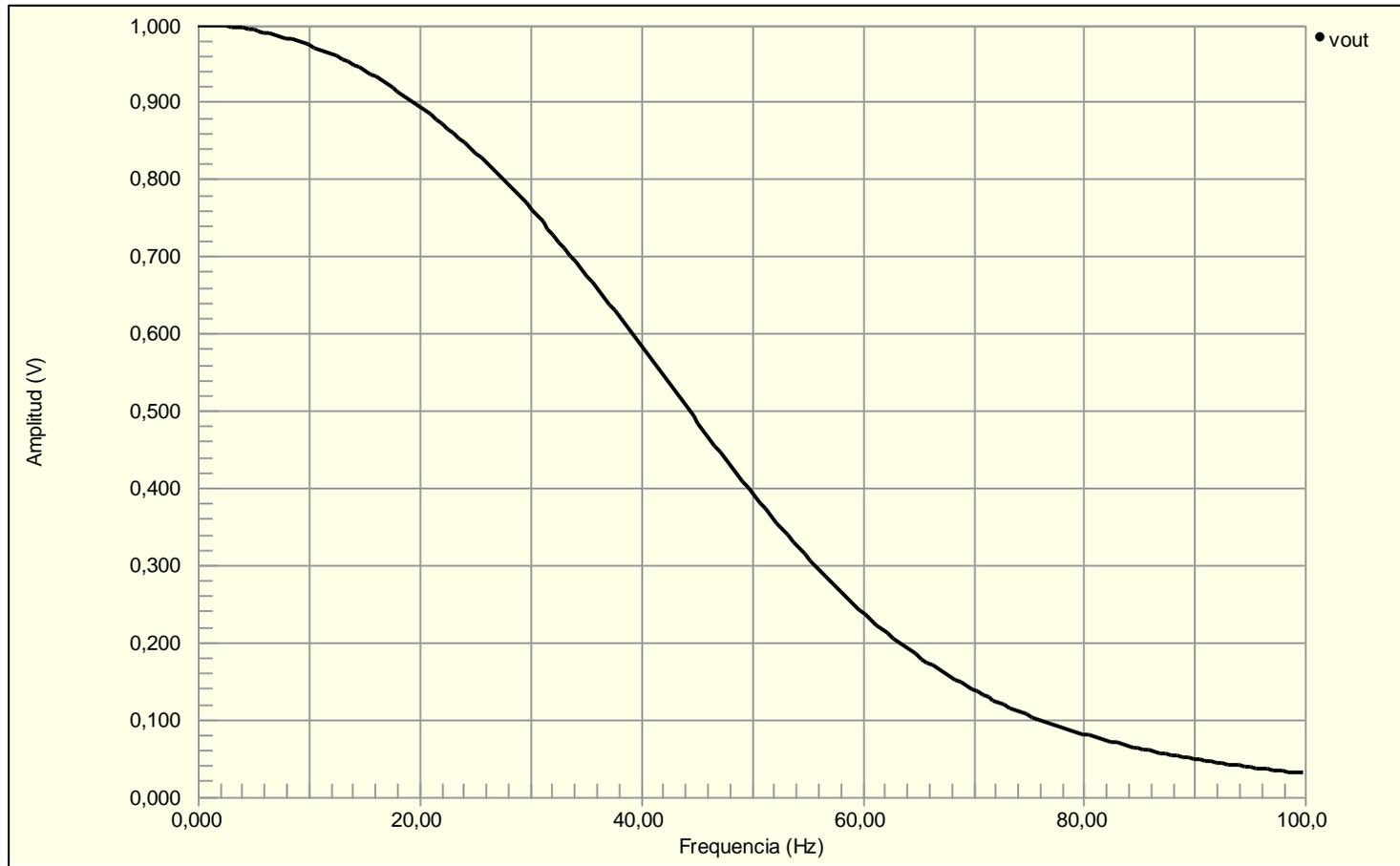
Figura 2.14 Diseño del Filtro pasa bajo Bessel.



*Figura 2.15 Señal de Ingreso al Filtro Bessel.*

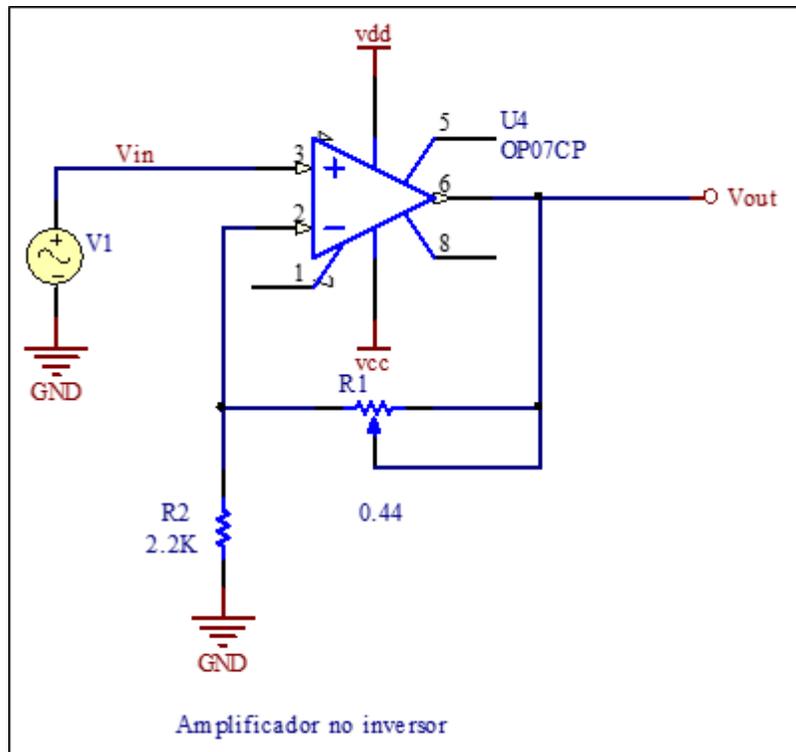


*Figura 2.16 Señal de salida del filtro Bessel.*

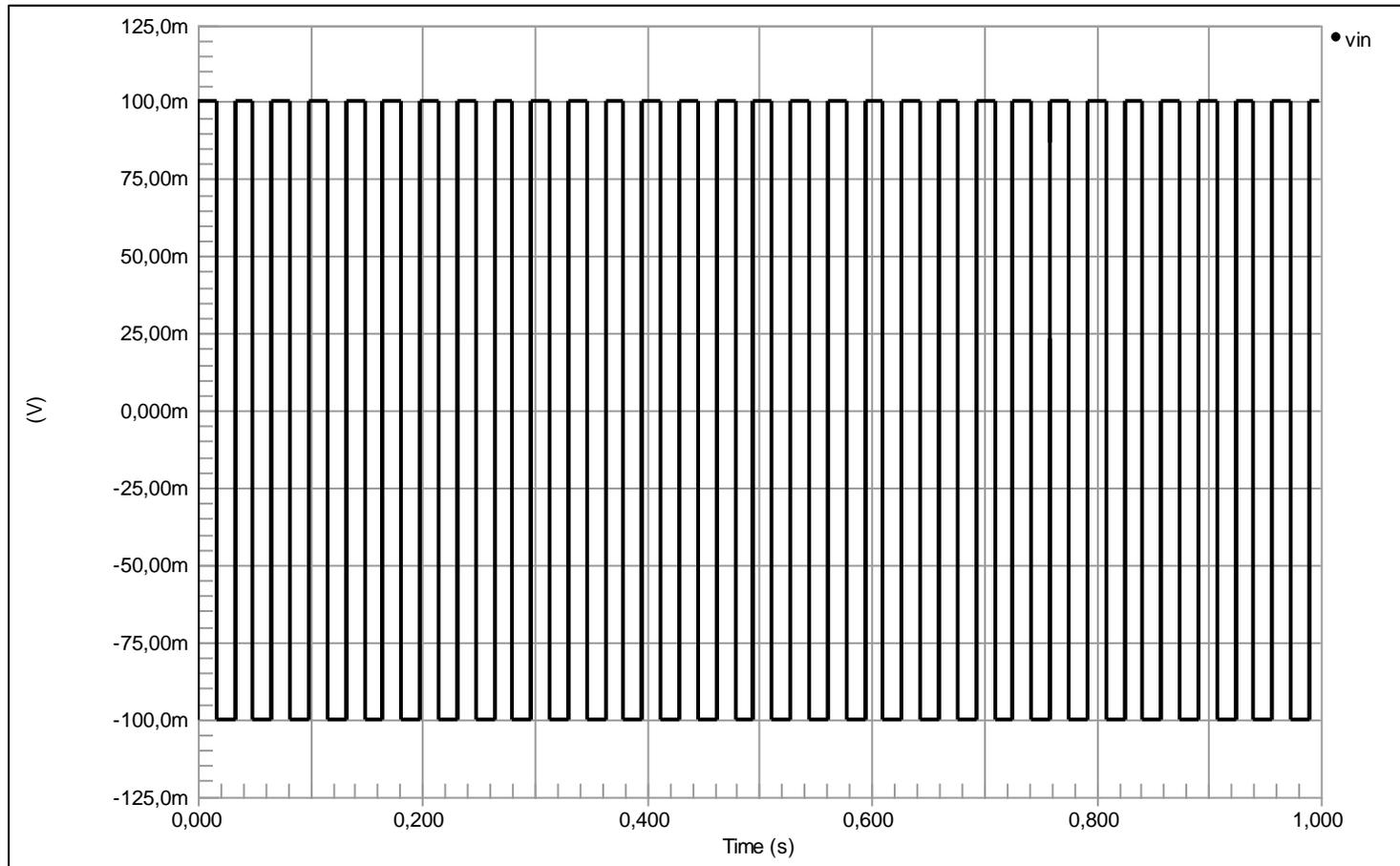


*Figura 2.17 Respuesta en frecuencia del filtro Bessel.*

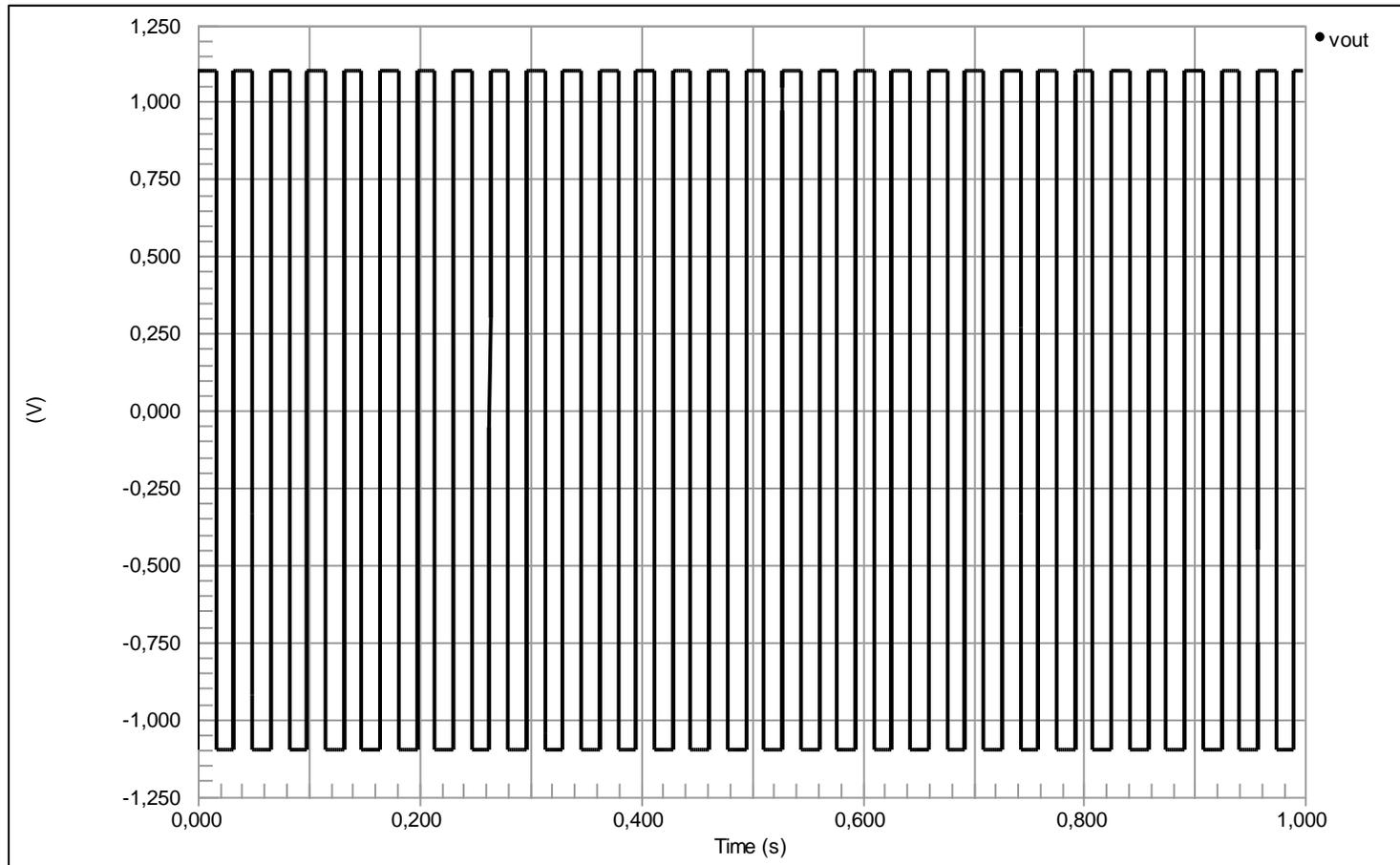
**Amplificador No Inversor (2 etapas similares en el diseño):** Como es normal, la amplitud de la señal aumenta en gran proporción comparando el gráfico de entrada con el de salida del amplificador no inversor (Figura 2.18, Figura 2.19, Figura 2.20), demostrando su función utilizando un tren de pulsos, esta es una aproximación ideal al cambio de señal real que existe con el movimiento del globo ocular.



*Figura 2.18 Diseño del Amplificador No Inversor*



*Figura 2.19 Señal de Ingreso al Amplificador No Inversor.*



*Figura 2.20 Señal de Salida del Amplificador No Inversor.*

**Filtro Elimina Banda:** Con la finalidad de eliminar la interferencia eléctrica de la red, esta respuesta de señal simulada en frecuencia aproxima la verdadera señal que se obtiene a la salida del filtro (Figura 2.21, Figura 2.22, Figura 2.23, Figura 2.24), el comportamiento principal es el de atenuar sus valores de amplitud cuando están cercanos a los 60Hz, cuyo resultado es desechar todo nivel de señal que represente ruido.

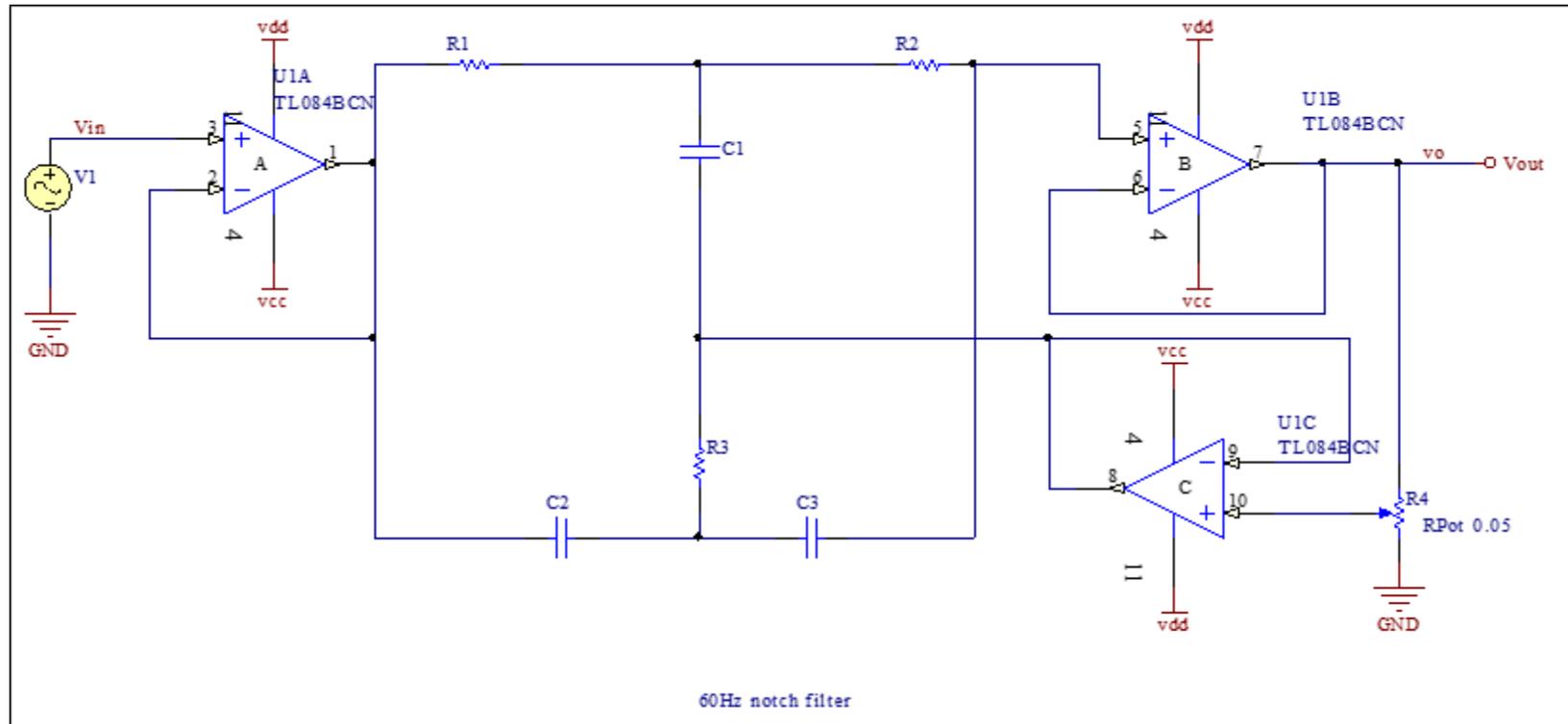
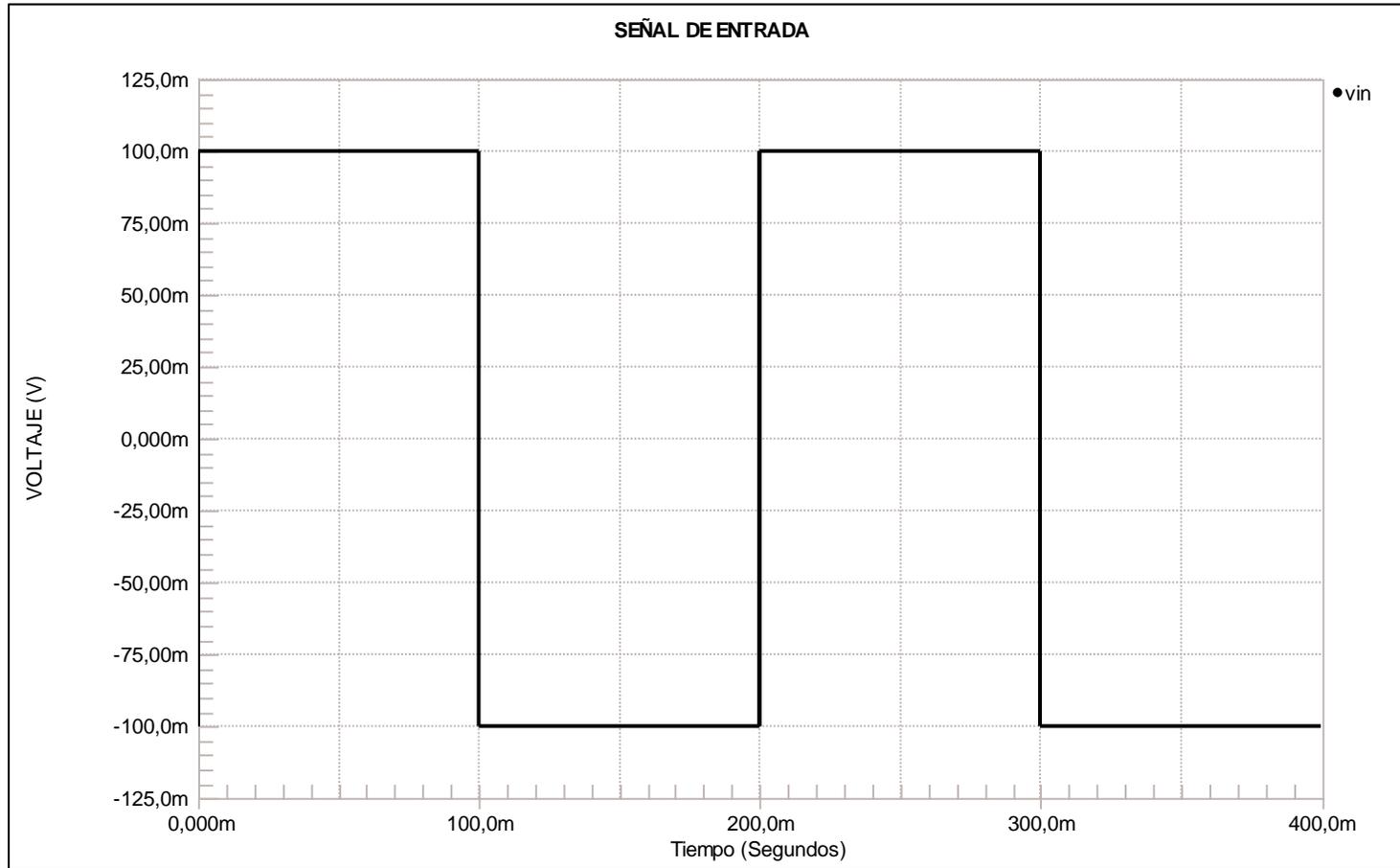


Figura 2.21 Diseño Filtro Elimina Banda.



*Figura 2.22 Señal de Ingreso al Filtro Elimina Banda.*

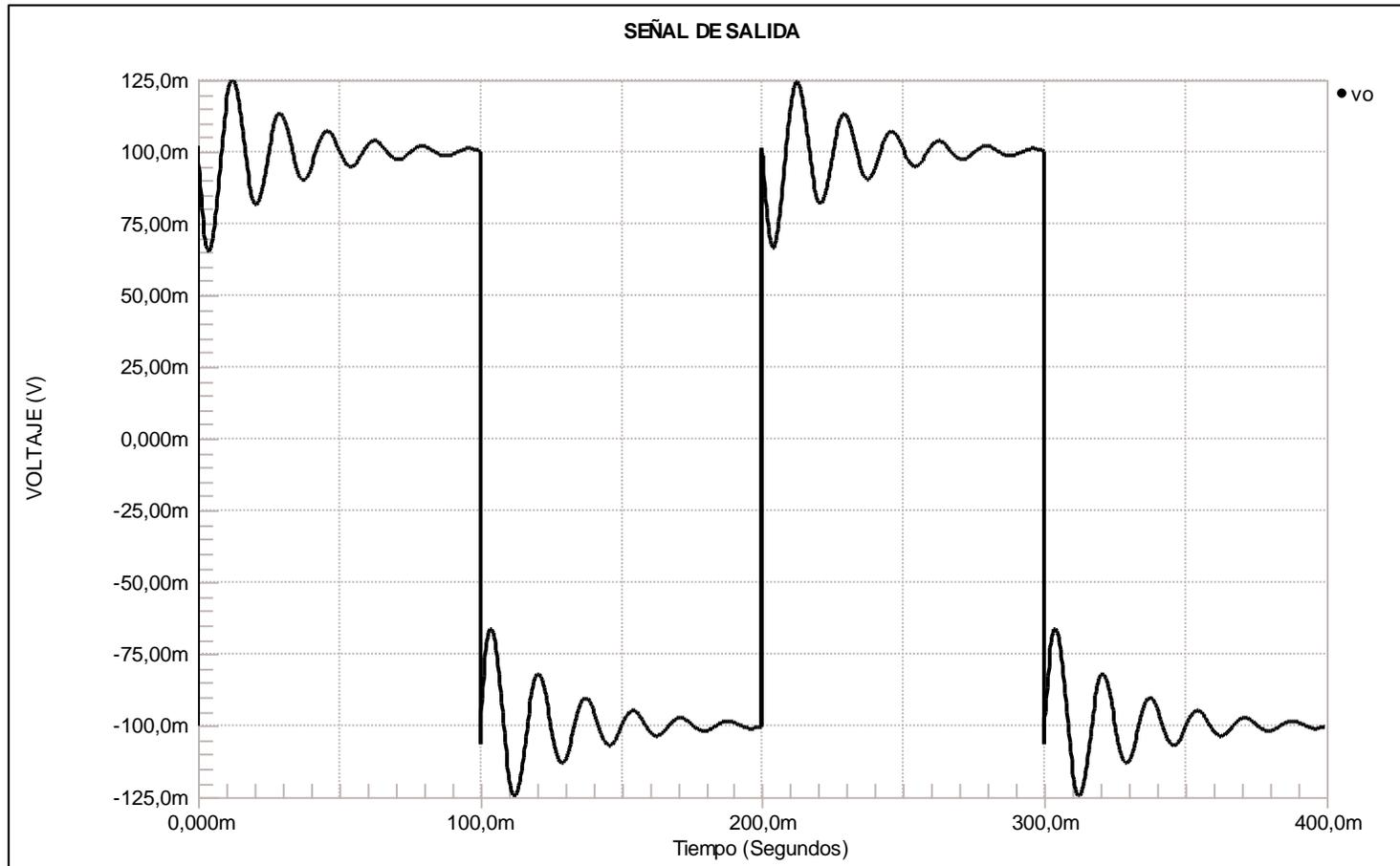
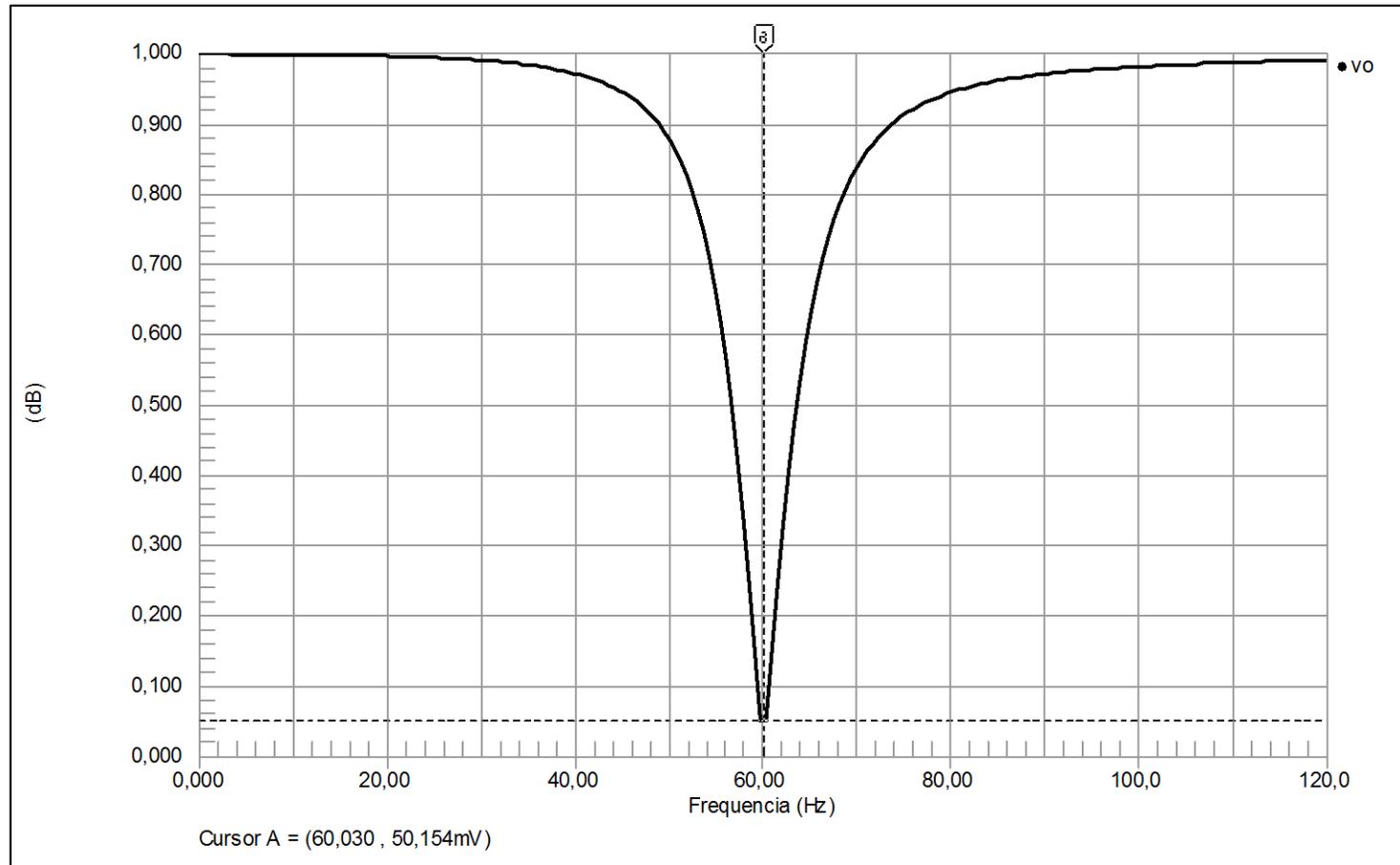


Figura 2.23 Señal de Salida del Filtro Elimina Banda.



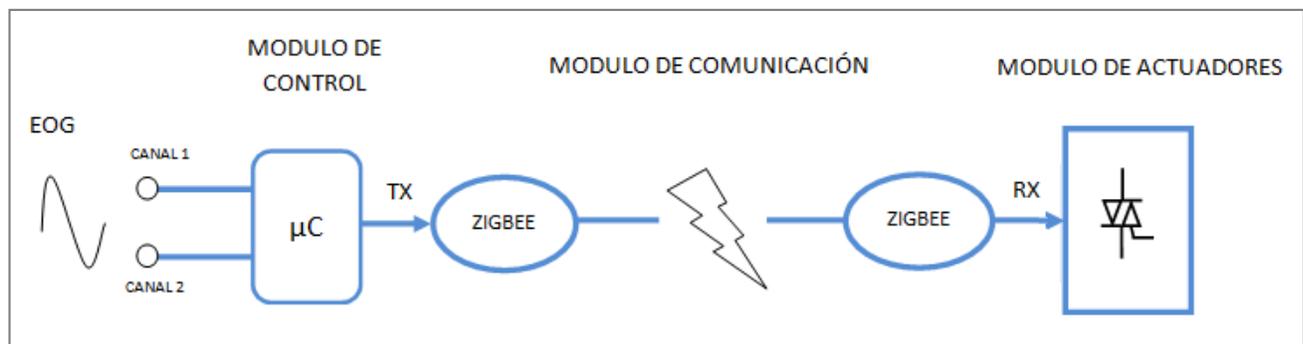
*Figura 2.24 Respuesta en Frecuencia del Filtro Elimina Banda.*

### CAPITULO III

## DISEÑO Y CONSTRUCCION DEL HARDWARE BASADO EN MICRO CONTROLADORES PARA LA COMUNICACIÓN INALAMBRICA E INTERFAZ CON ACTUADORES

La señal EOG al ser procesada por el módulo de adquisición obtiene un nivel de potencia adecuado para poder ser interpretada en un sistema de control, el paso a continuación es asignar una serie de instrucciones de movimiento ocular para obtener las diversas acciones propuestas, para luego transmitir las por un medio inalámbrico y finalmente apoyar su ejecución con un sistema de actuadores basado en electrónica de potencia.

El presente capítulo presenta la descripción del diseño y ensamblaje de todos los elementos que permiten el procesamiento, control, comunicación inalámbrica y actuación de las señales EOG provenientes del cuerpo humano, existen 3 módulos principales para especificar las etapas de manejo de señal, que se describen en la Figura 3.1.



*Figura 3.1 Diagrama general*

### **3.1 Módulo de control con DSPIC30F4011**

Este captura señales de estado del sistema todo el tiempo en un lazo cerrado, tiene preestablecido un estado de reposo cuando no existe variación de señal, al detectar una desviación de sus parámetros básicos de funcionamiento, en base a las instrucciones preestablecidas de movimiento de los globos oculares, la señal es muestreada y procesada tal como su programación interna lo determine, el resultado es el cambio de estado binario o una señal analógica diferente en uno o más puertos de salida.

En el primer capítulo se comentó el concepto general de cuáles son las características generales y funciones específicas de un DSPIC, en el apartado presente se da mayor énfasis al modelo DSPIC30F4011 con el cual se desarrolla el proyecto y sus propiedades de importancia en referencia al mismo.

El DSPIC30F4011 es un micro controlador que tiene los recursos físicos y lógicos apropiados para soportar aplicaciones de procesamiento digital de señales, programación de alto nivel, conversiones A/D rápidas y precisas, en general su velocidad y rendimiento están por encima de un PIC normal.

Contiene 2 módulos, micro controlador y DSP, ambos trabajan conjuntamente en el funcionamiento general y comparten flujo de instrucciones, tienen memoria de datos dividida en dos espacios para poder ser accedida al mismo tiempo y reducir tiempos de ejecución, una característica muy importante es que el DSPIC30F4011 puede soportar hasta 45 distintas fuentes de interrupción con 7 niveles de prioridad.

**Características principales:**

<b>Alimentación de Voltaje</b>	2.5 – 5.5 VDC
<b>Temperatura de operación</b>	Interna -40° y 85° C / Externa -40° y 125° C
<b>Rendimiento</b>	Hasta 30 MLPS (Multiprotocol Label Switching, es un mecanismo de transporte de datos estándar)
<b>Módulos de comunicación</b>	PC, SPI, CAN, UART, DCI, entre otros
<b>Adaptabilidad a periféricos</b>	Temporizadores, Conversores A/D, módulos de captura y comparación, módulos PWM.
<b>Registros</b>	Para soporte principal de información contiene un banco de 16 registros, cada uno de 16 bits.
<b>Comunicación de datos</b>	Existe un bus de datos de 16 líneas y uno de instrucciones de 24 líneas.
<b>Motor DSP</b>	Contiene un multiplicador hardware rápido de 17x17 bits.
<b>Arquitectura CPU</b>	Se respalda en un núcleo RISC con arquitectura Harvard mejorada, dos acumuladores de 40 bits y un sólido registro de desplazamiento.
<b>Memoria Flash</b>	Puede alcanzar hasta 4 millones de instrucciones, de hasta 256KB cada una.
<b>Memoria SRAM</b>	Puede alcanzar hasta 16 mil posiciones de 16 bits. Se divide en dos espacios (X, Y) que pueden accederse al mismo tiempo en operaciones matemáticas de procesamiento de señal digital y de microprocesador.

*Tabla 3.1 Características DSPIC30F4011*

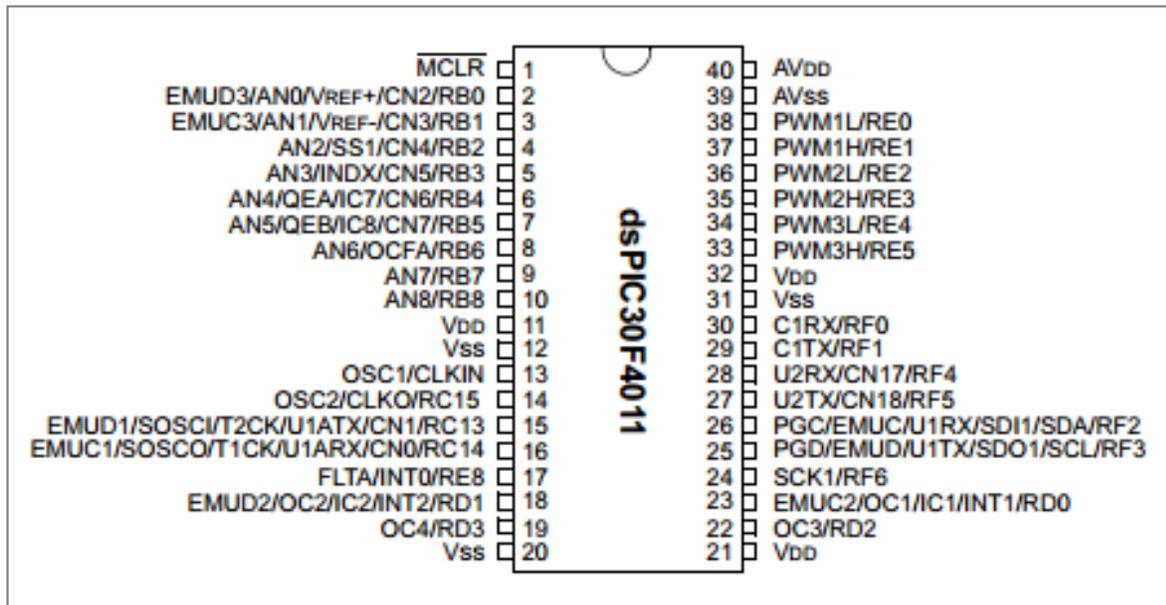


Figura 3.2 Distribución DSPIC30F4011 Fuente: Datasheet DSPIC30F4011

### 3.1.1 Conversor A/D

Es un circuito electrónico cuya función es la de convertir una señal analógica en una digital, muy común en computadoras, grabadores de audio y video, equipos de comunicación, entre otros. Su modo de operación está basada en un proceso de muestro y cuantificación, una señal analógica que varía de forma continua en función del tiempo es procesada con la intención de asignar un valor entero binario a una determinada intensidad de la señal, la repetición de esta operación a lo largo de toda la señal da como resultado una señal digital, cuya característica será la sucesión de números en base binaria, este proceso es reversible con un convertidor Digital/Analógico.

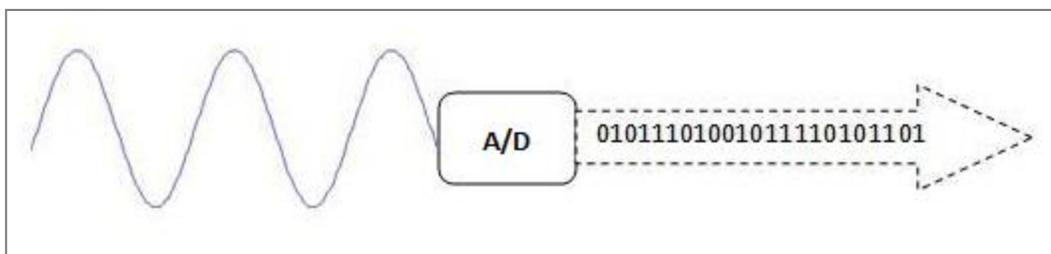


Figura 3.3 Conversor A/D

### 3.2 Modulo de comunicación inalámbrica con XB24

Los requerimientos tecnológicos del mundo actual precisan incluir una interfaz de comunicación inalámbrica en las redes de sensores y actuadores de cualquier sistema dado que es una ciencia muy prometedora en lo que concierne a precisión y eficiencia, el presente proyecto propone entre uno de sus principales ejes una comunicación inalámbrica para manejo de los diversos elementos que lo componen, XBee es una marca de módulos de comunicación programables apoyados en la tecnología Zigbee de muy fácil integración, en este apartado se sintetiza su funcionamiento, características y aplicaciones.

El módulo XB24 está diseñado para reemplazar el cableado estándar para la comunicación entre dispositivos, se pueden configurar para manejar mediante puerto serial tanto el modulo local como otros módulos remotamente a través de un enlace inalámbrico, una opción alterna es utilizar un adaptador conocido como Xbee Explorer conectado a un computador mediante USB para así mismo controlar otros módulos remotamente. El XB24 puede conectarse en arquitectura punto a punto, o punto a multipunto, para control local o control remoto.

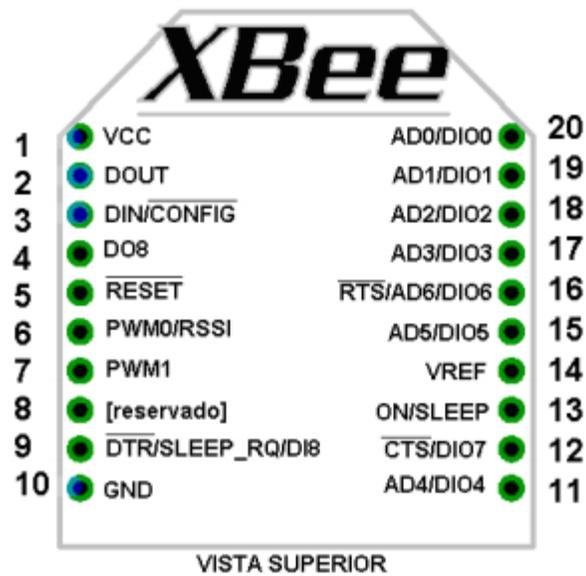
#### Características Principales:

<b>Alimentación de voltaje</b>	3.3 – 5 VDC
<b>Alcance</b>	Hasta 100 metros en línea de vista directa.
<b>Puertos E/S</b>	9 puertos analógicos y digitales
<b>Consumo</b>	50mA en operación y 10uA en modo de reposo
<b>Capacidad</b>	16 canales disponibles, cada uno con 65000 direcciones posibles

*Tabla 3.2 Características XB24*

#### Aplicaciones:

- Sistemas de seguridad.
- Domótica.
- Monitoreo de sistemas remotos.
- Transmisión de datos en sistemas integrados.
- Automatización.



*Figura 3.4* Diagrama de pines módulo XB24 Fuente: [http://www.olimex.cl/pdf/Wireless/ZigBee/XBee-Guia\\_Usuario.pdf](http://www.olimex.cl/pdf/Wireless/ZigBee/XBee-Guia_Usuario.pdf) [Consulta: 20 de Septiembre de 2012].

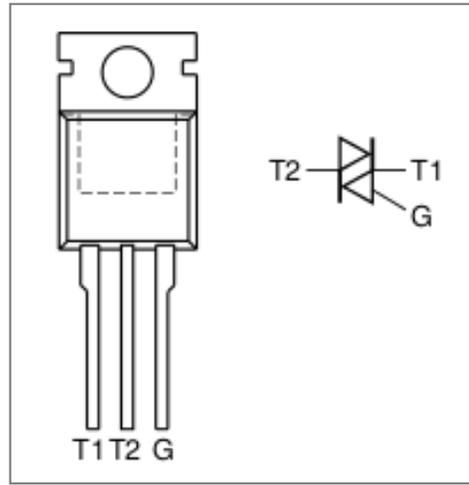
### 3.3 Modulo de actuadores

Se trata de una tarjeta de potencia cuyos únicos elementos son un Triac BT139 conectado a un opto acoplador MOC3021, su función es la de ejecutar las órdenes procesadas en los módulos anteriores, recibe una señal digital del XB24 y la convierte en una acción determinada como encender una lámpara, disparar una alarma, activar un radio o accionar una cerradura eléctrica.

#### Características BT139:

<b>Voltaje Pico</b>	600V
<b>Corriente IGT</b>	35mA
<b>Corriente de retencion</b>	45mA
<b>Temperatura de funcionamiento</b>	-40 ° C a +150 ° C
<b>Corriente de disparo de puerta</b>	35mA
<b>Corriente Soportada</b>	16A Max

*Tabla 3.3* Características BT139

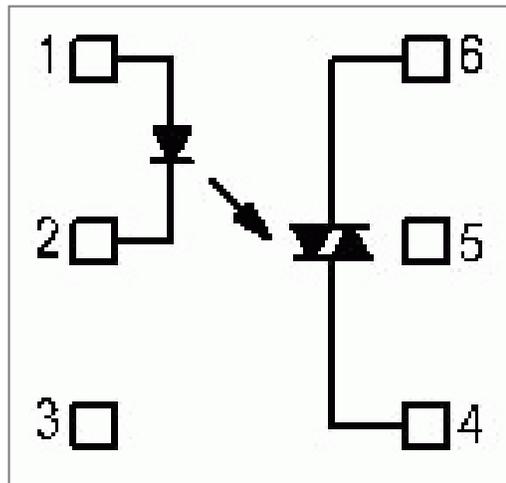


*Figura 3.5 Diagrama de pines BT139*

**Características MOC3021:**

<b>Fase</b>	Aleatoria
<b>Voltaje de salida pico</b>	400 V Max
<b>Voltaje de aislamiento</b>	5000V
<b>Corriente LED</b>	8 - 15 mA
<b>Corriente del LED en directo</b>	50 mA Max
<b>Voltaje inverso del LED max</b>	6 V
<b>Encapsulado</b>	DIP de 6 pines

*Tabla 3.4 Características MOC3021*



*Figura 3.6 Diagrama de pines MOC3021*

### 3.4 Diseños esquemáticos

Una vez descritas todas las etapas del capítulo, se procede a detallar las fases del diseño realizado en software de computador para la posterior construcción de la misma, cada parte está compuesta de manera funcional y probada en condiciones reales de interferencias y variaciones de voltaje.

- **Módulo de Control**

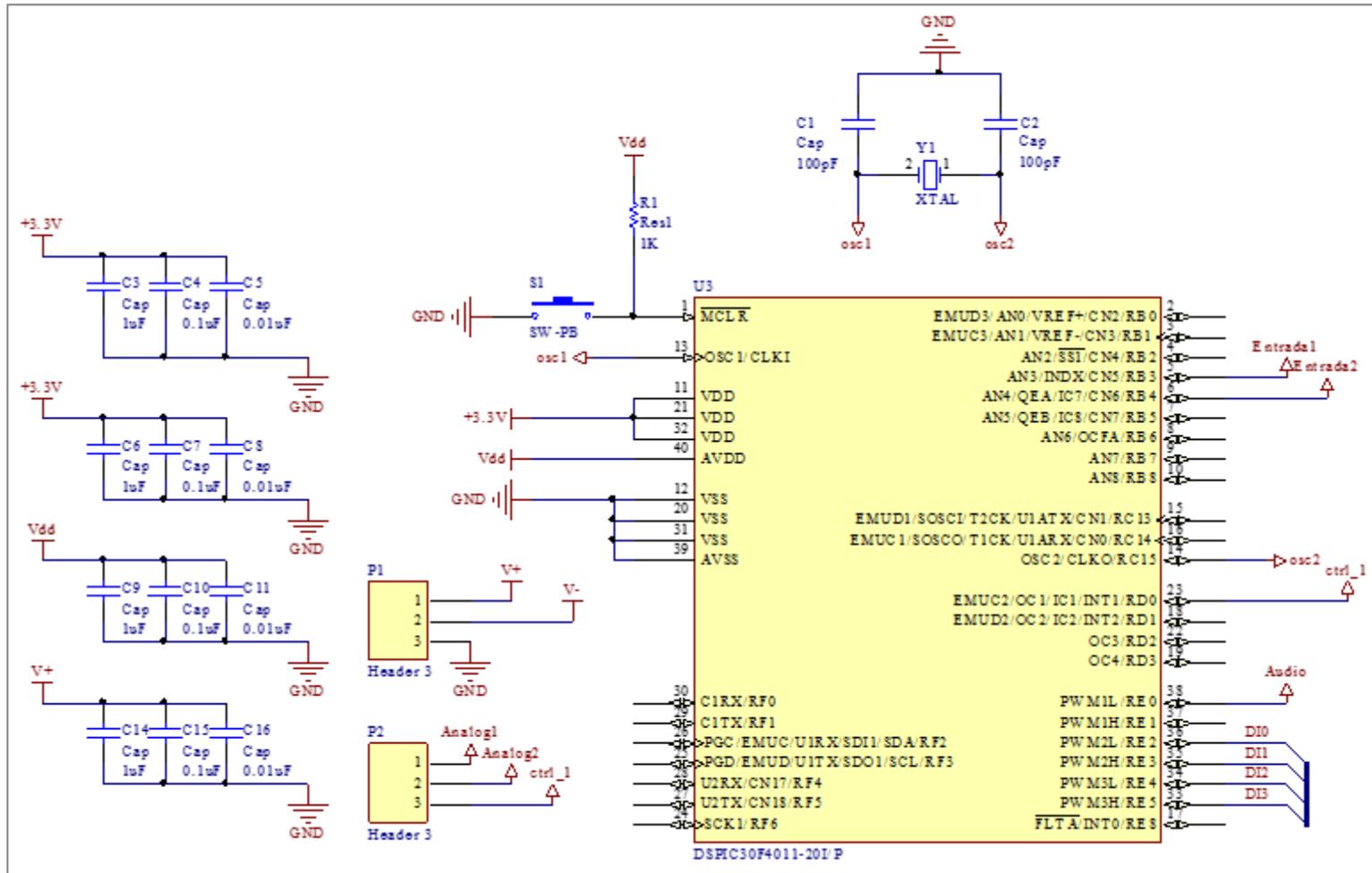
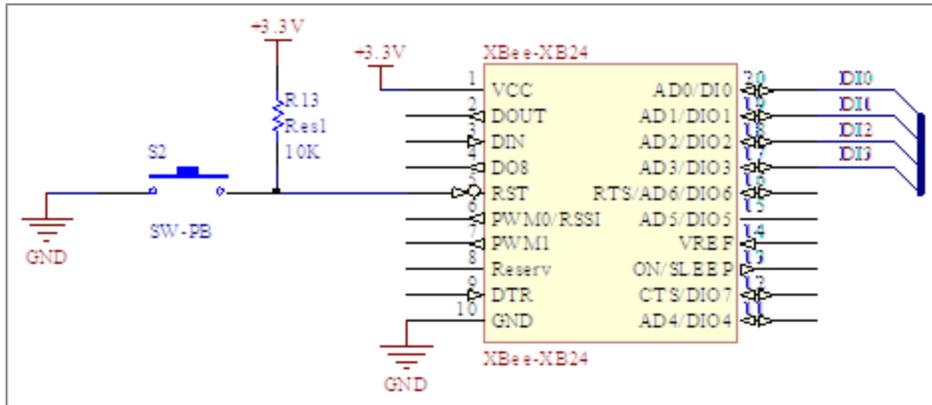
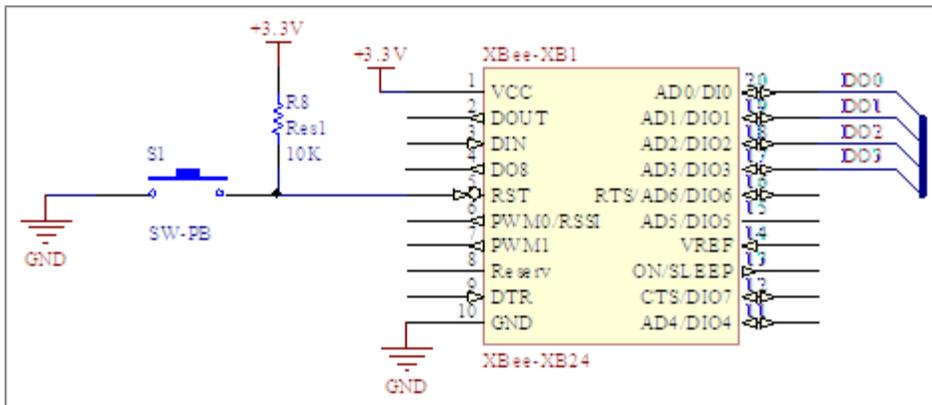


Figura 3.7 Diagrama Modulo de Control

- **Módulo de Comunicación**

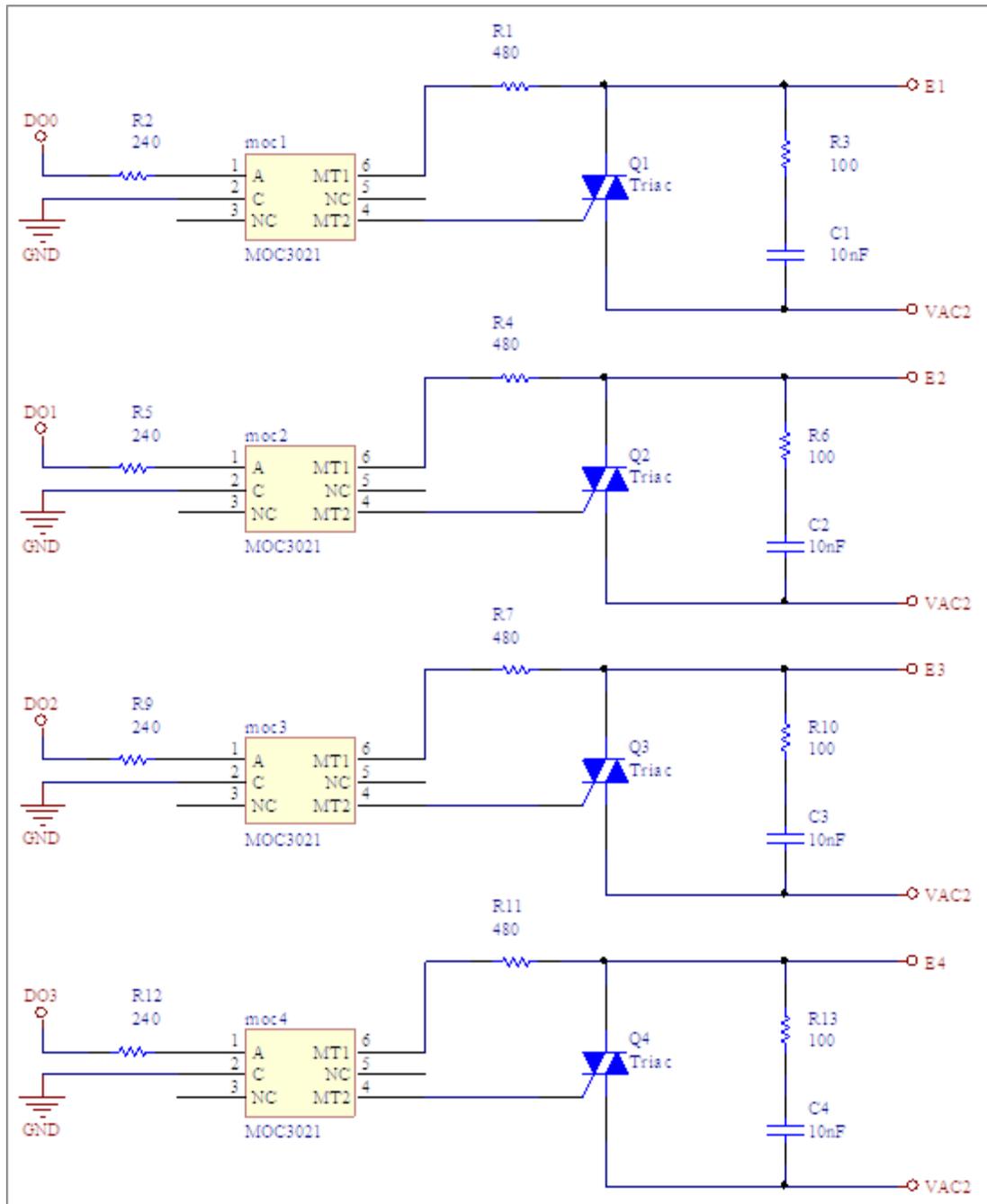


*Figura 3.8 Diagrama Modulo Emisor*



*Figura 3.9 Diagrama Modulo Receptor*

• **Módulo de actuadores.**



*Figura 3.10 Diagrama Modulo de Actuadores*

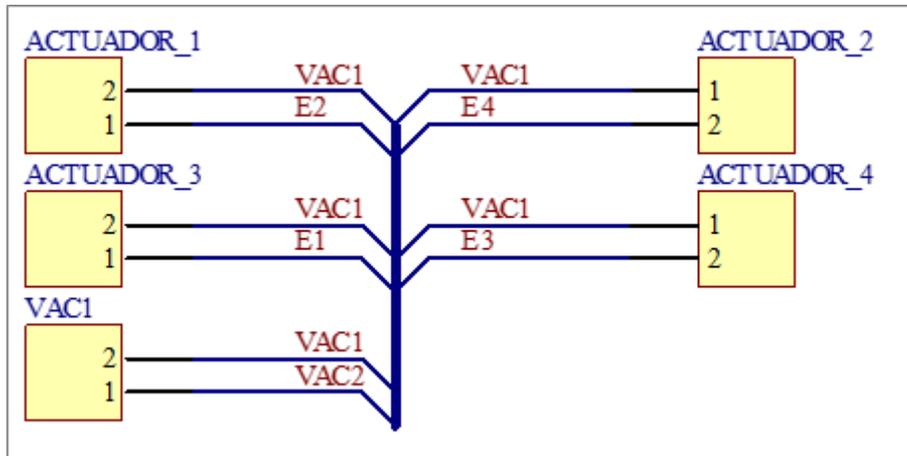


Figura 3.11 Diagrama Conectores

- **Bocina**

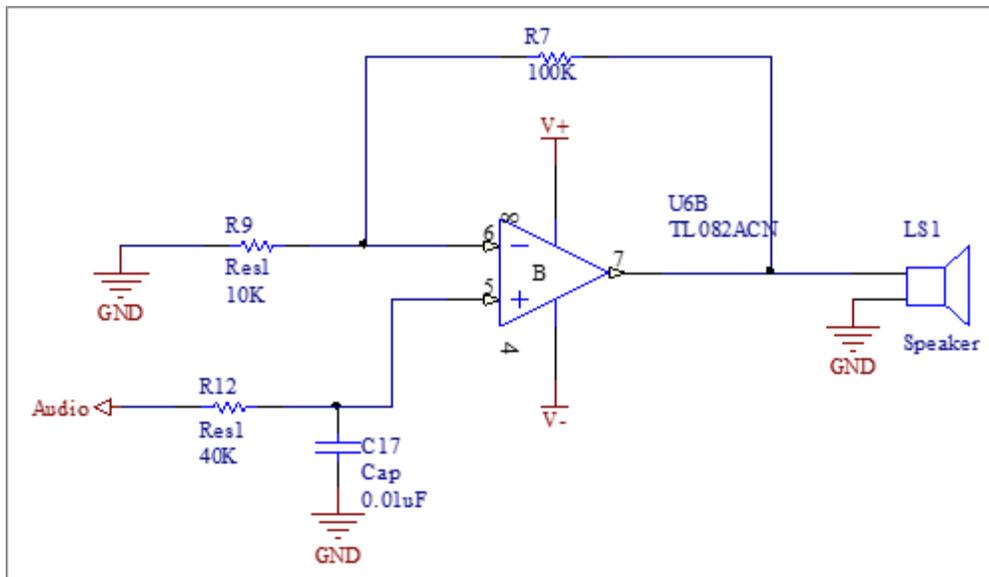


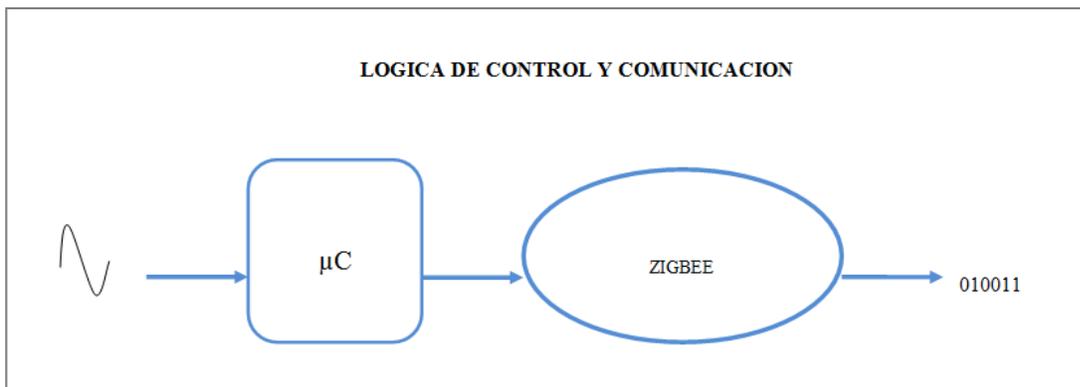
Figura 3.12 Diagrama Bocina

## CAPITULO IV

### DISEÑO, PROGRAMACION Y CONFIGURACION DEL FIRMWARE PARA EL CONTROL DEL EQUIPO

Se conoce como firmware a la serie de instrucciones de máquina para propósitos determinados, estas se graban dentro de la memoria del DSPIC, representa la lógica que controla el dispositivo y está directamente integrada con los circuitos electrónicos del mismo, en resumen, es el software que controla el hardware.

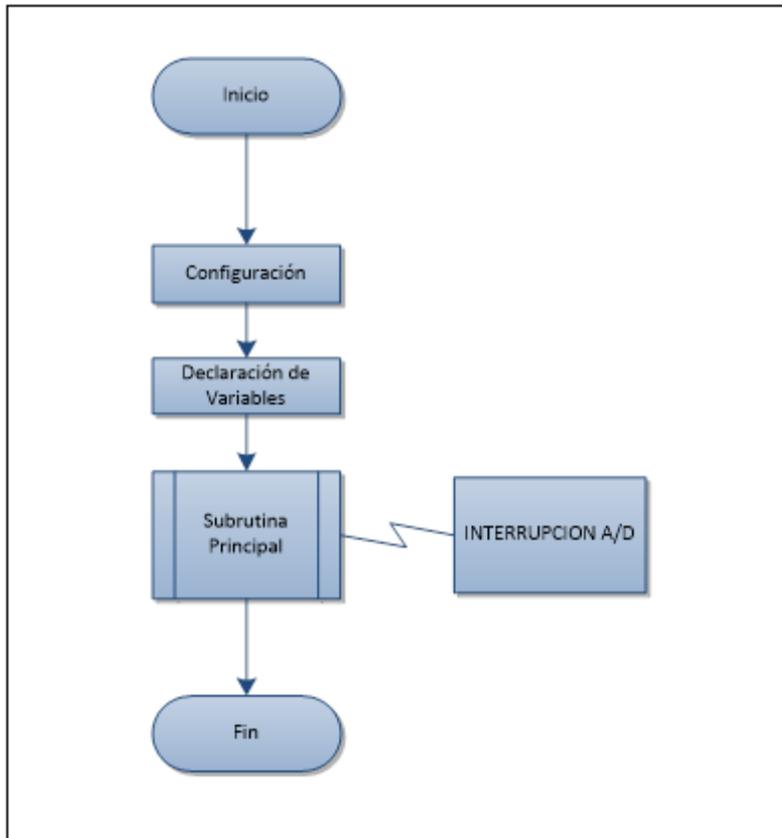
Después de adquirir y purificar la señal EOG, el paso principal es otorgarle las instrucciones para que ejecute las funciones que se determinaron en un principio. Programado en lenguaje C, el contenido del presente capítulo sintetiza el diseño e implementación del código en el módulo de control basado en DSPIC para el reconocimiento de movimientos oculares y además la configuración del módulo de comunicación basado en tecnología Zigbee, es la fase final de la implementación, se esquematiza en la Figura 4.1.



*Figura 4.1 Diagrama general*

#### 4.1 Diseño y descripción del programa

El cuerpo general del programa está compuesto por los procesos más comunes de programación, la tarea de estos es, en este orden, interpretar la distribución de registros y puertos, asignar el espacio lógico para las variables y desarrollar las instrucciones de interpretación de variables, como se muestra en la Figura 4.2.



*Figura 4.2* Flujograma del firmware

#### 4.1.1 Subrutina de interrupción del Convertidor A/D

Una interrupción permite realizar determinado proceso de manera desatada bajo alguna condición como puede ser tiempo o eventos específicos, actúa bajo llamada y como dice su nombre, interrumpe los procesos que se estén realizando, se ejecuta y después permite retomar las operaciones anteriores, en el presente caso su función es la de comprobar continuamente si existe una señal de ingreso desde el módulo de adquisición, muestrearla y obtener un valor de voltaje, seguidamente ingresa a un proceso en el cual interpretara que tipo de movimiento de globo ocular realizo el operador, el cual se revisa a detalle más adelante, como se muestra en la figura 4.3.

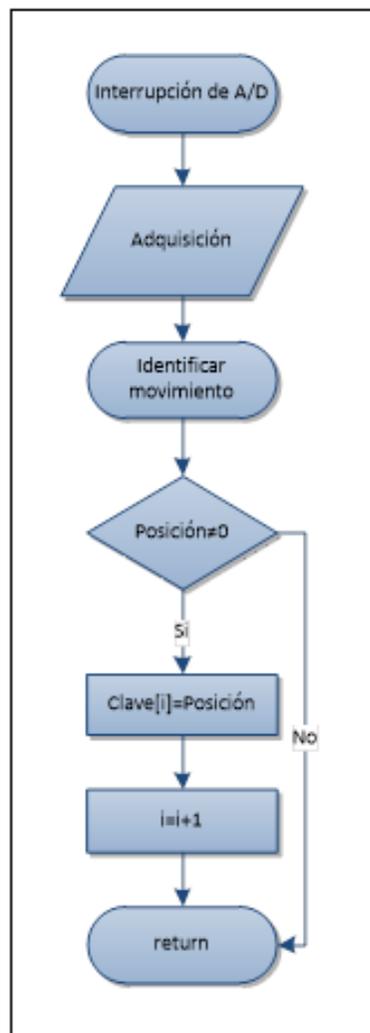
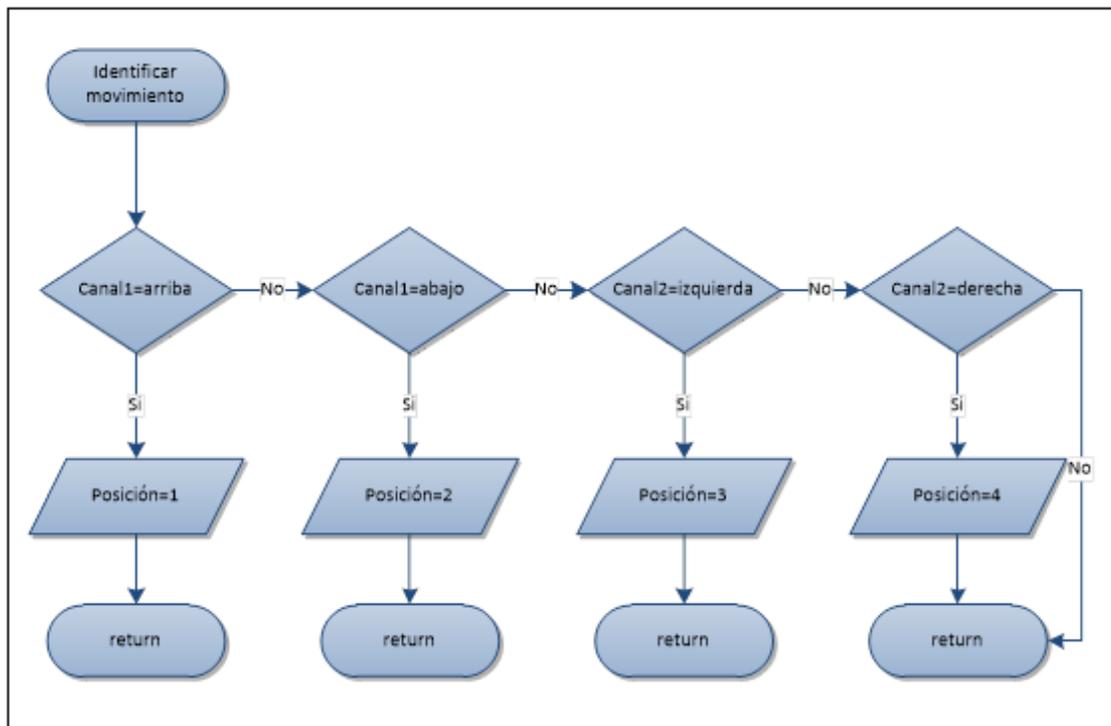


Figura 4.3 Flujograma Interrupción A/D

- **Clave:** Es el arreglo compuesto por 3 movimientos provenientes del globo ocular e interpretados por el sistema. Existen 6 claves válidas para ejecutar funciones determinadas, cualquier otra será desconocida por el programa.

#### 4.1.1.1 Subrutina Identificar movimiento

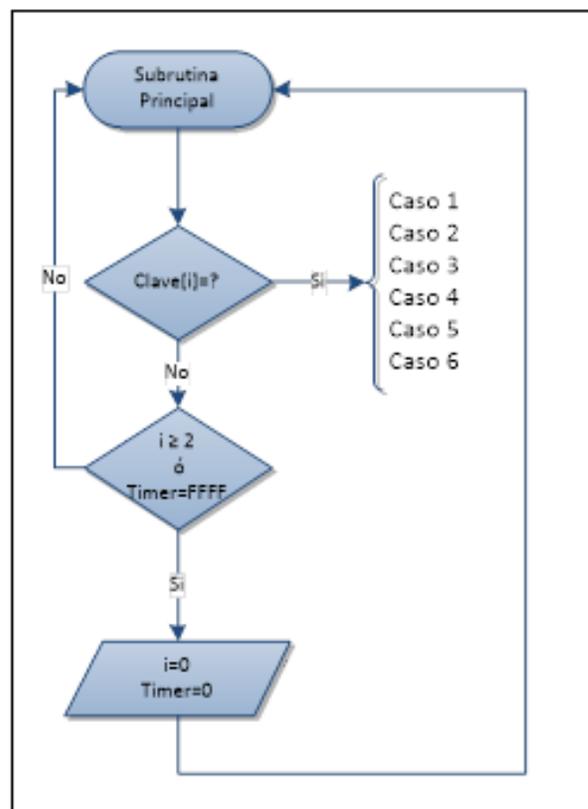
Esta porción del programa está encargada de identificar el tipo de movimiento ocular que se lleve a cabo analizando cada canal de ingreso y el valor de la señal EOG, existen 4 movimientos base (Arriba, Abajo, Izquierda, Derecha), esto consiste en comparar cada posible movimiento con el que está procesándose y en caso de identificarlo le asigna la posición respectiva (1, 2, 3, 4) y en caso de no existir coincidencias el proceso se repetirá indefinidamente hasta que existan datos validos o se detenga el programa. Según se aprecia en la Figura 4.4.



*Figura 4.4* Flujoograma Identificar Movimiento

### 4.1.2 Subrutina Principal

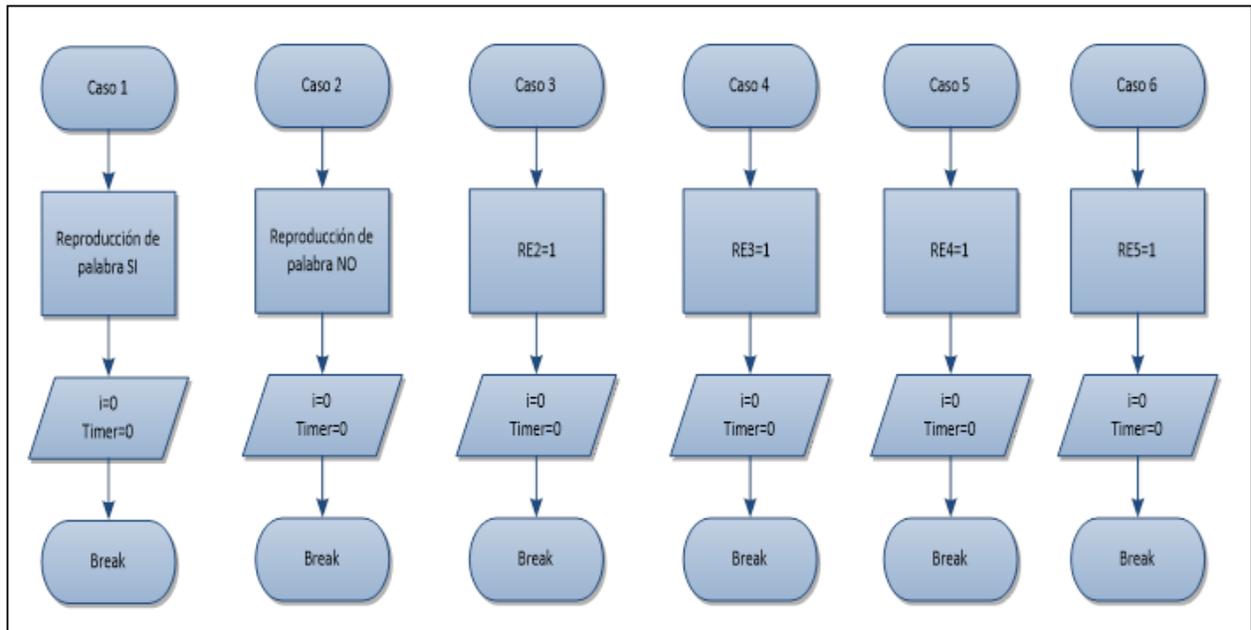
Esta dispuesta con la intención de recibir y procesar las claves pre programadas, cuya finalidad como se citó anteriormente es la de ejecutar una función de salida, consulta el dato de clave proveniente de la interrupción del Convertidor A/D, comprueba si es válido y lo distribuye al bloque de casos, de no serlo comprueba si se registraron 3 señales EOG, pasado eso determina si hacen falta datos y se realimenta, caso contrario reinicia el contador y el reloj dando inicio a un nuevo ciclo (Figura 4.5).



*Figura 4.5 Flujoograma principal*

#### 4.1.2.1 Subrutina de Casos

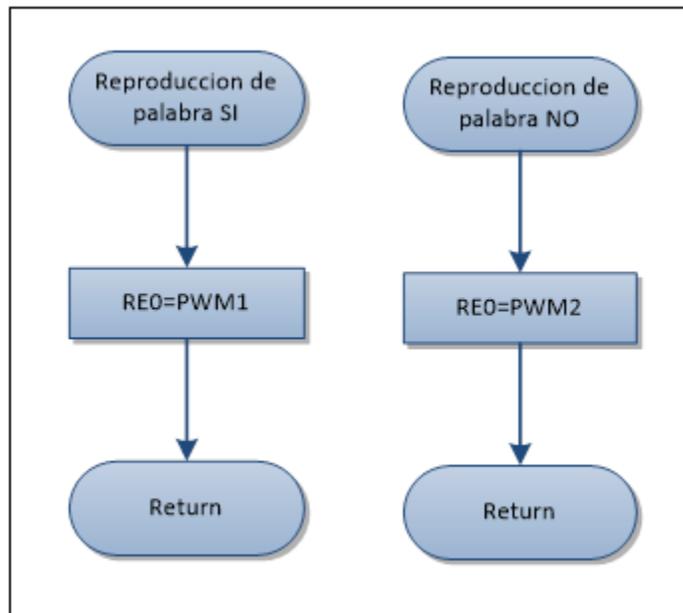
Es la última instancia del programa, cada caso tiene asignada una clave específica predispuesta en la configuración, cuando identifica de que caso se trata le redirige un cambio de estado hacia un puerto determinado, así cerrando un ciclo de operación para el caso 1 y 2 la respuesta por reconocimiento es diferente y es detallada más adelante (Figura 4.6).



*Figura 4.6* Flujo de Casos

#### 4.1.2.2 Subrutinas de Reproducción de Sonido

Este sistema cuenta con la herramienta de reproducción de mensajes de sonido, dadas las condiciones de manejo del equipo se simplificó a la emisión de las palabras “Si” y “No”, una pista de audio para cada variable es precargada en la memoria interna del DSPIC y dada la instrucción de casos 1 o 2 el programa busca en la memoria y la copia en el puerto determinado. Como se muestra en la figura 4.7.



*Figura 4.7 Subrutinas de reproducción de sonido*

#### **4.2 Configuración de Registros y declaración de variables**

El firmware está integrado directamente con la circuitería electrónica del elemento en donde se programa, el presente caso es un DSPIC30F4011, la configuración es un proceso de máquina que comprueba cada registro de memoria para determinar las condiciones iniciales de puertos, reloj, módulos, periféricos y basado en ello arrancar el programa. Y las variables son el espacio lógico de registros donde se almacenaran valores de cambio constante.

<b>Ajuste de bits de Registros</b>	
<b>ADCON1: A/D Registro de Control 1</b>	
FORM = 0;	Formato de bits del dato de salida.
SSRC=7;	Contador interno termina y comienza el muestreo de conversión (Conversión automática).
ASAM = 1;	El muestreo se inicia inmediatamente después de que finalice la conversión pasado.
SIMSAM = 1;	Las muestras Canal 0 y Canal 1 se envían simultáneamente.
ADON = 1;	El módulo de convertidor A / D está en funcionamiento.
<b>ADCON2: A/D Registro de Control 2</b>	
SMPI = 1;	Interrupciones en la finalización de la conversión de cada dos muestras / convertir secuencia.
CHPS = 1;	Convertir Canal 0 y Canal 1
VCFG = 4;	Bits de configuración de Voltaje de Referencia
<b>ADCON3: A/D Registro de Control 3</b>	
SAMC = 0;	Bits del tiempo de auto-muestreo
ADCS = 4;	Bits de selección del reloj de conversión de A/D.
<b>ADCHS: Registro de Selección de Entrada A/D</b>	
CH0SA=4;	Bits de selector de entrada positivo para el canal 0 para el multiplexor A
CH123SA=1;	Canal 1 Entrada positiva es AN3, Canal 2 Entrada positiva es AN4, Canal 3 Entrada positiva es AN5
<b>ADPCFG: A/D Registro de configuración de puertos</b>	
_PCFG3 = 0;	Bit de control de configuración de pin de entrada analógico. 0 = Pin de entrada en el modo analógico.
<b>FS0: Registro de estado de bandera de interrupción</b>	
ADIF = 0;	Limpiar el bit de la bandera de interrupción del A / D.
TMR3 = 0x0000;	Configurar el reloj del conversor A/D.
IEC0bits.ADIE = 1;	Habilitar la interrupción del conversor A/D.
#include <p30F4011.h>	Librerías que se incluyen en el proyecto.

*Tabla 4.1 Ajuste de bits de registro.*

<b>Ajuste de Bits de Configuración</b>	
<b>// FOSC</b>	
config FPR = HS	Modo en Oscilador primario (HS), un cristal es conectado entre los pines OSC1 Y OSC2.
config FOS = PRI	Fuente del Oscilador (Oscilador Primario)
config FCKSMEN = CSW_FSCM_OFF	Bits de configuración del modo de conmutación del reloj. Reloj de conmutación y monitor.
<b>// FWDT</b>	
config FWPSB = WDTPSB_16	Watchdog WDT (1:16).
config FWPSA = WDTPSA_512	Watchdog WDT (1:512)
config WDT = WDT_OFF	Reloj Watchdog Deshabilitado.
<b>// FBORPOR</b>	
config FPWRT = PWRT_OFF	Reloj POR deshabilitado
config BODENV = BORV20	Voltaje brown afuera reservado.
config BOREN = PBOR_OFF	PBOR Deshabilitado.
config LPOL = PWMxL_ACT_HI	Polaridad de salida PWM bajo activa.
config HPOL = PWMxH_ACT_HI	Polaridad de salida PWM alta activa.
config PWMPIN = RST_IOPIN	Pin de Reset de salida PWM.
config MCLRE = MCLR_EN	Master Clear activado.
<b>// FGS</b>	
config GWRP = GWRP_OFF	Protección del código segmentado desactivada.
config GCP = CODE_PROT_OFF	Protección del código general desactivada.
<b>// FICD</b>	
config ICS = ICS_PGD	Selección del canal de comunicación.

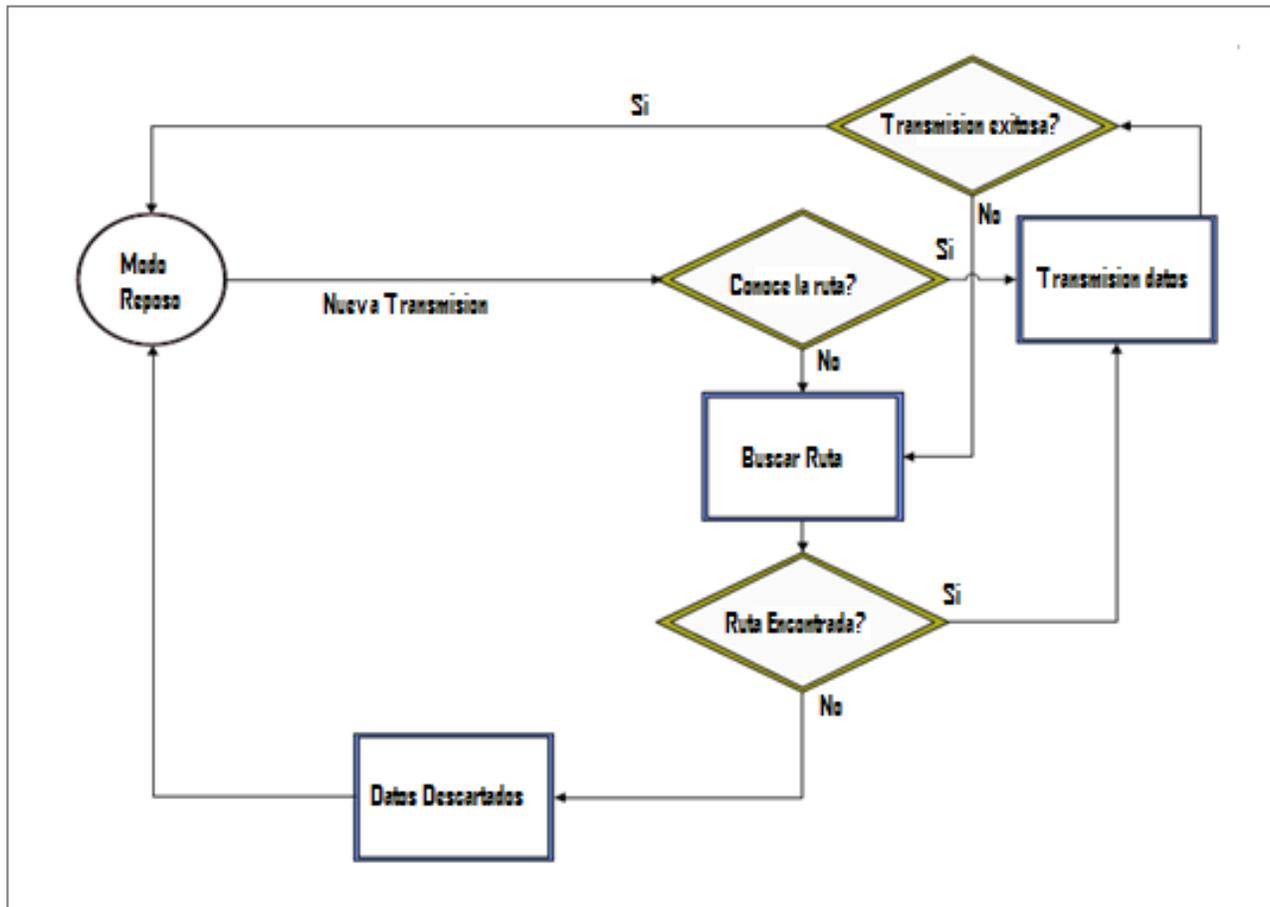
*Tabla 4.2 Ajuste de bits de configuración.*

<b>VARIABLES GLOBALES Y LOCALES</b>	
FCY 10000000UL	Frecuencia del oscilador exterior 10MHz.
ADResult1 = 0	Variable donde se guardara el resultado de la adquisición del canal 1.
ADResult2 = 0	Variable donde se guardara el resultado de la adquisición del canal 2.
clave[i]=[0,0,0]	Vector de 3 enteros. Arreglo donde se guarda la clave.
i = 0	Variable de la posición del vector clave.
posición=0	Variable para la detección de movimiento.
c	Variable local para la subrutina delay.
d	Variable local para la subrutina delay.
_RE0=0	Salida PWM. Puerto para reproducción de sonido.
_RE2=0	Salida lógica en 0. Puerto para encender lámpara.
_RE3=0	Salida lógica en 0. Puerto para encender alarma.
_RE4=0	Salida lógica en 0. Puerto para encender radio.
_RE5=0	Salida lógica en 0. Puerto para el accionar cerradura.

*Tabla 4.3 Variables locales y globales.*

### **4.3 Configuración módulo de comunicaciones XB24**

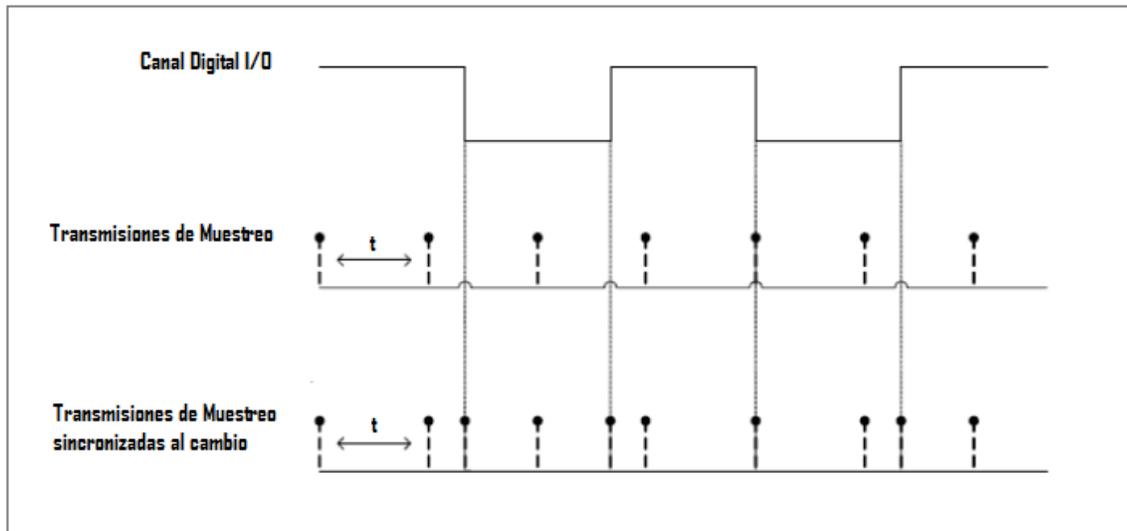
Entre los objetivos principales del proyecto esta realizar la comunicación inalámbrica para las diversas acciones que se ejecutan en el DSPIC, respecto a ello se cuenta con una herramienta de software llamada X-CTU para configurar los registros tanto del módulo emisor y del módulo receptor, cuyas condiciones deben ser similares, a continuación se describe un diagrama general del manejo de los datos en la tecnología Zigbee, se esquematiza como se aprecia en la Figura 4.8.



*Figura 4.8 Comunicación Zigbee*

Su ventaja radica en que los equipos mantienen un estado de reposo constante, lo cual economiza baterías y prolonga la vida útil, periódicamente el emisor o router está enviando un dato de prueba para cerciorarse de que los dispositivos de su red estén listos para una nueva transmisión.

Para realizar transmisión digital la configuración es muy elemental, dado que tanto emisor como receptor están dispuestos para realizar cambios de estado de manera síncrona puerto a puerto, como se mencionó antes, existen periodos de comprobación de dispositivos activos, estos se vuelven más funcionales al momento el de enviar y recibir datos, ya que dentro de estos intervalos se lleva a cabo la transmisión del cambio de estado, la igualación de estos ciclos se lleva a cabo gracias a un proceso llamado Edge Detection (Detección de Bordas).

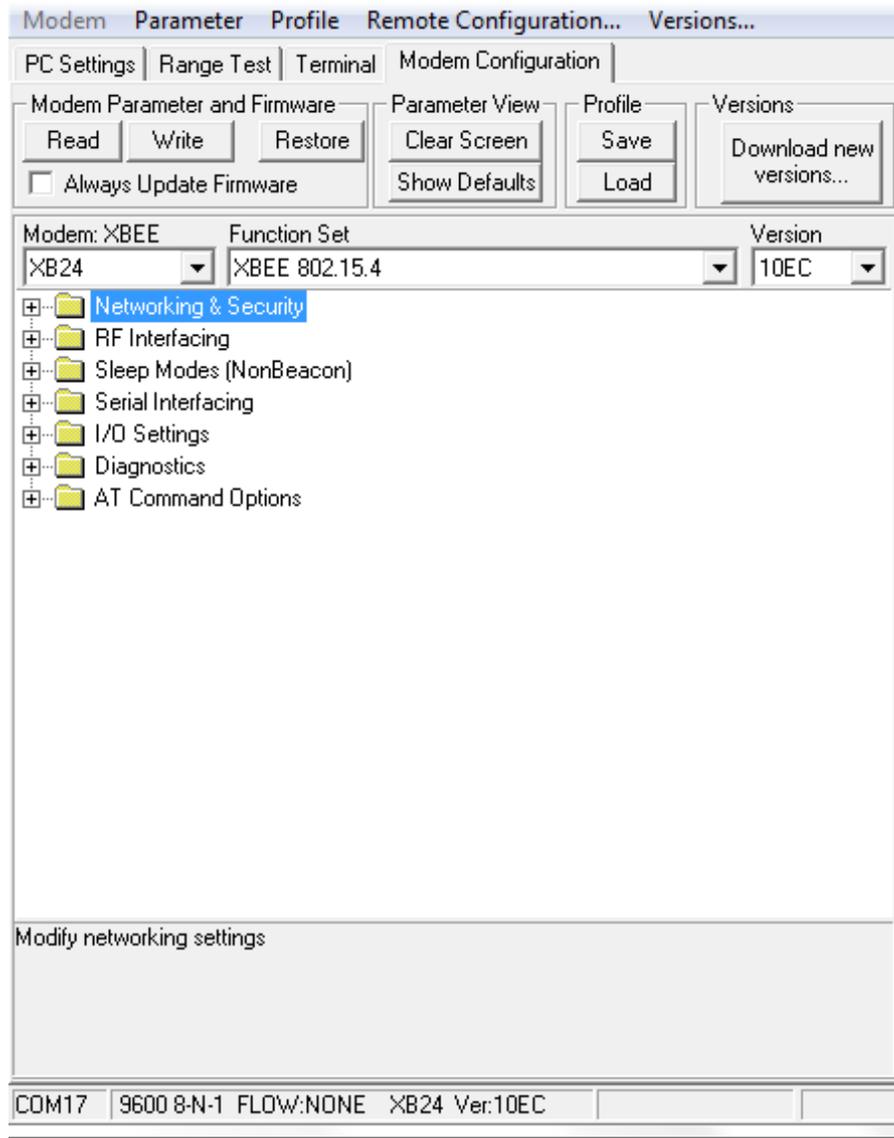


*Figura 4.9 Detección de Bordes*

Existe un enlace constante entre ambos terminales de comunicación XB24 que reacciona al cambio de manera síncrona, en la presente investigación se utilizan 4 canales digitales de comunicación para la operación del módulo de actuadores, uno para cada acción de mando.

#### 4.3.1 X-CTU

Comprendida la manera en la que operan los módulos se procede a la configuración de los mismos en el software de programación X-CTU, el tipo de comunicación que se establece es la de “cable virtual”, cuyo concepto es el de enlazar varios puertos digitales punto a punto y transmitirlos por un canal, tal como si existiera un conductor físico. Su panel de configuración se puede apreciar en la Figura 4.10.



*Figura 4.10 Configuración general del módulo XB24*

El primer paso consiste en el reconocimiento del módulo en el software, en la pantalla aparecen las características de configuración actuales, número de serie, versión, etc. Normalmente vienen listos para funcionar, solo se debe dar el direccionamiento para que se reconozcan los dispositivos y activar los puertos digitales, los registros “Networking and Security” e “I/O Settings” son los únicos pertinentes en este caso, el sobrante de la lista es para otros múltiples modos de trabajo (Figura 4.11).

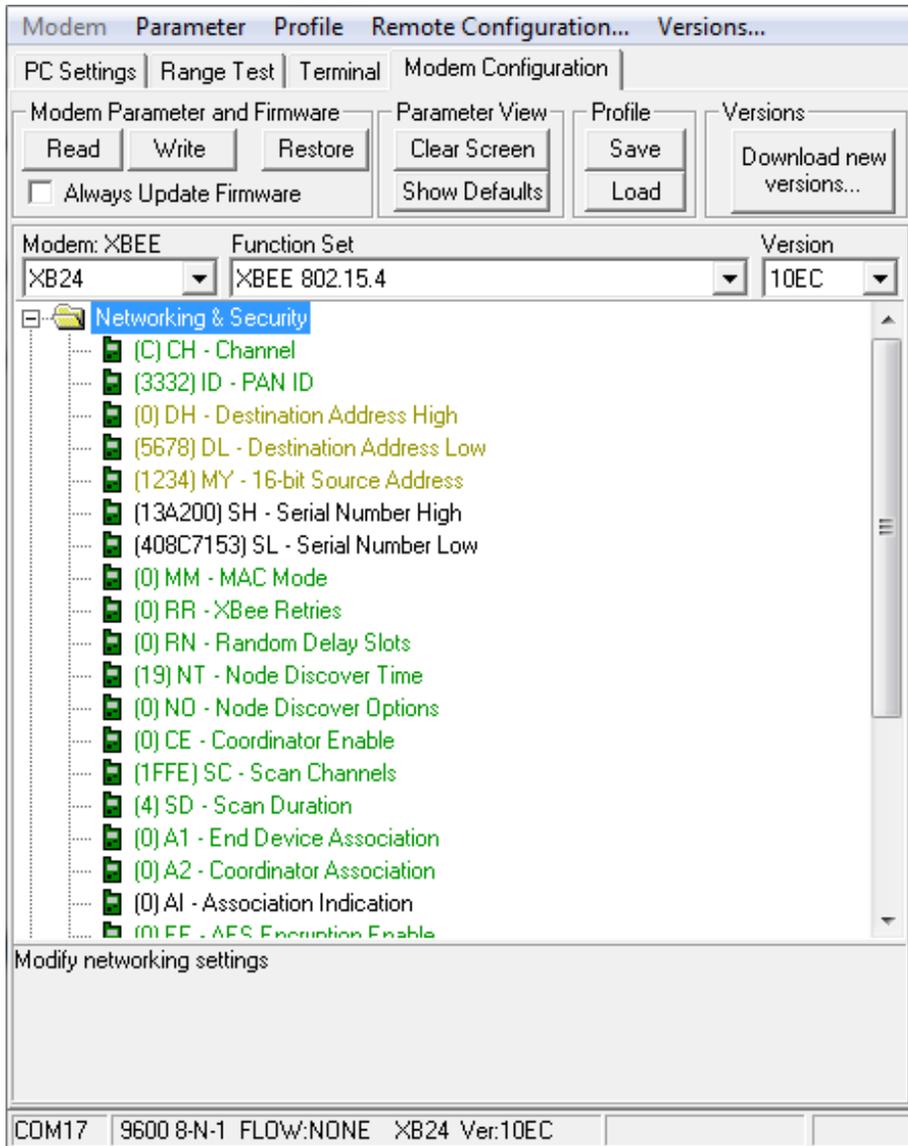


Figura 4.11 Configuración direccionamiento del módulo 1

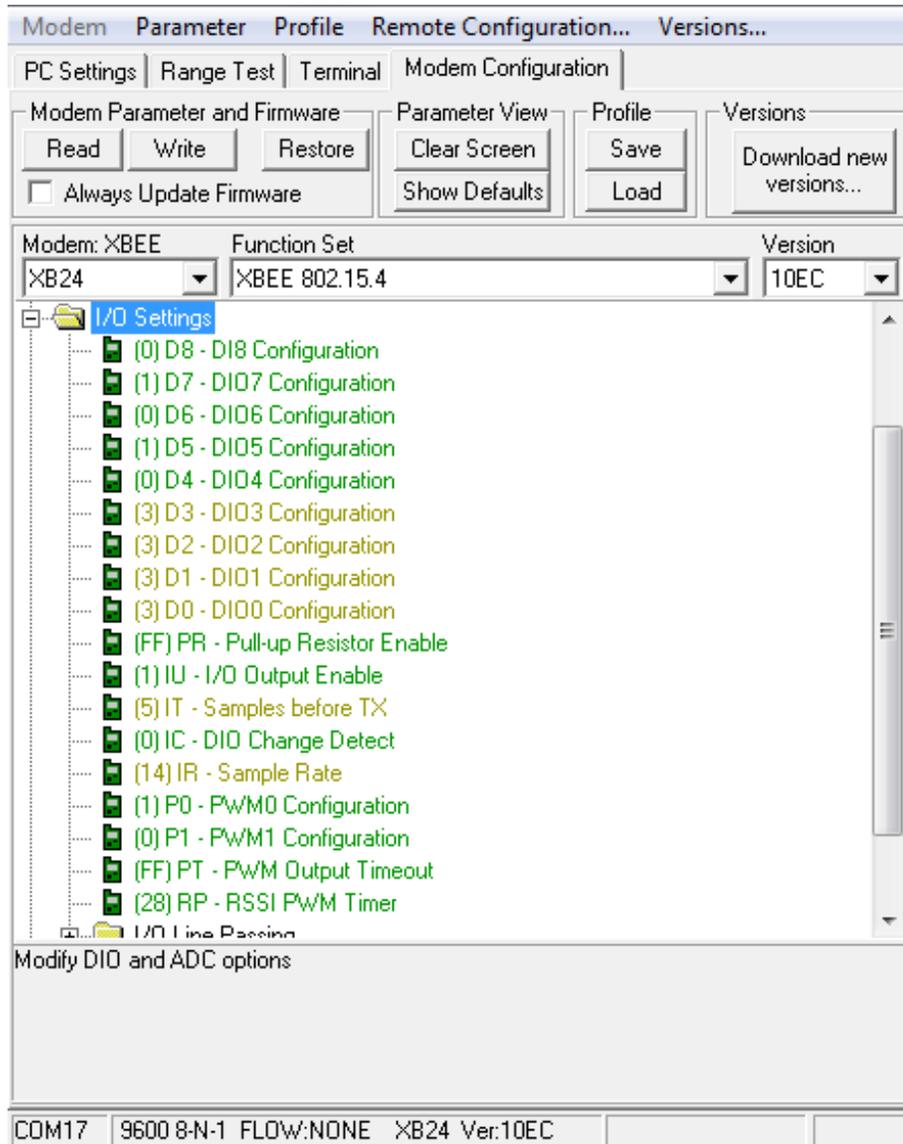
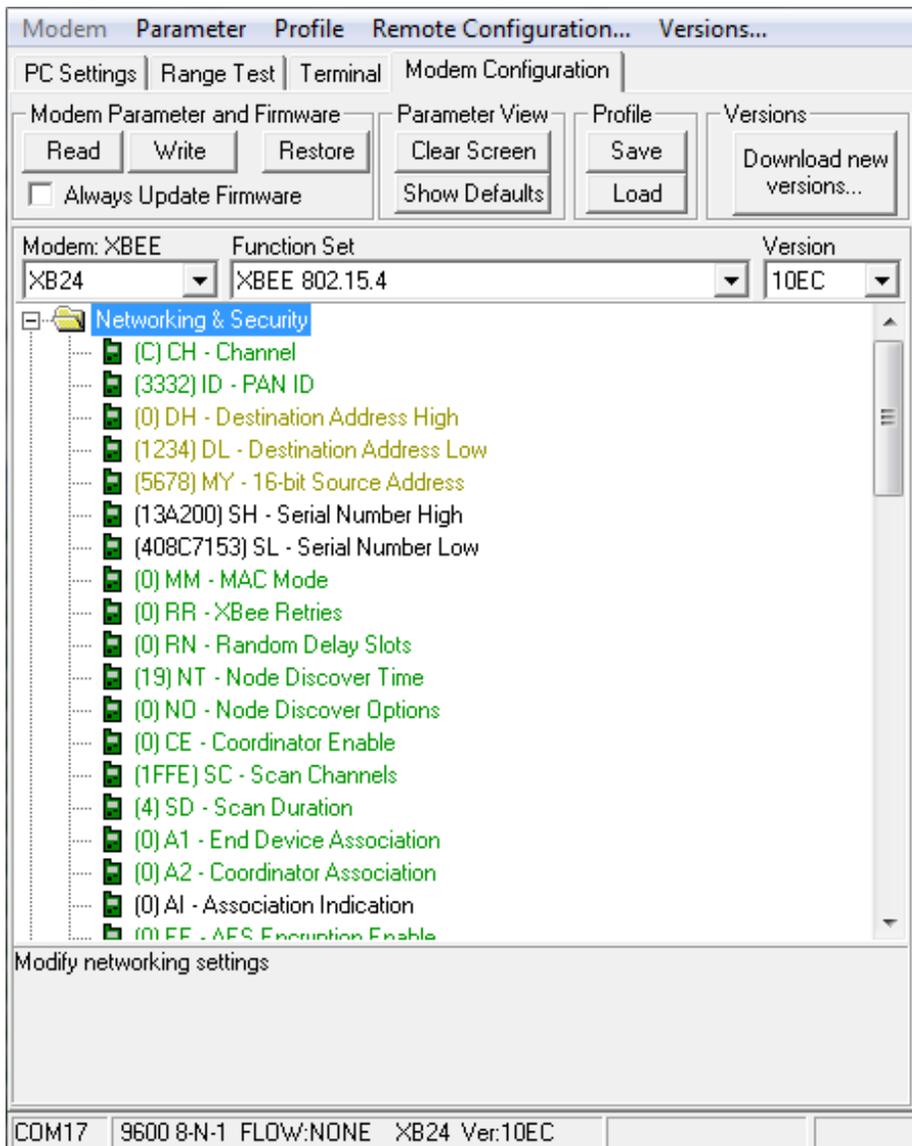
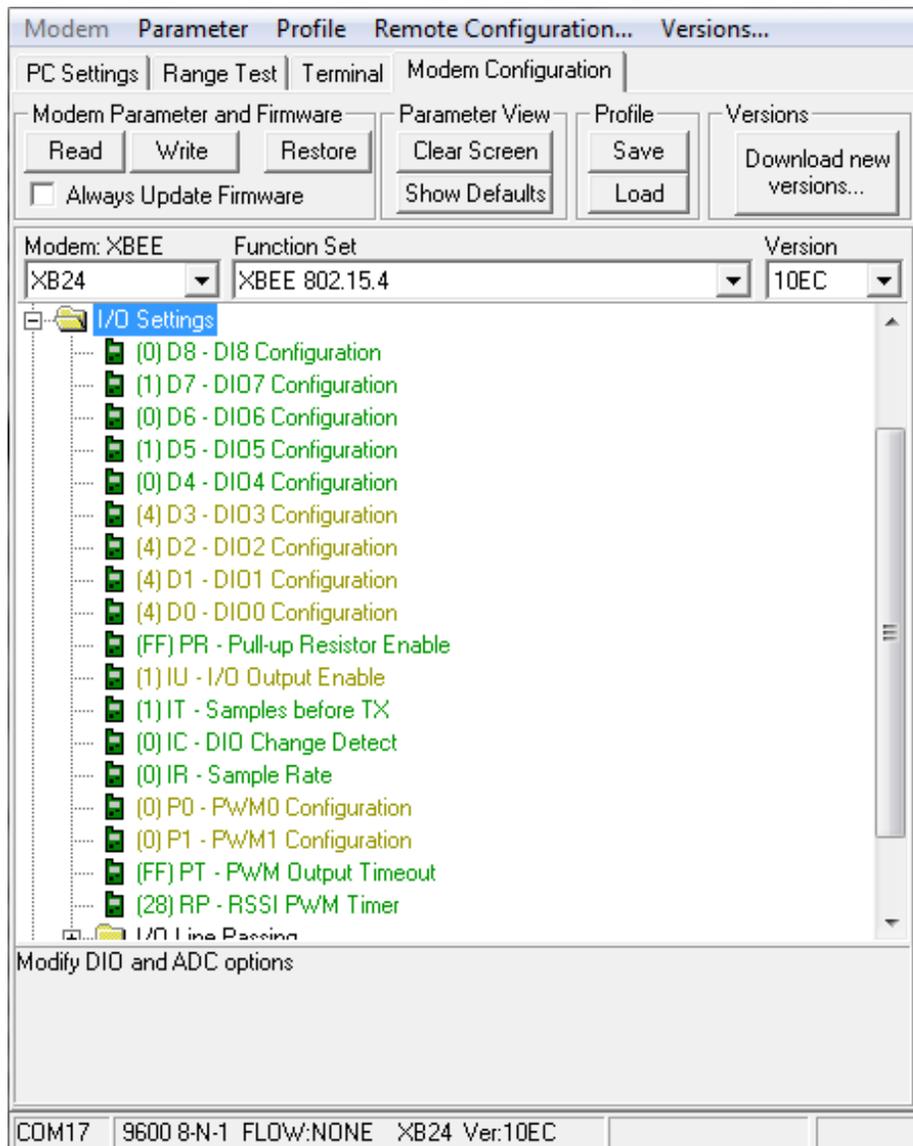


Figura 4.12 Configuración puertos digitales del módulo 1



*Figura 4.13 Configuración direccionamiento del módulo 2*



*Figura 4.14 Configuración puertos digitales del módulo 2*

Los registros que se modifican están sobresaltados de color amarillo, DH establece el tamaño de dirección de cada módulo (cero = 16 bits), el comando MY define la dirección del módulo y DL es la dirección a la cual se va a conectar. DIO0, DIO1, DIO2 y DIO3 son los puertos digitales dispuestos tanto para entrada y salida, IR es la tasa de transmisión en milisegundos, IT es la cantidad de muestras que se enviarán en razón del tiempo programado en IR, IU gobierna la activación de salidas digitales, P0 y P1 representan la condición de las salidas PWM.

## **CAPITULO V**

### **RESULTADOS FINALES**

Una vez concluido el diseño e implementación del sistema, se presentan las variantes entre la práctica y la teoría que contempla la electrónica analógica y digital programable, el reglaje de precisión es el paso definitivo a la consecución de los objetivos propuestos y va de la mano con la presentación de resultados finales. Cabe mencionar que cada cuerpo humano varía en una mínima proporción sus características eléctricas en base a la masa corporal y condiciones de clima, la calibración estuvo siempre apegada a las condiciones de un solo operador. Este capítulo final publica, a manera de memoria técnica, el acople final de todos los componentes, la solución a inconvenientes durante el desarrollo y además los resultados obtenidos con la operación conjunta de todos los módulos del sistema.

#### **5.1 Electrodo**

En primera instancia se utilizó electrodos desechables para obtener las señales alrededor de los ojos con la distribución citada en el primer capítulo, en cada sesión de pruebas y calibraciones se volvió tedioso ubicar y retirar los mismos, lo cual nos motivó a la construcción de unas gafas especiales para el operario con la distribución apropiada para obtener las señales con precisión. Los electrodos están hechos de cloruro de plata y en la unión con el tejido vivo se utiliza una solución electrolítica hecha a base de agua, antes de operar el equipo la piel debe limpiarse con alcohol farmacéutico para eliminar impurezas o sudor porque afectan la circulación del potencial bioeléctrico con ruido.

Los cables están soldados a los electrodos con estaño, este cambio de material conductor produce una mínima fluctuación en la señal que se puede considerar nula, están protegidos por un núcleo de ferrita que aísla cualquier fuente capacitiva. Se adecuaron unas gafas especiales para el operador (Figura 5.1).



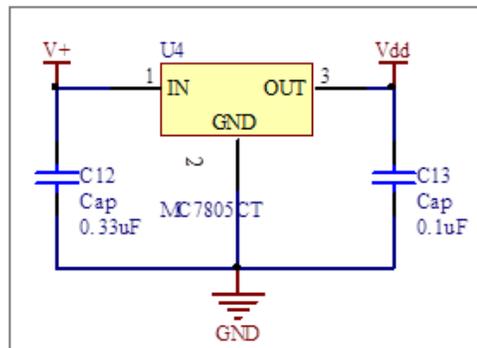
*Figura 5.1 Gafas EOG*

## **5.2 Módulo de adquisición y control**

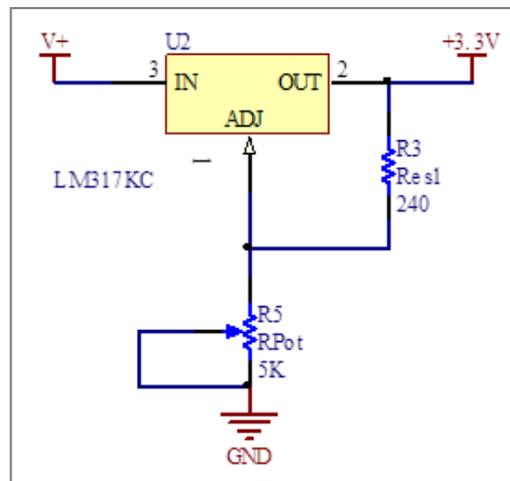
Estas fases fueron las de más largo desarrollo ya que está compuestas en su totalidad por elementos de electrónica analógica y digital, cuya naturaleza propia está sujeta a variaciones radicales por cambios de valor mínimos, su reglaje tuvo inconvenientes sobretodo en la eliminación de la frecuencia de interferencia provocada por la línea eléctrica de 60Hz, los diversos voltajes de operación de elementos, ruido interno y ajustes de rango de voltaje en la entrada del DSPIC

**Corrección ruido de 60Hz:** Además del filtro pasa banda aplicado en el diseño, se hizo necesario retirar la alimentación de voltaje proveniente de una fuente conectada a la red eléctrica pública y reemplazarla por baterías alcalinas de 9V, con la intención de evitar la incidencia de la frecuencia de 60Hz que dicha fuente fija provoca.

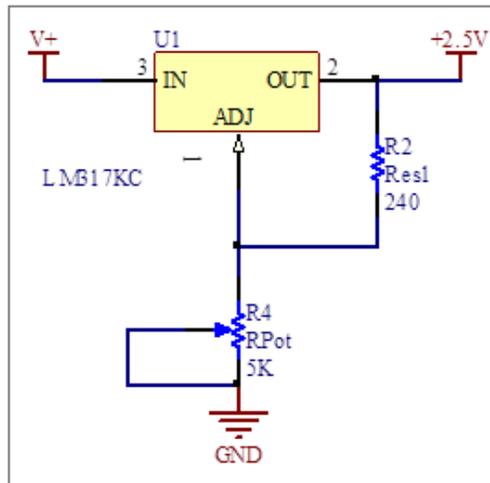
**Corrección voltaje de elementos:** La compleja circuitería y acoplo de tecnología demanda variados niveles de tensión, existen 3 reguladores dispuestos con el voltaje de entrada general de 9 Voltios, el primero es de 5V para la referencia de señal al convertidor A/D (Figura 5.2), el segundo entrega 3.3V para los módulos XB24 y el DSPIC (Figura 5.3), el tercero y último es un regulador de 2.5V para el acople de señal analógica de ingreso al módulo de control (Figura 5.4).



*Figura 5.2 Fuente 5V*



*Figura 5.3 Fuente 3.3V*



*Figura 5.4 Fuente 2.5V*

**Corrección ruido del DSPIC:** En sistemas digitales de alta velocidad existen conmutaciones muy rápidas, la circuitería interna requiere altos niveles de intensidad en periodos de tiempo mínimos, el cableado y pistas de conducción tienen una ligera inductancia, la cual provoca un retraso en el suministro de corriente, lo que representa caída de tensión en la alimentación del sistema, este problema se neutralizó con la utilización de condensadores de desacople, cuya tarea es la de mantener linealidad de voltaje y servir como camino de retorno a las corrientes de alta frecuencia, estos se ubicaron en los pines de alimentación del DSPIC.

**Corrección ajuste del rango de voltaje de entrada al DSPIC:** El rango de voltaje que manejan las 2 salidas de la tarjeta analógica de adquisición es de -2.5V a 2.5V y el rango de voltaje que soporta el DSPIC es de 0 a 5V, para neutralizar esta diferencia de tensión se adaptó un pequeño circuito de suma utilizando un amplificador instrumental, cuya tarea fue mover el eje de la onda en 2.5 voltios hacia positivo (Figura 5.5).

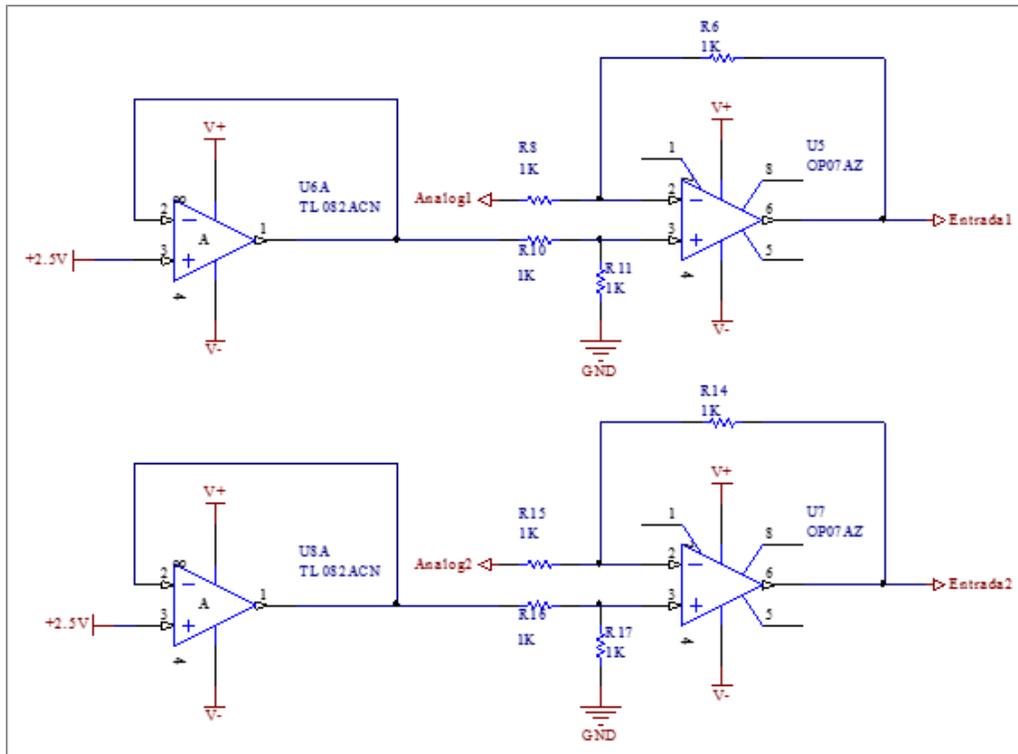


Figura 5.5 Circuito sumador de voltaje

### 5.3 Protocolos de prueba funcionales

El equipo funcionó en su totalidad como se estableció y para su prueba se ejecutaron las claves de movimiento ocular tal como se programaron en el DSPIC, las características del proyecto se resumen en entradas de manejo con señales analógicas y salidas de actuación digitales, los resultados se publican a continuación:

#### Módulo de adquisición

Movimiento Ocular	Canal 1 (Voltios)	Canal 2 (Voltios)	Entrada 1 (Voltios)	Entrada 2 (Voltios)
Arriba ↑	+2.42	0	+4.92	0
Abajo ↓	-2.48	0	+0.02	0
Izquierda ←	0	+2.40	0	+4.9
Derecha →	0	-2.45	0	+0.05

Tabla 5.1 Resultados del Módulo de Adquisición

Canal 1

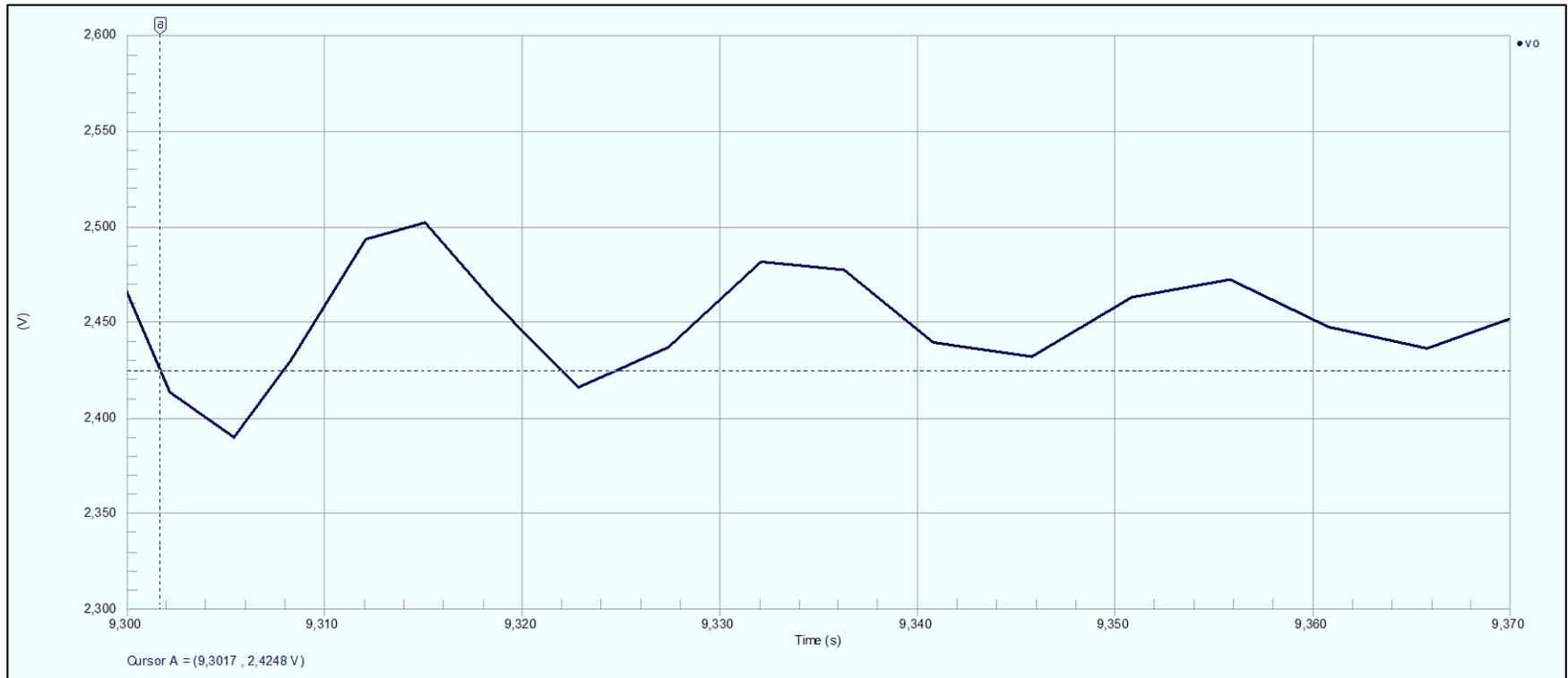
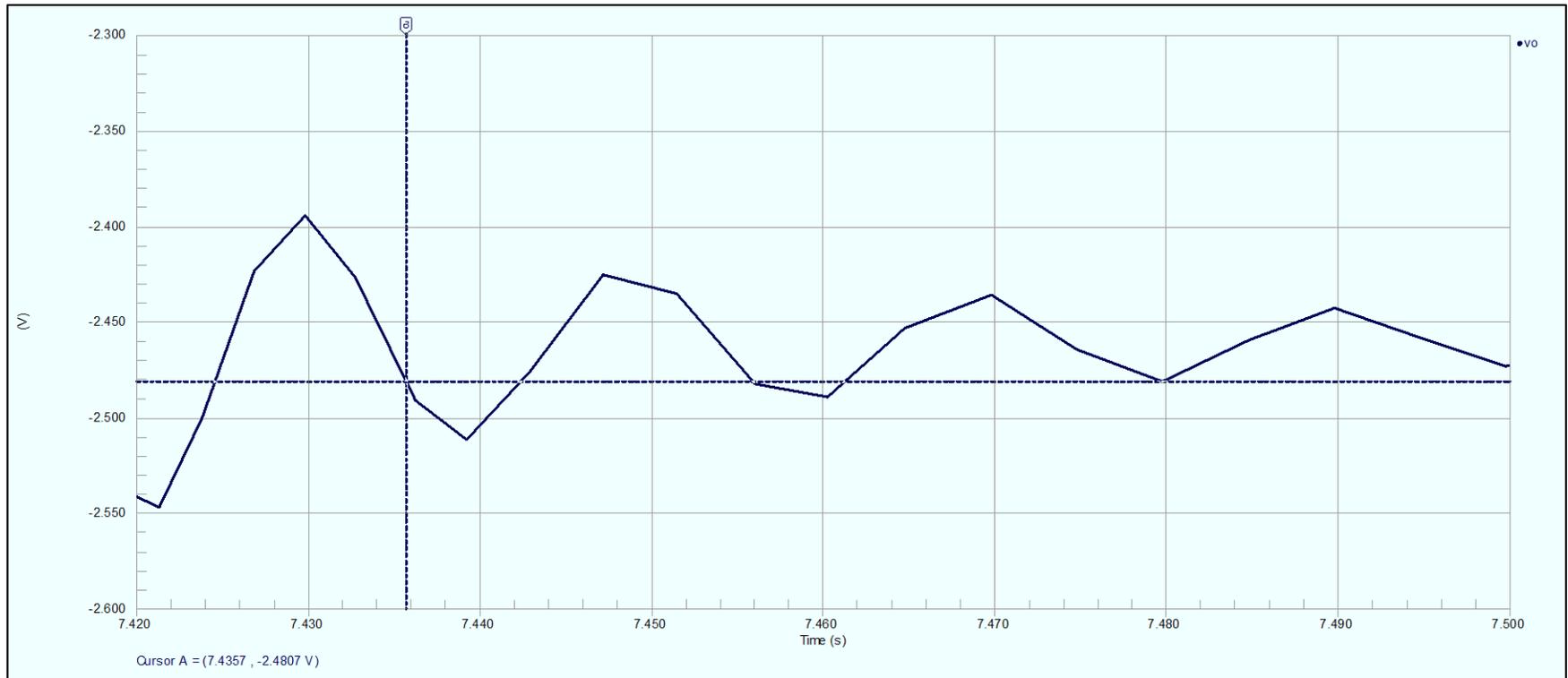


Figura 5.6 Señal movimiento arriba del canal 1



*Figura 5.7 Señal movimiento abajo del canal 1*

Canal 2

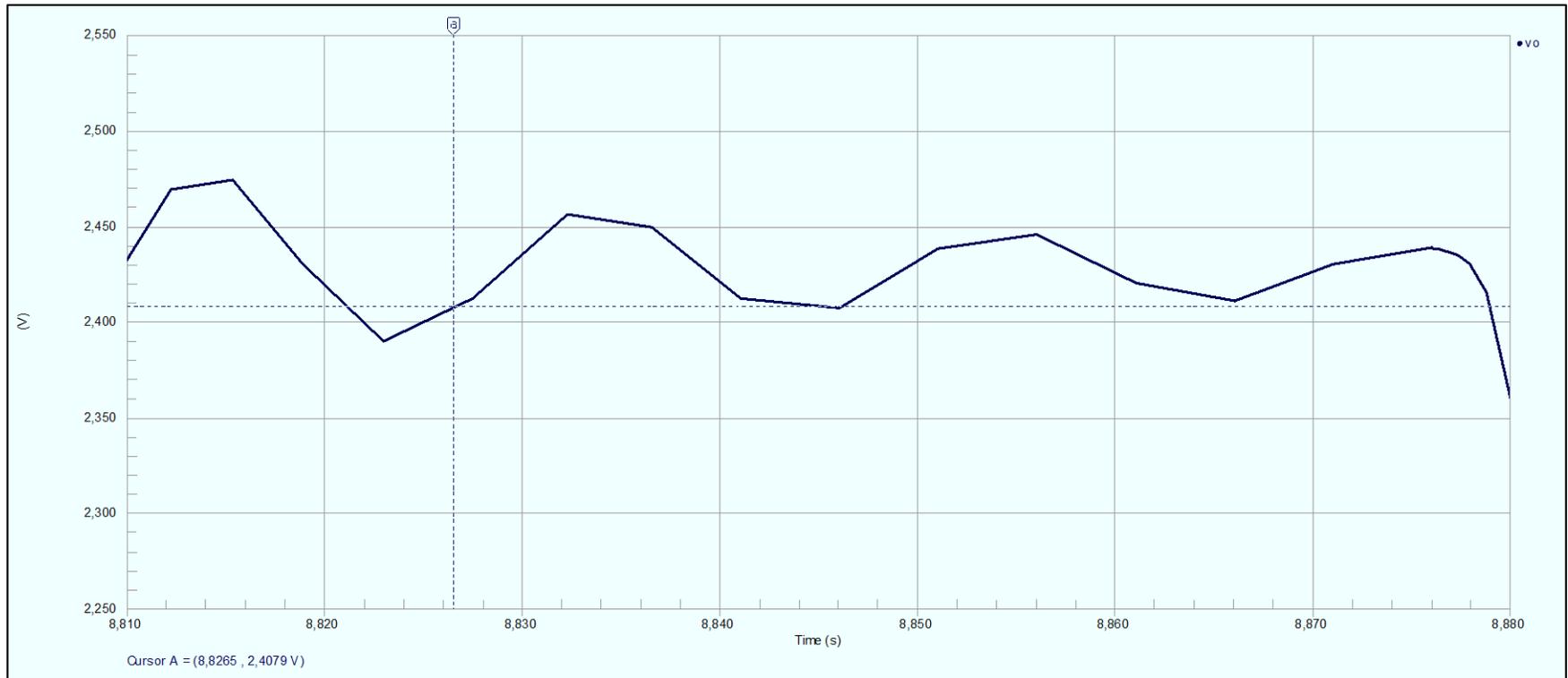
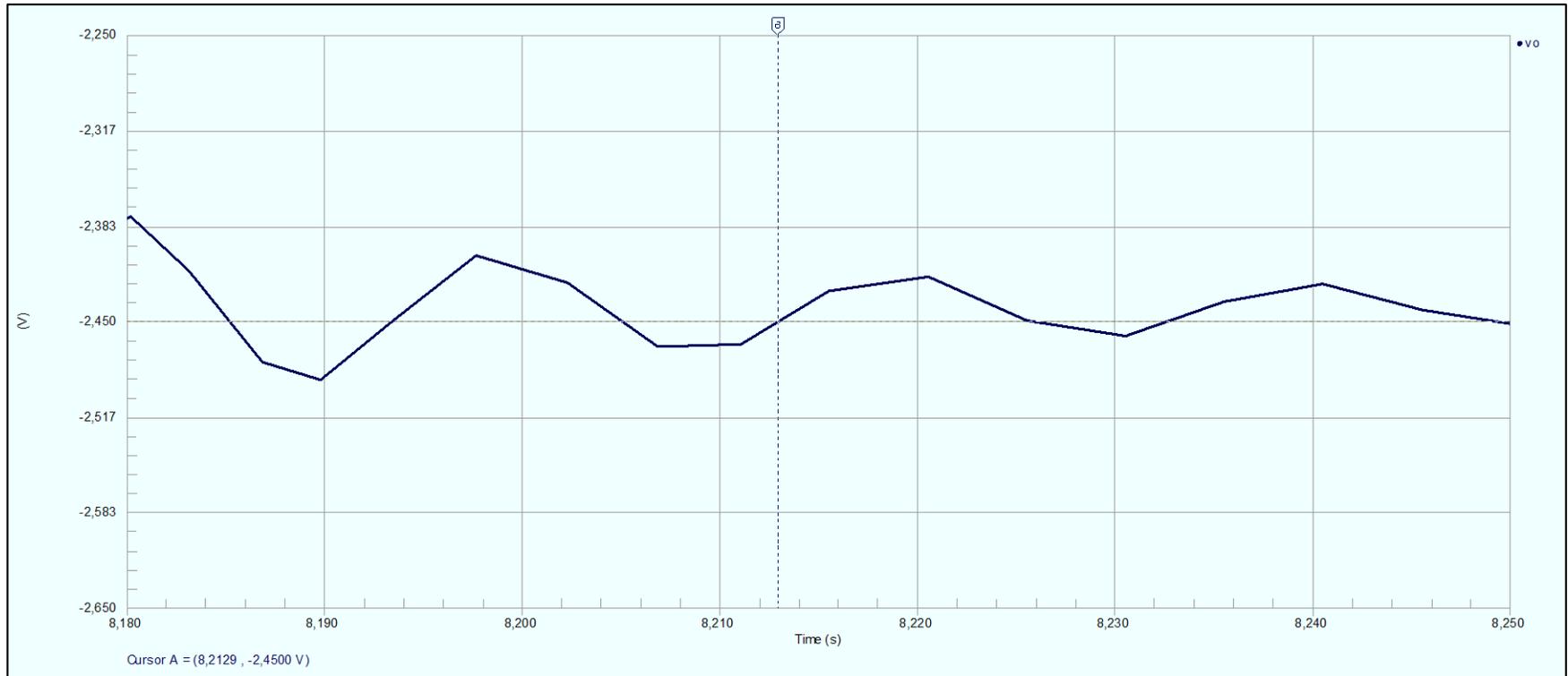
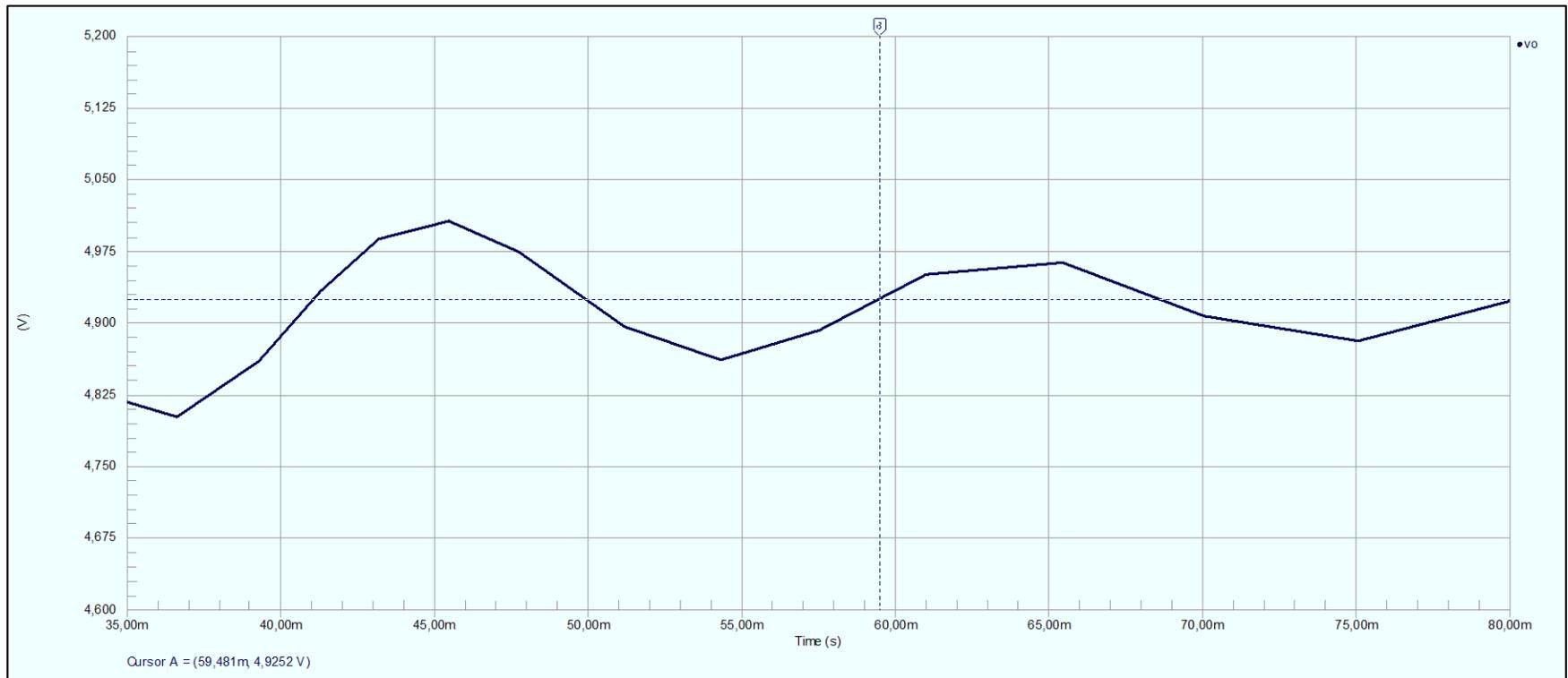


Figura 5.8 Señal movimiento izquierda del canal 2



*Figura 5.9 Señal movimiento derecha del canal 2*

### Entrada 1



*Figura 5.10 Señal movimiento arriba de entrada 1*

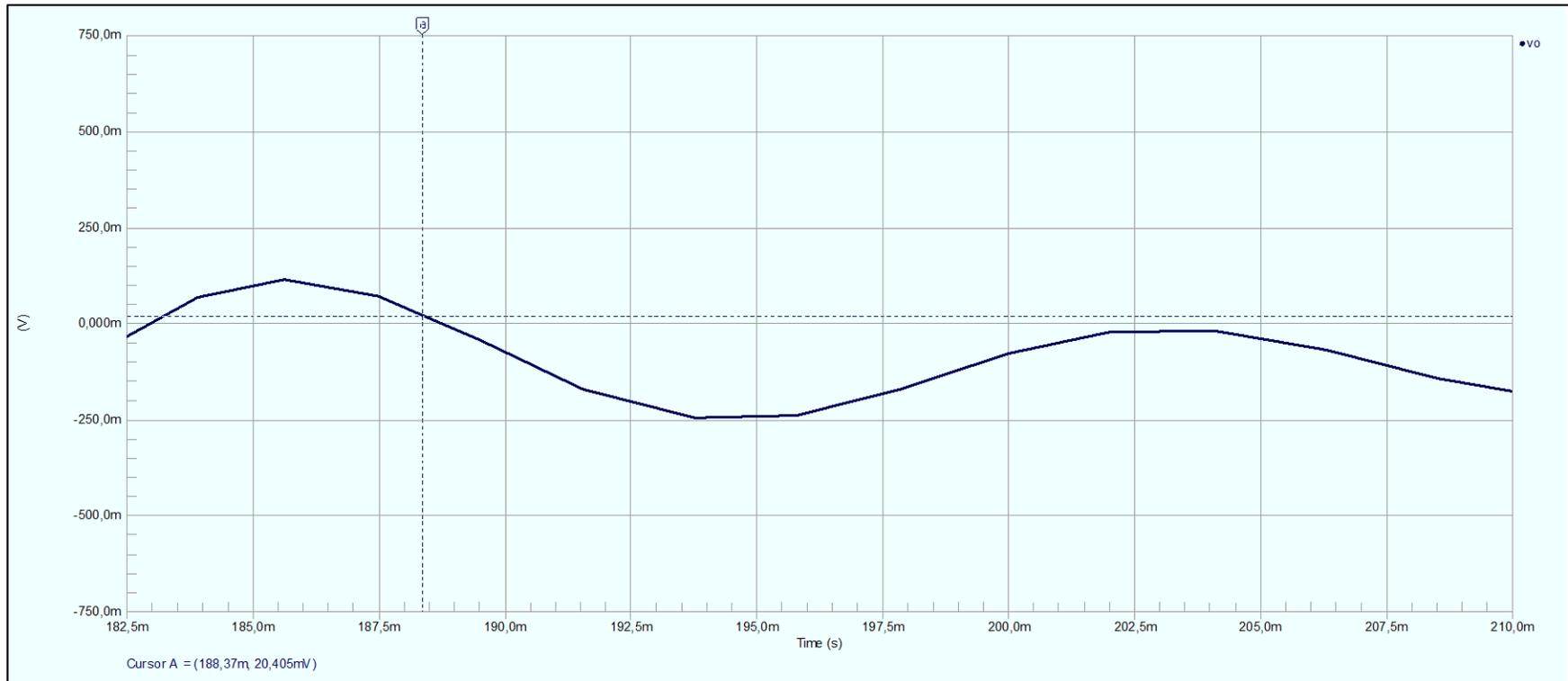
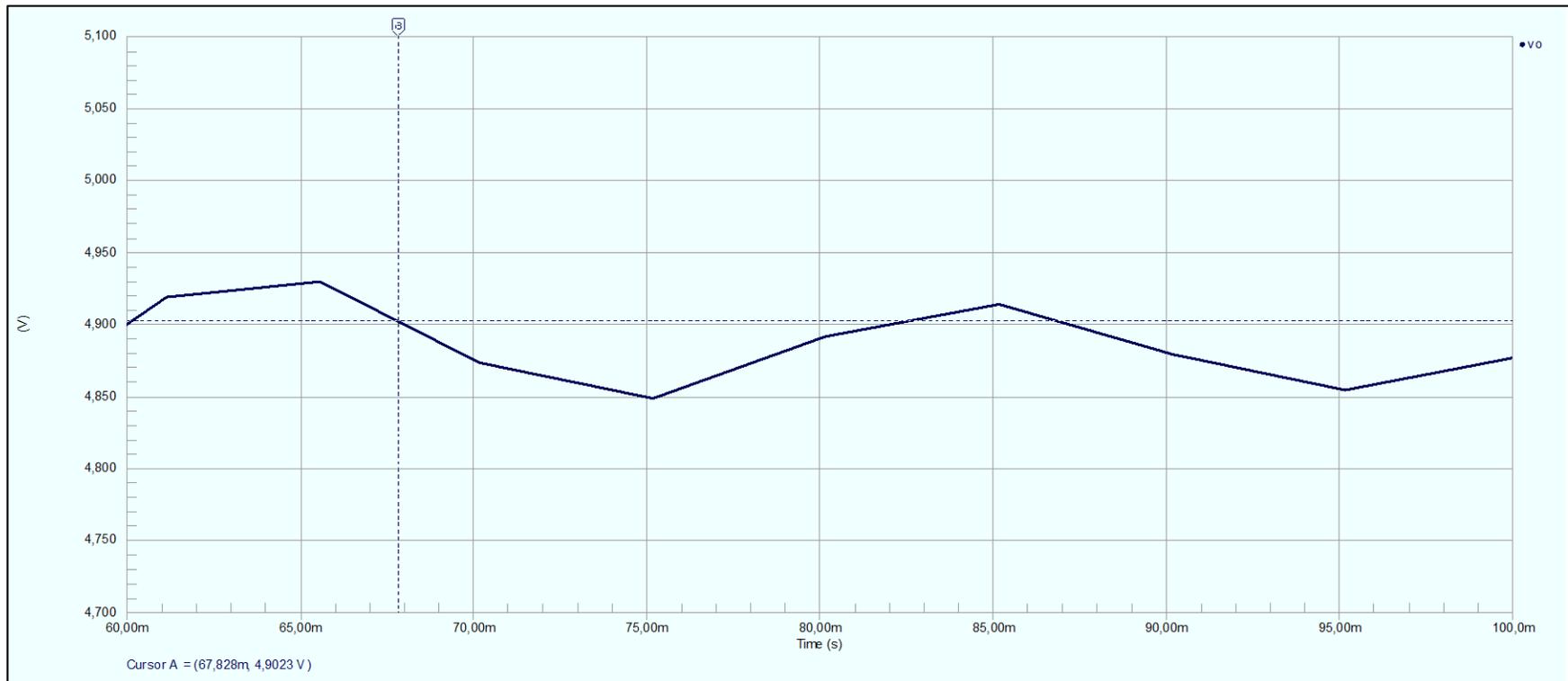


Figura 5.11 Señal movimiento abajo de entrada 1

## Entrada 2



*Figura 5.12 Señal movimiento izquierda de entrada 2*

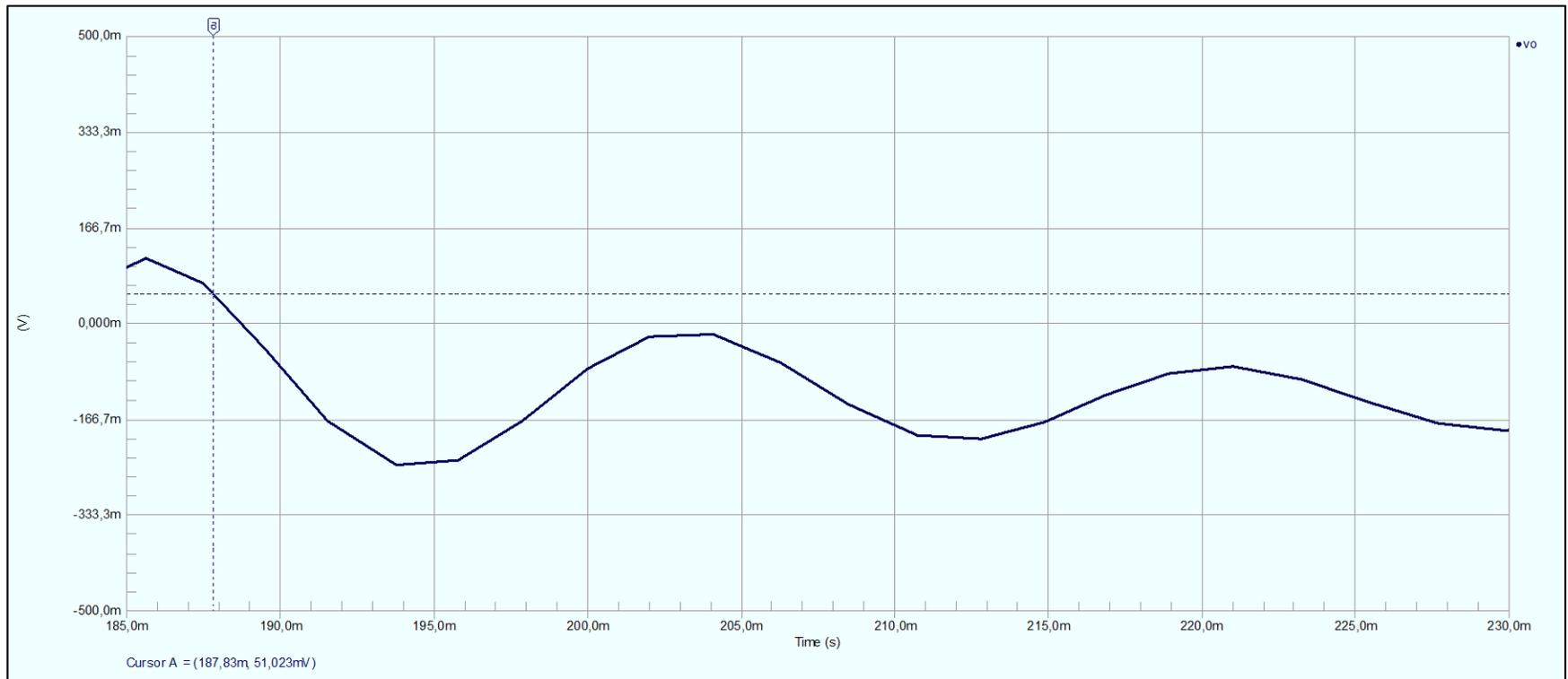


Figura 5.13 Señal movimiento derecha de entrada 2

**Módulo de Control**

Clave	Salida RE0	Salida RE2	Salida RE3	Salida RE4	Salida RE5
↑--↓---←	PWM1	0	0	0	0
→--↑--↓	PWM2	0	0	0	0
↓--↑---→	0	1	0	0	0
←--↑--↓	0	0	1	0	0
↓---→---←	0	0	0	1	0
→--↑--↓	0	0	0	0	1

*Tabla 5.2 Resultados del Módulo de Control***Módulo de Comunicación**

RE2	RE3	RE4	RE5	DI0	DI1	DI2	DI3
0	0	0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	1	0	0	0
0	1	0	0	0	1	0	0
1	1	0	0	1	1	0	0
0	0	1	0	0	0	1	0
1	0	1	0	1	0	1	0
0	1	1	0	0	1	1	0
1	1	1	0	1	1	1	0
0	0	0	1	0	0	0	1
1	0	0	1	1	0	0	1
0	1	0	1	0	1	0	1
1	1	0	1	1	1	0	1
0	0	1	1	0	0	1	1
1	0	1	1	1	0	1	1
0	1	1	1	0	1	1	1
1	1	1	1	1	1	1	1

*Tabla 5.3 Resultados del Módulo de Comunicación*

**Módulo de Actuadores**

<b>DO0</b>	<b>DO1</b>	<b>DO2</b>	<b>DO3</b>	<b>Lámpara</b>	<b>Alarma</b>	<b>Radio</b>	<b>Cerradura</b>
0	0	0	0	OFF	OFF	OFF	OFF
1	0	0	0	ON	OFF	OFF	OFF
0	1	0	0	OFF	ON	OFF	OFF
1	1	0	0	ON	ON	OFF	OFF
0	0	1	0	OFF	OFF	ON	OFF
1	0	1	0	ON	OFF	ON	OFF
0	1	1	0	OFF	ON	ON	OFF
1	1	1	0	ON	ON	ON	OFF
0	0	0	1	OFF	OFF	OFF	ON
1	0	0	1	ON	OFF	OFF	ON
0	1	0	1	OFF	ON	OFF	ON
1	1	0	1	ON	ON	OFF	ON
0	0	1	1	OFF	OFF	ON	ON
1	0	1	1	ON	OFF	ON	ON
0	1	1	1	OFF	ON	ON	ON
1	1	1	1	ON	ON	ON	ON

*Tabla 5.4 Resultados del Módulo de Actuadores***Bocina**

<b>Salida RE0</b>	<b>Bocina</b>
PWM1	"SI"
PWM2	"NO"

*Tabla 5.5 Resultados de la Bocina de Audio*

## **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

Desde el arranque del proyecto la meta perseguida fue proveer a la sociedad de un equipo para facilitar la comunicación de personas con capacidades especiales basado en señales EOG, con satisfacción se puede decir que a pesar de las dificultades, especialmente prácticas, esta investigación resultó exitosa considerando el objetivo principal como eje central.

El marco teórico estuvo disponible casi en su totalidad, cabe mencionar que la materia especializada en bioelectrónica en la mayoría de bibliotecas digitales se encuentra en idiomas diferentes al español, con un buen análisis e interpretación se logró recopilar información adecuada, que sustentó el proyecto.

El mercado nacional de dispositivos electrónicos abasteció completamente las necesidades que englobaron el diseño del hardware analógico y digital, se debe tomar en cuenta la importancia de las simulaciones y cálculos previos a cualquier implementación, una tarjeta de circuito impreso de alta calidad es fundamental para mantener la estética y evitar ruido por interferencia. Cada etapa represento un reto doble por razón de que debía acoplarse a un proceso anterior y posterior, efectivamente se logró superar inconvenientes gracias a la compatibilidad tecnológica de los elementos y a la programación del firmware, a esta última se le atribuye la superación de problemas en lo que se refiere a procesamiento de señal.

Cabe mencionar que esta investigación se delimito a sus objetivos como es correcto, sin embargo puede significar el camino a un sinnúmero de implementaciones de distinta índole, en nuestro medio existe un vacío tecnológico en el área de Bioelectrónica y más concretamente en lo referido a la Electro Oculografía, es justo y necesario promulgarla a un nivel científico. Una recomendación importante es que se disponga de todos los elementos electrónicos al iniciar el ensamble y se planifique en conjunto su acople, eso por la experiencia durante el desarrollo de esta tesis que estuvo sometido a diversos cambios durante su realización al tratarse de un tema nunca antes desarrollado, considerando una variedad de métodos y por suerte con éxito en su aplicación, la meta fue conseguida con la prueba del equipo operando.

## REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- RAMOS PALLAS ARENI. Adquisición y distribución de señales. Boixareu Editores. Barcelona – España. 1993.
- LEOPOLDO PEREZ TOLEDO. Detección de Movimientos Oculares para el Control de Dispositivos Electrónicos como Sistema de Apoyo a Discapacitados Motores. Universidad Austral de Chile. Valdivia – Chile. 2006.
- KENDAL SU. Analog Filters Second Edition. Kluwer Academic Publishers. USA. 2003
- NITISH V. THAKOR. Bipotentials and Electrophysiology Measurement. CRC Press LLC. USA. 2000.
- ANALOG DEVICES. AD620 Instrumentation Amplifier. Datasheet. USA. 1999
- ANALOG DEVICES. OP07 Operational Amplifier. Datasheet. USA. 2002
- MICROCHIP TECHNOLOGY INC. dsPIC30F4011/4012. Datasheet. USA. 2005.
- DIGI INTERNATIONAL. XBee® DigiMesh 2.4 RF Modules. USA. 2010.
- DIGI INTERNATIONAL. X-CTU Configuration & Test Utility Software. User's guide. USA. 2008.
- PHILIPS SEMICONDUCTORS. BT139 TRIAC. Datasheet. USA. 1997.
- QT OPTOELECTRONICS. MOC3020/ MOC3021/ MOC3022/ MOC3023 Non-zero crossing triacs. Datasheet. USA. 1997.

## REFERENCIAS ELECTRONICAS

- PLATAFORMA DE TELEFORMACION. El ojo humano. [En línea]. <<http://teleformacion.edu.aytolacoruna.es/FISICA/document/fisicaInteractiva/OptGeometrica/Instrumentos/ollo/ollo.htm>>. [Consulta sobre fisiología del ojo humano 5 de Enero de 2012].
- EHOW EN ESPAÑOL. Músculos del ojo humano. [En línea]. <[http://www.ehowenespanol.com/musculos-del-ojo-lista\\_73331/](http://www.ehowenespanol.com/musculos-del-ojo-lista_73331/)> [Consulta sobre fisiología del ojo humano 5 de Enero de 2012].
- PILAR BAUTISTA. Microcontrolador. [En línea]. <<http://pilarbautista.blogspot.com/>> [Consulta sobre micro controlador 29 de Julio de 2012].
- UNIVERSIDAD DEL PAIS VASCO. Filtros Bessel. [En línea]. <<http://www.ehu.es/Procesadodesenales/tema6/tx39a.html>> [Consulta sobre filtros Bessel 17 de Mayo de 2012].
- UNIVERSIDAD DE GUADALAJARA. Filtros Analógicos. [En línea]. <<http://proton.ucting.udg.mx/~cruval/filbut.html>> [Consulta sobre filtros Bessel 18 de Mayo de 2012].
- TUTORIALES PIC. ADC con interrupciones. [En línea]. <<http://picfernalía.blogspot.com/2012/07/adc-con-interrupciones.html>> [Consulta sobre interrupciones por Convertidor A/D 2 de Marzo de 2013].