



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

**Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica
Unidad Azcapotzalco**

Sección de Estudios de Posgrado e Investigación

**Obtención de Señales Ocular-Nerviosas por medio
de Filtros Activos.**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE

MAESTRO EN INGENIERÍA DE MANUFACTURA

P R E S E N T A

ING. Vicente García Rodríguez

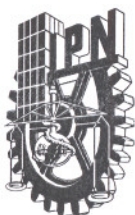
DIRECTORES:

DR. JAIME PACHECO MARTÍNEZ

DR. JOSÉ DE JESÚS RUBIO AVILA

MÉXICO, D. F. 2011





INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

ACTA DE REVISIÓN DE TESIS

En la Ciudad de México siendo las 18:00 horas del día 01 del mes de Diciembre del 2011 se reunieron los miembros de la Comisión Revisora de la Tesis, designada por el Colegio de Profesores de Estudios de Posgrado e Investigación de ESIME UA para examinar la tesis titulada:

"Obtención de Señales Ocular-Nerviosas por medio de Filtros Activos"

Presentada por el alumno:

García	Rodríguez	Vicente				
Apellido paterno	Apellido materno	Nombre(s)				
Con registro:						
B	0	9	1	5	6	8

aspirante al grado de:

Maestro en Ingeniería de Manufactura

Después de intercambiar opiniones los miembros de la Comisión manifestaron **APROBAR LA TESIS**, en virtud de que satisface los requisitos señalados por las disposiciones reglamentarias vigentes.

LA COMISIÓN REVISORA

Directores de tesis

Dr. Jaime Pacheco Martínez
Primer Vocal

Dr. José de Jesús Rubio Ávila
Segundo Vocal

Dr. Salvador Antonio Rodríguez Paredes
Presidente

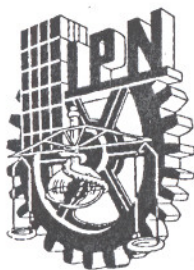
Dra. Maricela Guadalupe Figueroa García
Secretario

M. en C. Gerardo Villegas Medina
Tercer Vocal

PRESIDENTE DEL COLEGIO DE PROFESORES

Dr. Jaime Pacheco Martínez





INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

SECRETARÍA DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de México, D. F. el día 01 del mes de Diciembre del año 2011, el que suscribe Vicente García Rodríguez alumno del Programa Maestría en Ingeniería de Manufactura con número de registro B091568, adscrito a SEPI-ESIME-UA, manifiesta que es autor intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del Dr. Jaime Pacheco Martínez y el Dr. José de Jesús Rubio Avila cede los derechos del trabajo intitulado "Obtención de Señales Ocular-Nerviosas por medio de Filtros Activos", al Instituto Politécnico Nacional para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del autor y/o director del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a la siguiente dirección jpachecoma@ipn.mx, jrubioa@ipn.mx o ing.vicegar@gmail.com; Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.

Nombre y Firma

Vicente García Rodríguez

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría agradecer al Instituto Politécnico Nacional por el apoyo económico brindado a través del programa PIFI participando como becario en el proyecto SIP20091577 y SIP20101577 llamado Control y Monitoreo de Variables. A la Sección de Estudios de Posgrado e Investigación de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Azcapotzalco, por permitirme utilizar sus recursos e instalaciones.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca otorgada durante mi maestría.

A mis Padres que siempre han creído en mí y han sido un apoyo constante que hace posible la culminación de esta etapa profesional. A Dios por darme salud para concluir esta etapa.

A mis asesores Dr. Jaime Pacheco Martínez y Dr. José de Jesús Rubio Ávila por su paciencia, su tiempo y apoyo brindado en todo momento en el desarrollo de este trabajo.

Un especial agradecimiento al Dr. Salvador Antonio Rodríguez Paredes por su paciencia, su tiempo, su apoyo brindado y sus comentarios para mejorar la calidad de este trabajo.

Ing. Vicente García Rodríguez

México D.F., Diciembre del 2011

Índice general

1. Introducción	10
1.1. Justificación	11
1.2. Objetivo General	11
1.3. Objetivos Específicos	11
2. Marco Teórico	13
2.1. Estado del Arte	13
3. Despliegue de la Función Calidad	17
4. Primera Obtención de Señales	32
4.1. Programación del Micro controlador	36
4.2. Señales Obtenidas del Nervio Ocular	37
5. Filtros	40
5.1. Modelo Matemático del Filtro Pasa Altas	40
5.2. Modelo Matemático del Filtro Pasa Bajas	43
5.3. Cálculo de las Frecuencias de Corte	44

5.4.	Modelo Matemático Filtro Rechaza Banda	49
5.5.	Modelo Matemático del Filtro Pasa Banda usando un sólo Amplificador Operacional	51
5.6.	Modelo Matemático del Circuito Amplificador	52
6.	Señales Obtenidas	54
6.1.	Simulación del Filtro Pasa Altas	54
6.2.	Experimentación del Filtro Pasa Altas	56
6.3.	Obtención de Datos en Agilent del Filtro Pasa Altas	59
6.4.	Simulación del Filtro Pasa Bajas	61
6.5.	Experimentación del Filtro Pasa Bajas	63
6.6.	Obtención de Datos en Agilent del Filtro Pasa Bajas	65
6.7.	Filtro Final	67
6.7.1.	Simulación	68
6.7.2.	Experimentación Física	69
6.7.3.	Movimiento Ocular Hacia Arriba	70
6.7.4.	Movimiento Ocular Hacia Abajo	71
6.8.	Filtro Digital	73
6.8.1.	Movimiento Ocular Hacia Abajo	74
6.8.2.	Movimiento Ocular Hacia Arriba	75
7.	Conclusiones y trabajo a futuro	77
7.1.	Conclusiones	77
7.2.	Trabajo Futuro	78

8. Apéndice	85
8.1. Artículos Publicados	85
8.2. Programa del Microcontrolador	86
8.3. Programa de SimuLink	90

Índice de figuras

2.1. Diagrama en Bloques del Sistema	14
3.1. Fase de desarrollo de las Especificaciones Técnicas durante el Proceso del Diseño.	22
3.2. Casa de la Calidad o Diagrama QFD	23
3.3. QUÉ vs QUIÉN	25
3.4. Evaluación de la Competencia	26
3.6. Relación entre Requisitos del Cliente y Requisitos Técnicos	28
3.5. Simbología	28
3.7. Objetivos Técnicos	29
3.8. Simbología	29
3.9. Relación entre los Requisitos de Ingeniería	30
3.10. Casa de la Calidad	31
4.1. Posicionamiento de los Electrodoes	33
4.2. Señal Obtenida por Medio de los Electrodoes Conectados al Osciloscopio	33
4.3. Relación entre los Movimientos Oculares y las Señales Detectadas.	35
4.4. Circuito de la Conexión del MAX232 a un puerto DB9	36

4.5. Divisor de Voltaje para Señal de Entrada	37
4.6. Señal obtenida en SimuLink usando un divisor de voltaje.	38
4.7. Señal obtenida en Simulink	39
5.1. Circuito del Filtro Pasa Altas	41
5.2. Circuito del Filtro Pasa Bajas	43
5.3. Respuesta en Frecuencia para: a) Filtro Pasa Bajas b) Filtro Pasa Altas . . .	45
5.4. Respuesta en Frecuencia del Filtro Pasa Bajas	47
5.5. Respuesta en Frecuencia del Filtro Pasa Altas	49
5.6. Circuito del Filtro Rechaza Banda	50
5.7. Circuito del Filtro Pasa Banda usando 1 Amplificador Operacional	51
5.8. Circuito de la Fase de Amplificación	52
6.1. Circuito del Filtro Pasa Altas para su Simulación en Multisim	54
6.2. Señal de Entrada con Frecuencia a 1 mHz	55
6.3. Señal de Entrada con Frecuencia de 5Hz	55
6.4. Señal de Entrada con Frecuencia de 1kHz	56
6.5. Filtro Pasa Altas	57
6.6. Señal 5 mHz	57
6.7. Señal de 5 Hz	58
6.8. Señal de 50 kHz	58
6.9. Señal de 4 Hz	59
6.10. Señal de 40 mHz	60

6.11. Señal de 4 kHz	60
6.12. Circuito del Filtro Pasa Bajas para su simulación en Multisim	61
6.13. Señal de Entrada con Frecuencia de 1mHz	62
6.14. Señal de Entrada con Frecuencia de 5Hz	62
6.15. Señal de Entrada con Frecuencia de 1kHz	63
6.16. Filtro Pasa Bajas	63
6.17. Señal de 500 mHz	64
6.18. Señal de 5 Hz	64
6.19. Señal de 50 kHz	65
6.20. Señal de 4 Hz	65
6.21. Señal de 40 mHz	66
6.22. Señal de 4 kHz	67
6.23. Circuito del Filtro Final	68
6.24. Señal de 3 Hz	68
6.25. Señal de 60 Hz	69
6.26. Circuito Armado en un ProtoBoard	69
6.27. Señal Filtrada	70
6.28. Señal Generada	71
6.29. Señal Generadas 2 Movimientos	71
6.30. Señal Generada	72
6.31. Señal Generada 2 Movimientos	72
6.32. Señal EOG Obtenida del Movimiento Horizontal de los Ojos	73

6.33. Movimiento Ocular hacia Abajo	74
6.34. 2 Movimientos Oculares hacia Abajo	74
6.35. Movimiento Ocular hacia Arriba	75
6.36. 2 Movimientos Oculares hacia Arriba	75
8.1.	86

Índice de tablas

3.1. Clasificación de Requisitos	25
3.2. Requisitos Técnicos	27
5.1. Magnitudes Filtro Pasa Altas	47
5.2. Magnitudes Filtro Pasa Bajas	49

Resumen

En el presente trabajo se describe el proceso para la obtención de señales bioeléctricas generadas por el ojo, electro oculográficas, por medio de filtros activos, en este caso un amplificador operacional LM741. También como se acondicionó la señal mediante combinaciones de filtros activos, para limpiar las señales electro oculográficas, utilizando incluso el software MatLab®. Para esto se construyó un circuito para captar las señales, acondicionarlas y mandarlas por medio de un puerto DB9 a un ordenador. Se describe el comportamiento simulado y real del amplificador con señales obtenidas gracias a un generador de funciones y con señales electro oculográficas, captadas por medio de electrodos de un voluntario. Su fundamentación matemática de los filtros para validar los resultados. Así como un filtro activo diseñado por uno de los directores de tesis, el Dr. José de Jesús Rubio Ávila, para poder limpiar la señal totalmente en el software MatLab®. Y este trabajo sea base para futuros trabajos donde se pueda analizar la señal de manera digital.

Abstract

This paper describes the process for obtaining bio-electric signals generated by eye, electro oculographic signals (EOG) through active filters, in this case a LM741 operational amplifier. Also as the signal was conditioned by combinations of active filters to clean the electrical signals oculográficas, even using MatLab ® software. For this purpose, was built a circuit to capture signals, condition and send them via a DB9 port to a computer. We describe the real and simulated behavior of the amplifier signals obtained by a function generator and electro oculographic signals, captured by electrodes of a volunteer. Also in this paper obtains mathematical foundation of the filters to validate the results. This paper also presents an active filter designed by one of the directors of the thesis, Dr. José de Jesús Rubio Avila, to clean the signal entirely in the software MatLab ®. This work is the basis for future work where we can analyze the signal digitally.

Capítulo 1

Introducción

La comunicación [Miyara, 2004] [Aguilar et ál., 2007] [Mahecha et ál., 2008] es esencial para los seres humanos para poder ser parte de una comunidad. Sin embargo hay enfermedades en el cerebro que disminuyen la capacidad de comunicación. Se ha desarrollado tecnología para ayudar a la comunicación de estas personas. Los músculos que han demostrado ser los que menos daños presentan son los oculares, por lo cual presentan un gran potencial para desarrollar tecnología basada en los movimientos oculares para mejorar la comunicación en personas con capacidades diferentes.

Se sabe que el sistema nervioso autónomo (SNA) [Fauci et ál., 2008] se distribuye en todo el neuroeje y llega a todos los órganos y sistemas, incluyendo los ojos. Regula la presión arterial, la frecuencia cardíaca, el sueño y las funciones de vejiga e intestino. Opera *silenciosamente*, de modo que sólo se advierte su importancia absoluta cuando aparece alguna alteración de su función, que culmina en las llamadas disautonomías. Para detectar las diferentes anomalías que pueden generar una patología, se usan las señales eléctricas producidas por el SNA, entre ellas las señales electro oculográficas (EOG, por sus siglas en inglés) [Pallás, 1993] [González et ál., 2005], que son las que nos interesan, y las cuales estudiaremos en este proyecto.

Al ser el cuerpo humano una composición química, que logra su movimiento por medio de pequeños impulsos eléctricos, se pueden obtener las señales bioeléctricas producidas por el sistema nerviosa autónomo, pero existe una gran diferencia en las señales eléctricas producidas por hombres o por mujeres, dependiendo también la señal bioeléctrica de la edad de los

sujetos, como lo muestra el estudio de [Nescolarde Selva et ál., 2001], en donde se ven tablas comparativas entre hombres y mujeres de cierto rango de edad. Por lo que es conveniente tomar en cuenta este estudio, para proponer una señal electro oculográfica *sana*, para cada género.

1.1. Justificación

La tecnología tiene su mayor motivación en ayudar a mejorar la calidad de vida del ser humano y su ambiente. Siendo la salud un aspecto importante en la vida del ser humano, la búsqueda por desarrollar y mejorar tecnología en este campo es siempre importante.

Existen trabajos sobre el diagnóstico de pacientes con problemas cardíacos, así como existen trabajos sobre obtención de señales electro oculográficas. Estos trabajos consideran la señal obtenida por el electro oculograma como una señal *sana* e infalible, como base para poder determinar otras sintomatologías. Siendo las del sueño las mas recurridas en el uso de electro oculogramas. Pero si el sujeto presenta algún problema en su sistema nervioso autónomo y crea señales electro oculográficas pobres, o con alguna deficiencia, podría cometerse una equivocación en el diagnóstico del paciente poniendo en riesgo su salud. En este trabajo se encontrarán las señales electro oculográficas sin el uso del electro oculograma, usando dispositivos más baratos, como lo son los amplificadores operacionales, para que en un futuro trabajo se pueda diseñar un algoritmo inteligente para determinar si el paciente se encuentra sano, facilitando así el trabajo del médico.

1.2. Objetivo General

- Proponer un dispositivo que nos permita obtener las señales ocular-cerebrales.

1.3. Objetivos Específicos

- Analizar el mercado existente por medio de la herramienta de despliegue de función calidad, para obtener la manufactura más eficiente del dispositivo.

- Analizar los filtros activos pasa altas, pasa bajas, pasa banda y rechaza banda.
- Proponer un circuito que combine los filtros anteriormente mencionados que nos permita obtener las señales ocular-cerebrales
- Proponer un filtro digital que nos permita mejorar la calidad de las señales obtenidas en el circuito anteriormente mencionado.

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Estado del Arte

En el cuerpo humano [Barea, 2001] [Miyara, 2004] [Dalgaard et ál., 2009] se generan diferentes señales bioeléctricas debido al funcionamiento de órganos tales como el cerebro, el corazón, los ojos, los músculos. Estas señales reciben nombres característicos dependiendo del órgano en el que se originan. Para los órganos mencionados, las señales reciben el nombre de electroencefalográficas, electrocardiográficas, electrooculográficas y electromiográficas, respectivamente. Las señales bioeléctricas son utilizadas principalmente en diagnóstico médico para detectar patologías en los órganos que las producen, pero también pueden ser utilizadas, particularmente aquellas que son generadas de manera voluntaria, para controlar interfaces hombre-máquina.

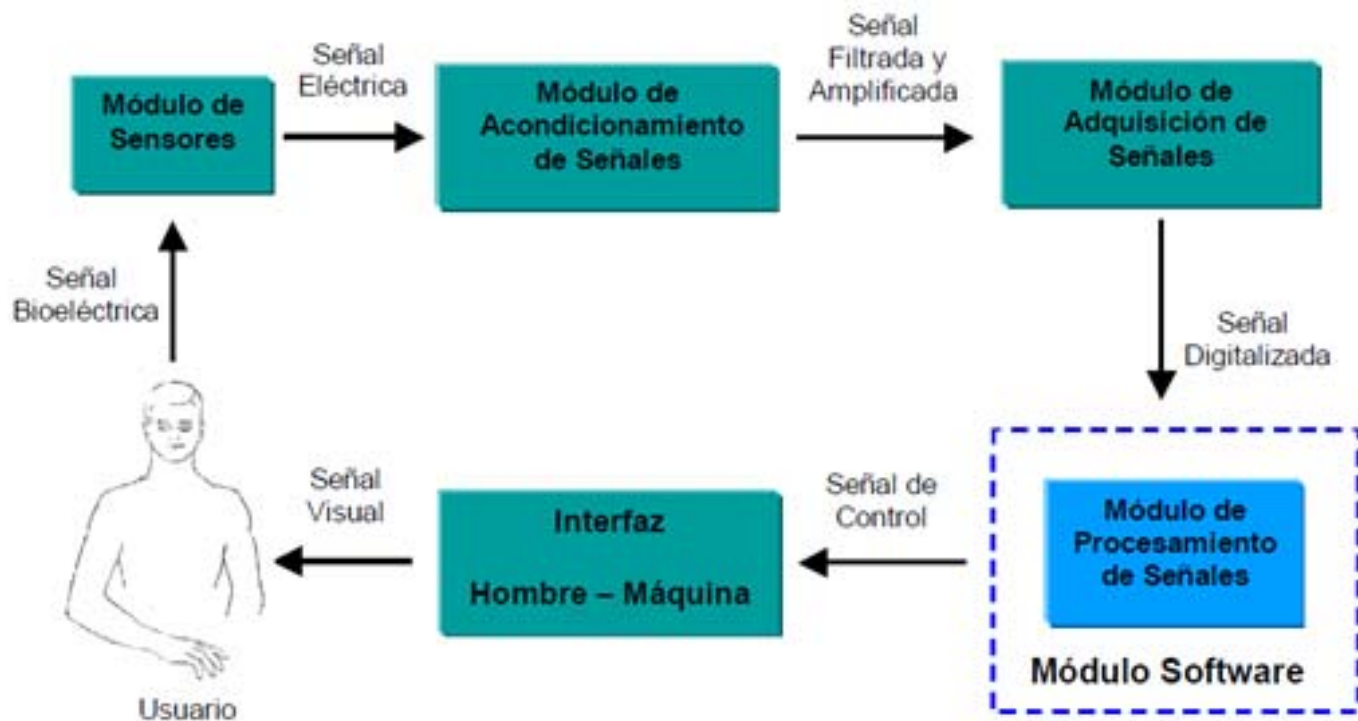


Figura 2.1: Diagrama en Bloques del Sistema

La clasificación de señales, su compresión y la eliminación de ruido en ellas son ejemplos de problemas clásicos en la teoría de la señal, un diagrama de como se procesan las señales bioeléctricas se ilustra en la figura 2.1. El problema de la clasificación de las señales bioeléctricas, cae dentro del dominio de la bioelectrónica.

La clasificación de las señales involucra las siguientes fases:

- a. *Formulación del problema:* permite fijar los objetivos de la investigación y planear las siguientes fases.
- b. *Recolección de datos:* se realizan medidas de variables apropiadas y se almacenan sistemáticamente.
- c. *Procesamiento inicial de los datos:* se normalizan los datos para que queden ubicados dentro de un rango que facilite el trabajo computacional.
- d. *Extracción de características:* se seleccionan las variables de las medidas real-

izadas que sean apropiadas para el trabajo. Se pueden obtener nuevas variables a través de transformaciones lineales o no lineales de los datos originales.

e. *Clasificación de patrones*: se aplica un procedimiento de discriminación en el que se compara el parámetro seleccionado del patrón de entrada con los parámetros de referencia establecidos con anterioridad (proceso de entrenamiento) para determinar la correspondencia del patrón con uno de los estados posibles.

f. *Evaluación de los resultados*: el clasificador entrenado es probado con un conjunto de patrones de entrada.

g. *Interpretación de los resultados*: con base en la clasificación del patrón de entrada se toman decisiones y se ejecutan acciones.

Pero al ser la señal EOG una indicación de la posición de los ojos relativa a la cabeza, al mover la cabeza manteniendo la mirada fija en un punto, también provoca variaciones en el potencial, por lo que cualquier sistema o control que use estas señales deberá tener en cuenta esta eventualidad.

En la figura 2.1 se observa la metodología para la obtención de señales bioeléctricas, se tiene un paciente o sujeto de prueba, el cual voluntariamente generará un movimiento o señal bioeléctrica en la zona donde se esté trabajando. Esta señal es captada por medio de sensores u otros dispositivos, como pueden ser los electrodos, obteniendo la señal eléctrica. Posteriormente se acondiciona esa señal, filtrándola y amplificándola, esta señal por medio de un módulo de adquisición de señales será la que obtenga los valores de la señal eléctrica, para enviarla a un ordenador u otro dispositivo de una forma ya digitalizada. En este ordenador o dispositivo se procesará la señal por medio de un software especial o un software programado para tal función. Este software procesará la señal de acuerdo a su programación, para imprimir la señal recreándola en una pantalla o para controlar algún dispositivo que requiera la señal para hacer determinada acción. Esta impresión en pantalla de la señal generada y procesada, o el movimiento o acción del dispositivo sería la interfaz hombre-máquina, y la visualización de esta acción es la retroalimentación del usuario.

Se han usado gran número de dispositivos que usan los movimientos oculares como apoyo de comunicación. El video-oculograma, que detecta movimiento desde imágenes del globo ocular, es costoso ya que requiere una videocámara para filmar el movimiento ocular en

tiempo real. La detección del movimiento ocular usando reflectancia infrarroja de la córnea es difícil de usar en un período largo de tiempo, ya que los ojos tienden a secarse y fatigarse. El método de reflexión esclerótica detecta el movimiento ocular usando un diferencial en la reflectividad de los ojos, pero su confiabilidad no es óptima para aplicaciones prácticas. La reflectividad mide la relación entre la amplitud del campo reflejado electromagnético respecto a la amplitud del campo incidente, mientras que la reflectancia se refiere a la relación entre la potencia electromagnética incidente con respecto a la potencia que es reflejada en una interface. En estos métodos, una parte de su futura aplicación se ve impedida por los dispositivos. También se han usados las señales electro oculográficas en estudios del sueño, como los vistos [Fafrowicz et ál., 2010], [Tagluk et ál., 2010] y [Reilly et ál., 2010], en donde usan la detección de señales electro oculográficas, para determinar si el paciente se encuentra en estado de sueño profundo, el cual se presenta acompañado de episodios de movimiento ocular rápido (MOR) , es en esta fase donde se presenta el descanso y los trastornos del sueño, tienen como causa ciclos MOR muy cortos y no tan profundos, en este estudio se detectan las señales pero el paciente al estar dormido no se tiene control del movimiento ocular, y para el estudio no es significativo encontrar en qué dirección se mueve el ojo, solo desean detectar movimiento ocular. Otro de los estudios donde se emplea la detección de las señales es el usado por [Pham et ál., 2011] y por [Punsawad et ál., 2010], estos estudios combinan las señales detectadas del electro encefalograma y el electro oculograma, en estos estudios detectan movimiento pero para ellos no es importante la señal sólo la dirección, como se verá en capítulos posteriores, la señal genera picos de voltaje. Otro estudio nos detalla cómo puede utilizarse un electro oculograma para detectar sintomatología de enfermedades como el Parkinson [Nowacka et ál., 2010], pero en este electro oculograma lo que se busca es detectar síndrome del ojo seco, glaucoma o problemas en la retina. Como se puede observar el uso del electro oculograma es amplio, pero solo para detectar movimiento, haciendo a un lado la dirección de ese movimiento, con este trabajo se busca obtener las señales electro oculográficas respectivas para los movimientos de los ojos, basándonos en lo obtenido por [Yamagishi et ál., 2006], partiremos para encontrar las señales, ya que en este artículo el autor explica los movimientos, en este trabajo se encontrarán los movimientos oculares reales para poder analizar los datos obtenidos.

Capítulo 3

Despliegue de la Función Calidad

En este capítulo abordaremos el diseño de la plataforma para obtener las señales electrooculográficas.

Los humanos tienen 5 000 años diseñando nuevos aparatos [Wasserman, 1993] [Cohen, 1995] [Akao, 1997] [Ullman, 2003], pero sigue siendo un gran problema en la industria, el obtener un diseño que satisfaga totalmente al consumidor, con una relación costo-beneficio adecuado para cualquier empresa. Se ha estimado que el 85 % de los problemas con nuevos productos que no funcionan adecuadamente, tardan mucho tiempo en salir al mercado o su costo es muy elevado es gracias a un mal proceso de diseño. Por lo que se evitará eso usando el método del despliegue de la función calidad (Quality Function Development QFD, por sus siglas en inglés) para obtener un diseño que satisfaga al consumidor. En la década de los 50 se comenzaron a aplicar en Japón las herramientas estadísticas de control de calidad. Estas herramientas pueden ser descritas genéricamente como métodos para la mejora continua y la solución de problemas, entre las técnicas que destacan podemos mencionar el PokaYoke, el Just-In-Time, el diseño para la manufacturabilidad (DFM por sus siglas en inglés), el diseño para el ensamble (DFA por sus siglas en inglés), el seis sigma y el despliegue de la función calidad (QFD). El éxito de estas técnicas radica en la capacidad que han demostrado para ser aplicadas en un amplio conjunto de problemas, desde el control de calidad hasta las áreas de producción, marketing y administración. Siendo el QFD una herramienta para la solución de problemas durante la etapa del diseño de un producto, se usará la técnica de despliegue de la función calidad, por ser un método que se ha trabajado anteriormente, y del cual se

tiene un mejor manejo y comprensión.

Los factores del diseño del producto se basa en la función del producto, que es la descripción de lo que el producto debe hacer. Pero también se toma en cuenta la forma del producto su material y su proceso de manufactura.

La meta de cualquier empresa, sea transnacional o pyme, es hacer dinero, por lo que para el diseño se debe tomar en cuenta los departamentos de producción y ventas.

El departamento de producción debe controlar en el diseño, los procesos de manufactura, el costo contra el riesgo de la producción en masa, y la planeación de la producción en masa. El departamento de ventas tiene que controlar el precio de producción, la promoción que se le dará al producto y a qué mercado está dirigido el producto.

Cómo podemos ver las decisiones que se hagan durante el proceso del diseño tiene un gran efecto en el costo del producto, pero evitarlo tiene un costo muy pequeño. Las decisiones determinan directamente los materiales a usar, las partes, la forma de esas partes, el producto vendido, el precio del producto y las ventas. La calidad no se puede manufacturar en un producto a menos que se haya diseñado previamente.

Tiempo de Vida de un Producto

Todo producto tiene un tiempo de vida, el cual comprende el desarrollo del producto, su producción y entrega, su uso, y su fin (desechar o reciclar).

Para esto debemos notar varias fases:

Identificación de la necesidad. Los proyectos de diseño son iniciados por una necesidad en el mercado, el desarrollo de nueva tecnología, o el deseo de mejorar un producto ya existente.

Planeación del Proceso del Diseño. Un desarrollo eficiente del producto requiere de una planeación a seguir.

Desarrollar Requisitos Técnicos. La importancia de desarrollar un buen grupo de requisitos se ha convertido en uno de los puntos clave en la ingeniería concurrente. Se ha descubierto recientemente que, el tiempo dedicado a la evolución de los requisitos completos antes de que al desarrollo de conceptos ahorra tiempo, dinero y mejora la calidad.

Desarrollo de Conceptos. Esta fase es muy importante ya que las decisiones que se tomen aquí afectarán las fases subsecuentes.

Desarrollo del Producto. Convertir un concepto en un producto manufacturable es un desafío de la ingeniería. Esta fase termina con las especificaciones de manufactura y el lanzamiento al mercado del producto terminado.

La vida del producto se reduce a estas fases:

1. **Manufactura.** Algunos productos simplemente necesitan ensamblar partes ya existentes. Pero para la mayoría de los productos, se necesitan crear partes únicas y en consecuencia requiere que se manufacture.
2. **Ensamble.** Considerar como un producto necesita ser ensamble requiere una gran consideración durante la fase del diseño.
3. **Distribución.** A pesar de que la distribución no parece que se necesite considerar en el diseño, pero cada producto debe ser entregado al consumidor en una forma segura y económica. Los requisitos del diseño deben considerar la forma en que el producto va a ser empaquetado.
4. **Instalación.** Algunos productos requieren ser instalados antes de que el consumidor pueda utilizarlos. Esto es especialmente verdadero para equipos de manufactura y productos de construcción en la industria.
5. **Uso.** La mayoría de los requisitos de diseño están enfocados específicamente al uso del producto. Los productos deben tener diferentes secuencias de operaciones que describan su uso.
6. **Retiro, Desensamble, Re-uso y Reciclado.** La fase final en la vida de un producto es su retiro. En años pasados los diseñadores no se preocupaban por lo que pasaría con el producto después de su uso. Sin embargo, el década de los ochenta, se incremento la preocupación por el impacto ambiental. Por lo que los diseñadores tienen que considerar la forma en que se retirará su producto.

Despliegue de la Función Calidad (Quality Function Development)

Existen varios métodos para asegurar un buen diseño de un producto, algunos se basan en la parte económica, otros en la calidad del producto final. Cómo se quiere que el producto a realizar sea atractivo para el consumidor, nos basaremos en un método donde se asegure la calidad del producto, sin descuidar la economía en la producción del mismo.

Por lo que se usará el Despliegue de la Función Calidad, QFD, el cual nos ayudará en el diseño ya que, se analizará cada requisito basándose en una gran recolección de información. El método de QFD fue desarrollado en Japón a mediados de los 70s e introducido en los Estados Unidos a finales de los 80s. Por medio de este método Toyota fue capaz de reducir sus costos para traer un nuevo auto al mercado y disminuyendo el tiempo requerido para su desarrollo.

La importancia de las primeras fases en un proceso de diseño ya se ha enfatizado. Un desarrollo cuidadoso de los requisitos es la clave en la ingeniería concurrente. La habilidad para escribir un buen grupo de especificaciones técnicas es la prueba de que el equipo de diseño entendió el problema. He aquí una metodología:

Asegurarse que los requisitos son discriminatorios. Los requisitos necesitan revelar diferencias entre las alternativas, para distinguir una de otra durante la evaluación.

Asegurarse que los requisitos son mensurables. Idealmente, todos los requisitos identificados son mensurables.

Asegurarse que los requisitos son ortogonales. Cada requisito debe identificar una característica única de una alternativa. No debe haber coincidencias de requisitos. Esto es generalmente difícil porque las coincidencias son difíciles de identificar.

Asegurarse que los requisitos son universales. Un requisito universal caracteriza un atributo importante de todas las alternativas.

Asegurarse que los requisitos son externos.

El QFD nos ayudará en esta metodología ya que se basa en:

- Las especificaciones o metas del producto.
- Cómo la competencia logra estas metas.
- Qué es lo importante desde el punto de vista del consumidor.

- Alcanzar objetivos numéricos.

Antes de detallar los pasos que componen esta técnica para comprender el problema de diseño. Considere algunos puntos importantes:

- No importa que tan bien el equipo de diseño considere que conoce el problema, se debe emplear QFD para todos los diseños originales y los rediseños.
- Los requisitos del cliente deber ser trasladados a objetivos o datos mensurables para identificar los parámetros críticos. No es posible diseñar una puerta fácil de abrir cuando no se conoce que tanto es fácil.
- El método de QFD puede ser aplicado al problema entero y en cualquier sub-problema.
- Es importante tener en cuenta que la primera preocupación es acerca de que se necesita ser diseñado y, solo después que es completamente entendido. La preocupación de cómo el diseño deberá lucir o trabajar. Nuestras capacidades cognoscitivas generalmente son la guía hacia tratar de asimilar los requisitos funcionales del cliente.
- Este método toma tiempo para ser completado. En varios proyectos de diseño, alrededor de 1/3 del proyecto total es gastado en esta actividad. Ford gasta de 3 a 12 meses en desarrollar el método de QFD para una nueva parte. El tiempo gastado aquí salva tiempo después. Esta técnica no solo nos permite comprender el problema, también es de mucha utilidad durante el diseño conceptual.

El método de QFD ayuda a generar la información necesaria en la fase de desarrollo de especificaciones de ingeniería del proceso de diseño. Esta fase es reproducida en la figura 3.1 y cada bloque es básicamente un paso del método de QFD.

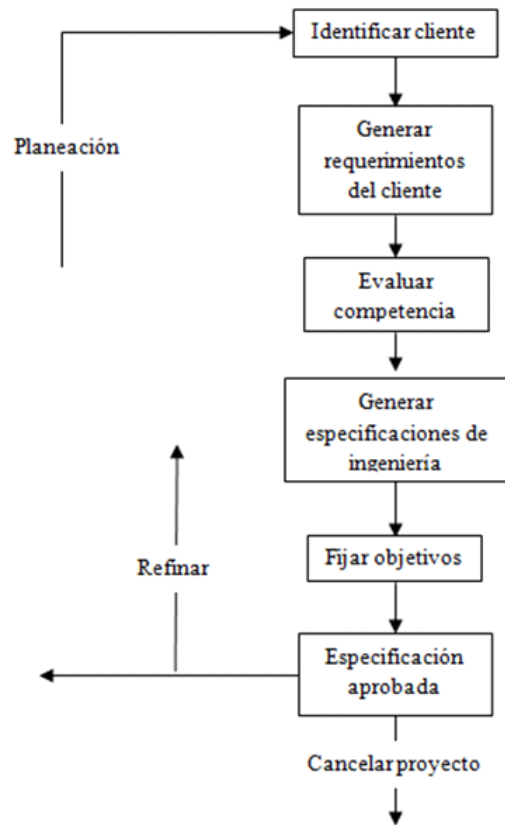


Figura 3.1: Fase de desarrollo de las Especificaciones Técnicas durante el Proceso del Diseño.

Se muestra cada uno de los pasos del método de QFD en la figura 3.1. Aplicando los pasos del método de QFD se construye la casa de calidad mostrada en la figura 3.2. Esta casa se construye por medio de cuartos, cada uno contiene cierto valor informativo. El desarrollo de la información comienza con identificar a QUIÉN (paso 1) es el cliente y QUÉ (paso 2) es que quieren que el producto haga. En el desarrollo de esta información, se determina también la importancia de los requerimientos QUIÉN vs QUÉ (paso 3). Después es importante observar como el problema es resuelto AHORA (paso 4), en otras palabras, conocer que está diseñando la competencia. Esta información es comparada con respecto a lo que el cliente desea AHORA vs QUÉ (paso 4 continuación), para encontrar donde existen oportunidades para mejorar. Lo siguiente es uno de los más complicados pasos en el desarrollo de la casa de calidad, determinar CÓMO (paso 5) donde se busca encontrar una característica que permita medir la cantidad de satisfacción de los requerimientos del cliente. Los cómo consisten en las

especificaciones de ingeniería, y su correlación con los requerimientos del cliente es dada por la relación QUÉ vs CÓMO (paso 6). La información de los objetivos QUE TANTO (paso 7) es desarrollar en la base de la casa. Finalmente, la relación entre las especificaciones de ingeniería es anotada en la parte superior de la casa de calidad CÓMO vs CÓMO (paso 8).

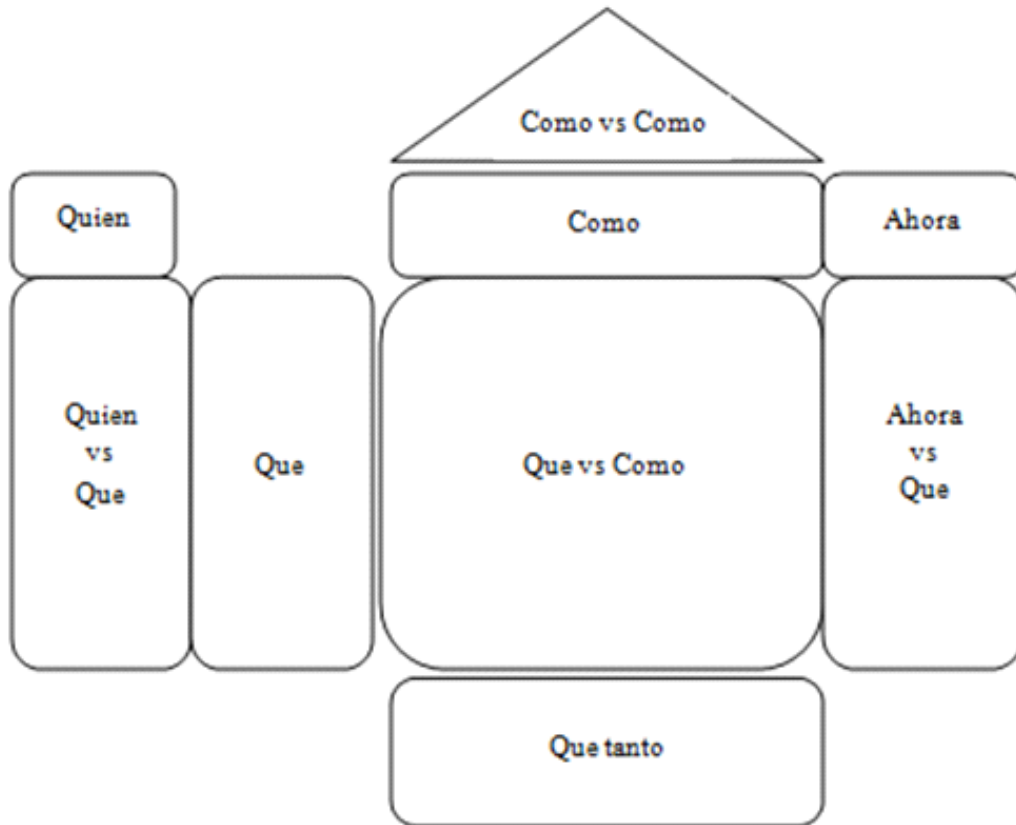


Figura 3.2: Casa de la Calidad o Diagrama QFD

Paso 1. Identificación del Consumidor: ¿Quién?

La plataforma se desarrolla, para ser un auxiliar en la detección de las patologías en el sistema nervioso, específicamente en los nervios que controlan los ojos: par II, par III y par V; por lo que los consumidores obviamente serán los médicos, en especial los neurólogos, pero también se considerarán los hospitales.

Paso 2. Determinar los Requisitos de los Consumidores: ¿Qué Quieren?

- Que el aparato sea compacto.

- Que el aparato posea una estructura rígida.
- Que su operación sea sencilla.
- Que el aparato se pueda ajustar dependiendo de la edad y el sexo del paciente.
- Que el aparato pueda trasladarse.
- Que su mantenimiento sea fácil.
- Que el aparato sea durable.

Después estos requisitos son analizados con la ayuda del método de Kano, el cual establece los requerimientos mediante una relación entre satisfacción y funcionalidad, permitiendo discriminar y clasificar los mismos. Este método nos divide los requisitos en básicos, funcionales y estimulantes. Los básicos, son los requisitos que el consumidor sólo mencionará si hacen falta; los funcionales son atractivos en cuanto a su desempeño, sino el consumidor se mostrará neutral; y los estimulantes, son los requisitos que el cliente no esperaba y que le resultan atractivos, se muestra la clasificación de estos requisitos en la tabla 3.1 ¹

Paso 3. Determinar la Importancia Relativa de los Requisitos: Quién contra Qué

Para este paso, se les pide a los clientes que analicen los requisitos y los ordenen según su importancia, usando 100 puntos que repartirán entre los requisitos, quedando de la manera en que se muestra en la figura 3.3.

¹La diferencia entre el método de Kano y la forma tradicional de clasificar los requerimientos entre obligatorios y deseables, es que los requisitos básicos (del método de Kano), serían los requisitos obligatorios; y los requisitos funcionales (del método de Kano), serían los requisitos deseables. Los requisitos estimulantes, del método de Kano, son características atractivas al cliente, porque no las esperaba, estos requisitos no tienen un equivalente en la forma tradicional de clasificación.

Requisitos del Cliente	Tipo de Requisito
Que el aparato sea compacto	Funcional
Que el aparato posea una estructura rígida	Estimulante
Que su operación sea sencilla	Funcional
Que el aparato se pueda ajustar dependiendo de la edad y el sexo del paciente	Estimulante
Que el aparato pueda trasladarse	Estimulante
Que su mantenimiento sea fácil	Básico
Que el aparato sea durable	Básico

Tabla 3.1: Clasificación de Requisitos

Consumidores (Quién)			
Neurólogos	Hospitales		
			Dirección de mejoramiento
			Unidades
10	5	Requerimientos del Cliente (Qué)	Que el instrumento sea compacto
15	5		Poseer una estructura rígida
15	15		Simple de operar
20	20		Ajustable para diferencias entre sexo y edades
5	5		Que el aparato pueda trasladarse
20	20		Que el aparato tenga una plataforma universal
5	10		Que su mantenimiento sea fácil
10	20		Durable
100	100		

Figura 3.3: QUÉ vs QUIÉN

Paso 4. Identificar y Evaluar a la Competencia: ¿Cómo Satisfacen al Cliente Actualmente?

Se buscó sobre una posible competencia, existe en el mercado una plataforma que actualmente obtiene señales electro oculográficas y las identifica, pero no las analiza. Este dispositivo usa el software LabView de National Instruments, siendo está un programa del Escuela de Ingeniería de Antioquía, de la Facultad de Ingeniería Biomédica [Ponce et ál., 2010].

Se evalúa la competencia en contra de la plataforma que se está desarrollando, tal y como se ilustra en la figura 3.4.

1 El producto no cumple con el requerimiento. 2 El producto cumple con el requerimiento un poco. 3 El producto cumple con el requerimiento algo. 4 El producto cumple con el requerimiento bastante. 5 El producto cumple con el requerimiento completamente.		Competidores (Ahora)				
		● LabView				
		♣ MatLab				
		1	2	3	4	5
Requerimientos del Cliente (Que)	Que el instrumento sea compacto					● ♣
	Poseer una estructura rígida			●	♣	
	Simple de operar	●				♣
	Ajustable para diferencias entre sexo y edades	●			♣	
	Que el aparato pueda trasladarse			●	♣	
	Que el aparato tenga una plataforma universal				●	♣
	Que su mantenimiento sea fácil		●		♣	
	Durable					● ♣

Figura 3.4: Evaluación de la Competencia

Donde los número de cada columna indican en qué grado el producto o maquina si considera o conoce el requerimiento o que tan bien lo satisface. La clasificación o significado de cada número se muestra a continuación:

Requisitos del Cliente	Requisitos Técnicos
Que el aparato sea compacto	Volúmen del aparato
Que el aparato posea una estructura rígida	Peso de la estructura / Dureza de los materiales
Que su operación sea sencilla	Número de botones
Que el aparato se pueda ajustar dependiendo de la edad y el sexo del paciente	Número de configuraciones
Que el aparato pueda trasladarse	Peso de la estructura
Que su mantenimiento sea fácil	Número de piezas necesarias
Que el aparato sea durable	Tiempo de mantenimiento / Tiempo medio entre fallas

Tabla 3.2: Requisitos Técnicos

1. El producto no cumple con el requerimiento.
2. El producto cumple con el requerimiento un poco.
3. El producto cumple con el requerimiento algo.
4. El producto cumple con el requerimiento bastante.
5. El producto cumple con el requerimiento completamente.

Paso 5. Generar los Requisitos Técnicos: ¿Cómo se Relacionan con los Requisitos del Cliente?

Se tienen que traducir los requisitos del cliente en términos mensurables, como se ilustra en la tabla 3.2, llevándolos a términos técnicos donde se podrán analizar de una forma más concreta.

Paso 6. Relación entre Requisitos del Cliente y Requisitos Técnicos: ¿Cómo Mensuras el Qué?

En este punto se trata de observar la relación que existe entre todos los requisitos y todas las especificaciones ya que en algunos casos un requisito se relaciona con más de una especificación.

		Especificaciones de Ingeniería (Cómo)								
		Volumen de la maquina	Peso de la estructura	Dureza de los Materiales	Número de Botones	Número de Configuraciones	Número de Piezas Necesarias	Costo del Software	Tiempo de mantenimiento	Tiempo medio entre fallas
Direccion de mejoramiento		⬇	⬇	⬆	⬇	⬆	⬇	⬇	⬇	⬆
Unidades		cm ³	gr	HB	No.	No.	No.	\$	Hr	Años
Requerimientos del Cliente (Qué)	Que el instrumento sea compacto	🔴								
	Poseer una estructura rigida		🔵	🔴						
	Simple de operar				🔵	🔴				
	Ajustable para diferencias entre sexo y edades				🔵	🔴				
	Que el aparato pueda trasladarse		🔵							
	Que su mantenimiento sea fácil	🟢					🔵			
	Durable	🔵							🔴	🔴

Figura 3.6: Relación entre Requisitos del Cliente y Requisitos Técnicos

La relación puede ser de 4 tipos (mostradas en la figura 3.5), las relaciones se muestran en la figura 3.6.

◆ = Relación fuerte.
 ▲ = Relación mediana.
 ● = Relación débil.
 En blanco = No existe relación.

Figura 3.5: Simbología

Paso 7. Determinar los Objetivos de Ingeniería: ¿Qué tanto es Suficientemente Bueno?

El siguiente paso es determinar el valor objetivo para cada requisito de ingeniería genera-

	Especificaciones de Ingeniería (Cómo)								
	Volumen de la maquina	Peso de la estructura	Dureza de los Materiales	Número de Botones	Número de Configuraciones	Número de Piezas Necesarias	Costo del Software	Tiempo de mantenimiento	Tiempo medio entre fallas
Dirección de mejoramiento	↓	↓	↑	↓	↑	↓	↓	↓	↑
Plataforma que usa LabView	150	150			1	2	7000		
Plataforma que usa MatLab	400	300		2	2	2	3000		
Objetivo (satisfecho)	100	200	300	4	6	1	2000	1	2
Objetivo (Insatisfecho)	500	500	100	0	0	5	5000	2	0.5

Figura 3.7: Objetivos Técnicos

da. Esto se conforma de 2 partes, la primera determinar que tan bien la competencia conoce o cumple con los requisitos, y la segunda establecer los objetivos para nuestro diseño.

La evaluación de la competencia con respecto a los requisitos de ingeniería se presenta en la figura 3.7. Las casillas en blanco no se llenaron por falta de datos.

Paso 8. Identificar las Relaciones entre los Requisitos de Ingeniería: ¿Cómo dependen entre sí?

El último paso del método de QFD es el encontrar la relación existente entre las especificaciones de ingeniería con respecto a las demás. Es decir si una especificación depende o afecta a otra, ilustrada en la figura 3.9.

La relación entre las especificaciones pueden ser de 5 tipos o clases (figura 3.8):

- ✖ Muy negativo.
- ⚙ Negativo.
- Positivo.
- Muy positivo.
- En blanco No hay relación.

Figura 3.8: Simbología

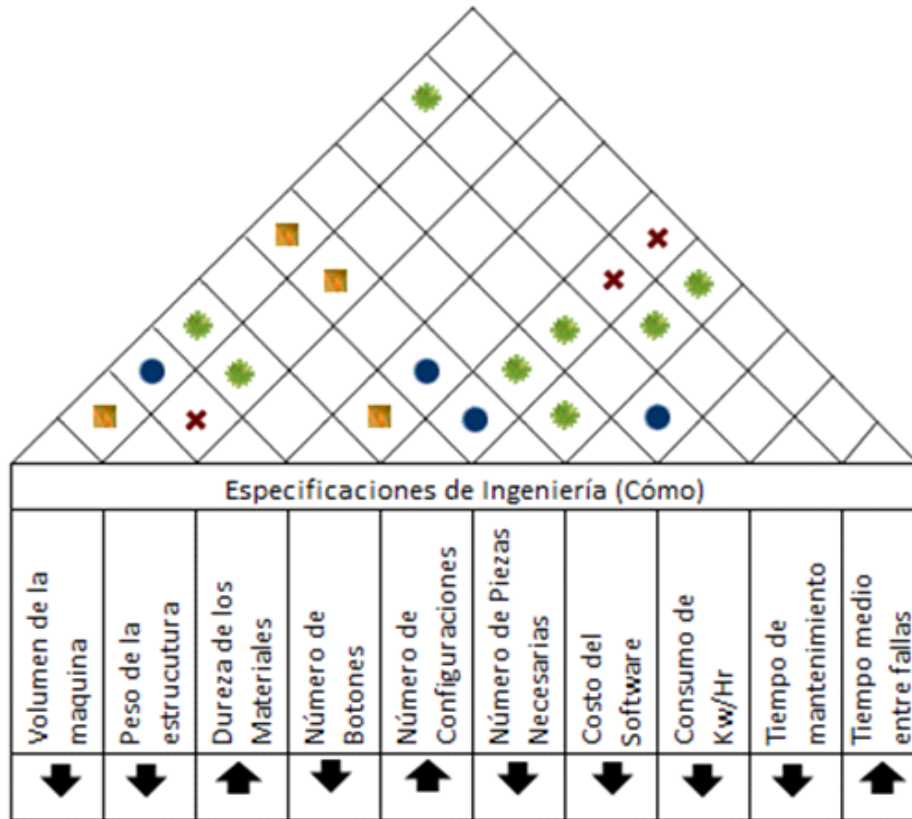


Figura 3.9: Relación entre los Requisitos de Ingeniería

Aquí termina la metodología del QFD, lo único que resta es agrupar todos los pasos para obtener la casa de la calidad (HOQ, house of quality), como se observa en la figura 3.10.

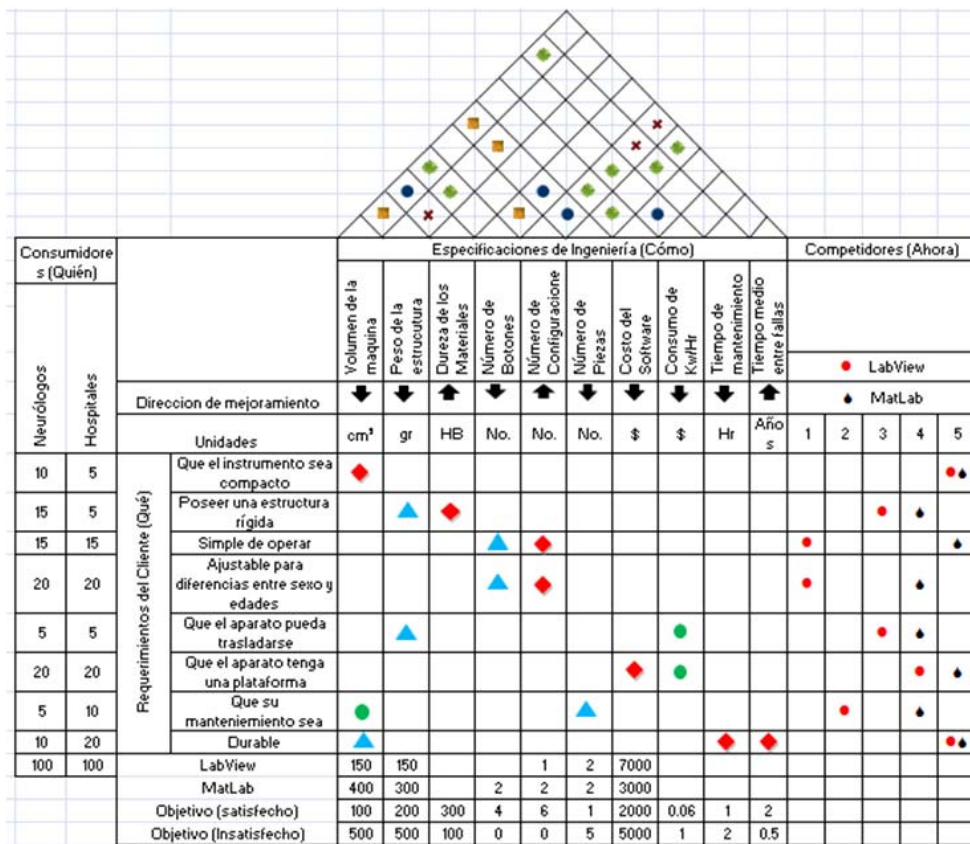


Figura 3.10: Casa de la Calidad

Capítulo 4

Primera Obtención de Señales

Para llevar a cabo este proyecto, lo primero que se tuvo que obtener fueron las señales generadas por los nervios de los ojos. Estas señales se obtienen por medio de electrodos de la marca 3M, usamos electrodos 2223 los cuales son electrodos pequeños con un adhesivo hipoalergénico, diseñado para aplicaciones de corto tiempo, estos electrodos son comúnmente usados en las salas de operaciones y en las salas de emergencias en los hospitales. Se escogieron estos electrodos por su bajo costo, por su facilidad en el manejo y la aplicación, y su fiabilidad. En un primer intento se usaron los electrodos en los nervios del ojo (III par craneal, nervio ocular común; IV par craneal, nervio patético o troclear; y VI par craneal, nervio ocular externo) como se muestra en la figura 4.1, en el punto B se coloca un electrodo que detectará los movimientos oculares en el canal vertical, en el punto E se coloca un electrodo que detectará los movimientos oculares en el canal horizontal, y en el punto C se coloca un electrodo que nos servirá como referencia; estos electrodos se conectaron directamente a un osciloscopio, obteniendo una señal con ruido como se ve en la figura 4.2, en la cual no se podía distinguir la señal generada.

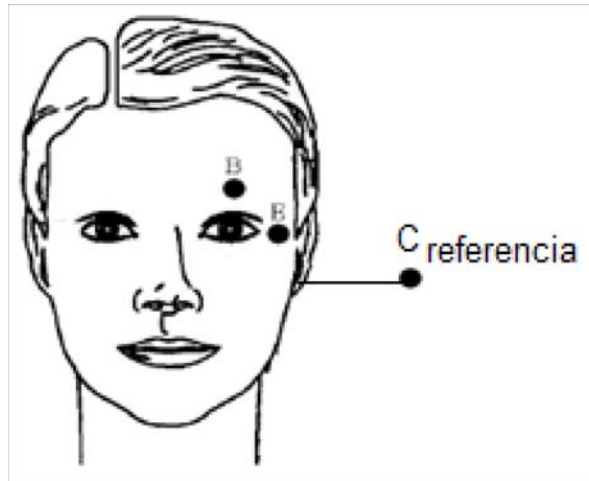


Figura 4.1: Posicionamiento de los Electrodo



Figura 4.2: Señal Obtenida por Medio de los Electrodo Conectados al Osciloscopio

Teniendo como referencia el artículo *Development of EOG-Based Communication System Controlled by Eight-Directional Eye Movements* [Yamagishi et ál., 2006], sabemos cómo se deben comportar las señales generadas por los ojos. [Yamagishi et ál., 2006] La figura 4.3 muestra la relación entre los movimientos de los ojos (entrada) y las señales electro oculográficas detectadas (salida). Las figuras de lado izquierdo muestran los 9 tipos de movimientos oculares usados como entrada intencional. En reposo el sujeto mirará hacia enfrente, se le pedirá al sujeto que mire hacia arriba, abajo, hacia la izquierda, hacia la derecha y los cuatro puntos diagonales y después regrese el ojo a su posición original, un movimiento a la vez,

para demostrar la intención de movimiento. Que los umbrales superior e inferior del canal vertical V sean V1 y V2, respectivamente, y los límites superior e inferior del canal horizontal H sean H1 y H2, respectivamente. Estos umbrales se deben determinar de antemano. Cuando el potencial de EOG excede uno de estos umbrales, la salida asume ENCENDIDO (ON). El proceso de transformar las señales EOG la intención es la siguiente:

1. *Salida ARRIBA (UP)* cuando el umbral de V2 se convierte en ENCENDIDO (ON) durante el tiempo de trabajo, después V1 se convierte en ENCENDIDO, mientras que los límites de H1 y H2 permanecerán en APAGADO (OFF).
2. *Salida ABAJO (DOWN)* cuando el umbral de V1 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después V2 se convierte en ENCENDIDO, mientras que los límites de H1 y H2 permanecerán en APAGADO.
3. *Salida DERECHA (RIGHT)* cuando el límite de H1 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después H2 se convierte en ENCENDIDO, mientras que los umbrales de V1 y V2 permanecerán en APAGADO.
4. *Salida IZQUIERDA (LEFT)* cuando el límite de H2 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después H1 se convierte en ENCENDIDO, mientras que los umbrales de V1 y V2 permanecerán en APAGADO.
5. *Salida ARRIBA DERECHA (UP RIGHT)* cuando el umbral de V2 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después V1 se convierte en ENCENDIDO, mientras que el límite de H2 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después H1 se convierte en ENCENDIDO.
6. *Salida ARRIBA IZQUIERDA (UP LEFT)* cuando el umbral de V1 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después V2 se convierte en ENCENDIDO, mientras que el límite de H2 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después H1 se convierte en ENCENDIDO.
7. *Salida ABAJO DERECHA (DOWN RIGHT)* cuando el umbral de V2 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después V1 se convierte en ENCENDIDO, mientras que el umbral de H1 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después H2 se convierte en ENCENDIDO.

8. *Salida ABAJO IZQUIERDA (DOWN LEFT)* cuando el umbral de V1 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después V2 se convierte en ENCENDIDO, mientras que el umbral de H1 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después H2 se convierte en ENCENDIDO.
9. *Salida GUIÑO VOLUNTARIO (SELECT)* cuando el umbral de V2 se convierte en ENCENDIDO durante el tiempo de trabajo, después V1 se convierte en ENCENDIDO, mientras que el umbral de H3 se convierte en ENCENDIDO.

Por lo que se tienen que acondicionar las señales obtenidas por medio de los electrodos para obtener los resultados esperados, por lo que se diseñará un filtro pasa banda. Estas señales serán enviadas a un ordenador para su posterior análisis.

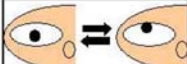
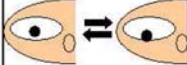
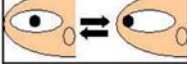
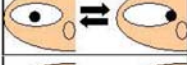
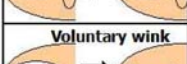
Input	Logical combination		Output
	Ch.V	Ch.H	
	Threshold V1... Threshold V2...	Threshold H1... Threshold H2...	up
	Threshold V1... Threshold V2...	Threshold H1... Threshold H2...	down
	Threshold V1... Threshold V2...	Threshold H1... Threshold H2...	right
	Threshold V1... Threshold V2...	Threshold H1... Threshold H2...	left
	Threshold V1... Threshold V2...	Threshold H1... Threshold H2...	up right
	Threshold V1... Threshold V2...	Threshold H1... Threshold H2...	up left
	Threshold V1... Threshold V2...	Threshold H1... Threshold H2...	down right
	Threshold V1... Threshold V2...	Threshold H1... Threshold H2...	down left
	Threshold V1... Threshold V2...	Threshold H3...	select

Figura 4.3: Relación entre los Movimientos Oculares y las Señales Detectadas.

Para llevar estas señales al ordenador, usaremos un circuito de MAX232, el cual junto con el puerto serie del micro controlador podemos comunicarnos con el ordenador, gracias a

una conexión DB9. La figura 4.4 muestra la forma en que se conectarán el MAX232, usando un regulador de voltaje en este caso el LM7805 junto con diodos usados como protección, al conector DB9, para transmitir los datos al ordenador.

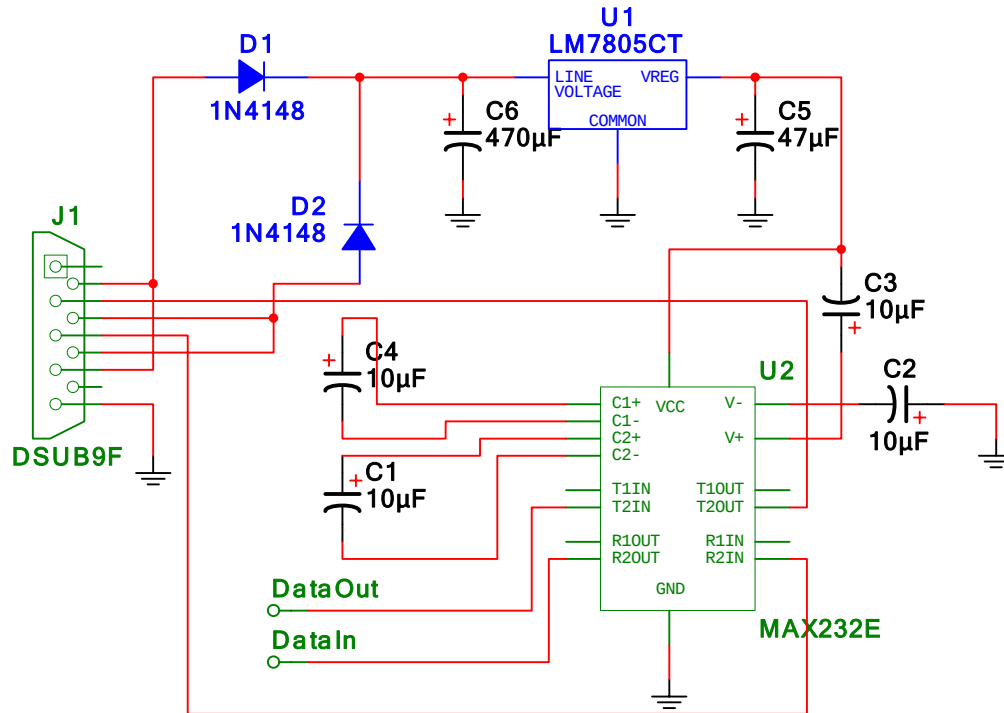


Figura 4.4: Circuito de la Conexión del MAX232 a un puerto DB9

4.1. Programación del Micro controlador

Para transmitir las señales generadas por los ojos al ordenador, se procesan los datos obtenidos en un microcontrolador, en este caso se usó un PIC16F877A, por su bajo costo y funcionalidad, el cual se programó en lenguaje ensamblador, ya que el micro controlador será el que reciba los datos de las señales obtenidas, y se encargará de mandar esos datos obtenidos al ordenador por medio del MAX232.

Se programó el micro controlador, cuyo programa se puede observar en *Apéndice* en la sección 8,2, para el envío de datos pero se tiene que usar un software para que el ordenador

espere los datos, los reciba y los muestre, se usó el software MatLab, específicamente su módulo de SimuLink, el cual también necesita ser programado, su programa se presenta en *Apéndice* en la sección 8,3, para que espere los datos, en la frecuencia que se los envía el micro controlador, en el tiempo determinado. Se transmiten los datos del micro controlador a la PC por medio de un cable DB9, sin embargo, la mayoría de los ordenadores de reciente manufactura ya no cuentan con un puerto DB9, siendo el más común el puerto USB, por lo cual nos ayudaremos de un cable DB9-USB. Se muestra el programa que se usó en el software SimuLink para que pueda sincronizarse con el micro controlador y recibir los datos enviados.

4.2. Señales Obtenidas del Nervio Ocular

Para verificar que el micro controlador este funcionando, y tanto los programas del micro controlador como el del software SimuLink, fueran correctos y existiera una comunicación entre ellos, se probó la comunicación usando un divisor de voltaje ilustrado en la figura 4.5, en la cual se variaba el valor de un potenciómetro para variar el voltaje de salida el cual estaba conectado al micro controlador como los datos que debía transmitir al ordenador, como se muestra en la figura 4.6 se obtuvo una señal en el ordenador, la cual mostraba un voltaje de 0V o de 5V, cuando debía mostrar variaciones en el voltaje dentro del mismo rango, esto indica una comunicación entre el micro controlador y el ordenador, aunque no es la esperada.

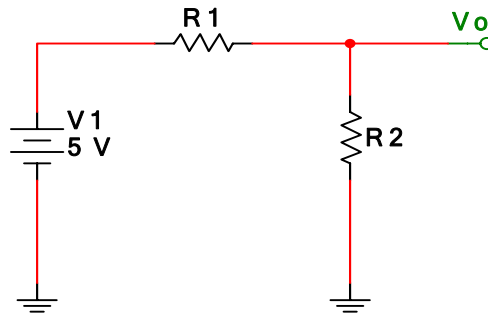


Figura 4.5: Divisor de Voltaje para Señal de Entrada

Se muestra el análisis matemático del divisor de voltaje, para poder aseverar que el cambio en el voltaje de salida será el que se espera,

$$V_o = \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_1 \quad (1)$$

se desea que el voltaje de salida varié entre los 0 y los 5V, se propondrá un valor fijo para $R_2 = 100\Omega$

$$\begin{aligned} V_o &= \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_1 \\ V_o(R_1 + R_2) &= R_2 V_1 \\ R_1 + R_2 &= \frac{R_2 V_1}{V_o} \\ R_1 &= \frac{R_2 V_1}{V_o} - R_2 \end{aligned}$$

por lo que se obtendrán los valores de las resistencias para tales casos. Para valor de voltaje de salida cercano a 0V.

$$\begin{aligned} R_1 &= \frac{R_2 V_1}{V_o} - R_2 \\ R_1 &= \frac{(100\Omega)5V}{0,1V} - 100\Omega \\ R_1 &= 4900\Omega \approx 5k\Omega \end{aligned}$$

para un valor de voltaje de salida cercano a 5V

$$\begin{aligned} R_1 &= \frac{(100\Omega)5V}{4,9V} - 100\Omega \\ R_1 &= 2,04\Omega \approx 2\Omega \end{aligned}$$

por lo que se usó un potenciómetro de 5k, para probar la comunicación.

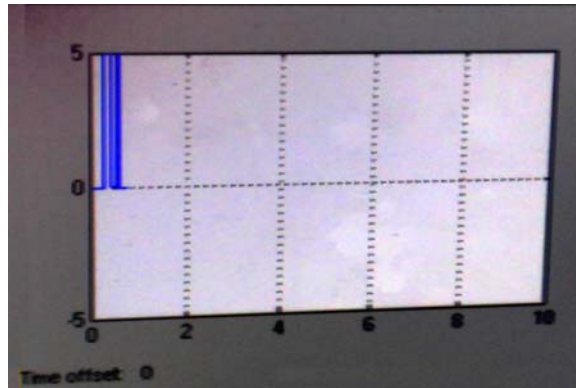


Figura 4.6: Señal obtenida en SimuLink usando un divisor de voltaje.

Al mismo tiempo se conectaron los electrodos, y usando un filtro pasa banda (el cuál se analizará en el capítulo 5) para obtener una señal sin ruido, se transmitieron los datos generados por las señales electro oculográficas hacia el ordenador, obteniendo la imagen que se muestra en la figura 4.7 en donde se puede observar que no son las señales esperadas ya que las señales electro oculográficas manejan valores tanto positivos como negativos y esta imagen solo reporta valores positivos, se trabajó con un filtro pasa banda y un circuito sumador de señales para mandar la señal completa a valores positivos, sin perder ningún dato, se armó se simuló y se probó, pero las señales obtenidas no concordaban con las mostradas en la figura 4.3, por lo que se determinó que la comunicación entre ordenador y micro controlador, no es la correcta esto se debe a una diferencia de frecuencias de muestreo, ya que el micro controlador no conto con la capacidad de transmitir todos los datos y manda sólo ciertos datos, teniendo una pérdida significativa en la señal, por lo que se optó por no seguir trabajando con el micro controlador y mejor utilizar el software del osciloscopio AGILENT, con el cual se pueden obtener las señales idénticas en el ordenador, a las mostradas en la pantalla del osciloscopio.

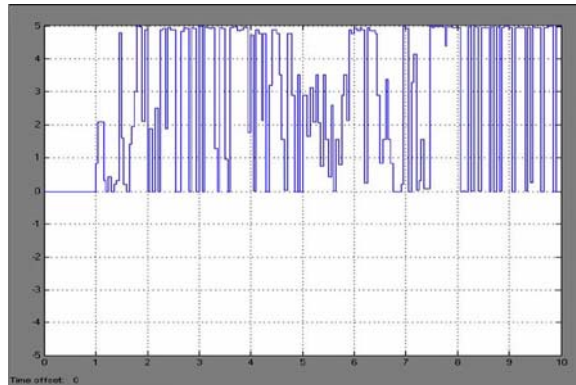


Figura 4.7: Señal obtenida en Simulink

Capítulo 5

Filtros

Tomando como referencia a [Yamagishi et ál., 2006], en este capítulo se analizará el filtro pasa banda, compuesto por un filtro pasa altas diseñado con una frecuencia de corte de $0,53Hz$ y un filtro pasa bajas con una frecuencia de corte de $5Hz$. Para el diseño de los filtros se tomó como referencia los circuitos mostrados en [Forcada,1996] [Boylestad-Nashelsky, 2003], como se sabe que los aparatos utilizados durante la experimentación, tales como osciloscopio, fuente de voltaje y generador de funciones, trabajan a una frecuencia aproximada cuyo valor promedia los $60Hz$, los cuales pueden generar ruido. Por lo que nuestra prioridad fue crear un filtro que excluyera el rango de frecuencia de $40Hz$ y $70Hz$, para este fin se conectó el filtro pasa banda a un filtro rechaza banda, cuyas frecuencias de corte baja y alta, fueron $40Hz$ y $70Hz$ respectivamente, con lo que se evitará que este ruido afecte la señal.

5.1. Modelo Matemático del Filtro Pasa Altas

Este circuito es tomado del libro de Forcada [Forcada,1996], para determinar si el circuito diseñado era el adecuado para filtrar las señales que se están presentando, se obtuvo el modelo matemático del circuito representado en la figura 5.1..

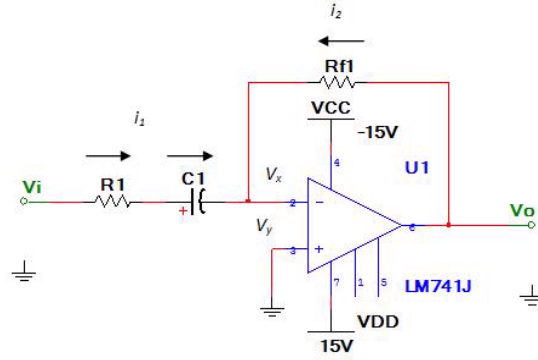


Figura 5.1: Circuito del Filtro Pasa Altas

Para este análisis sabemos que las impedancias en los componentes del circuito son,

$$\begin{aligned} Z_{C_1} &= \frac{1}{sC} \\ Z_{R_1} &= R_1 \\ Z_f &= R_f \end{aligned}$$

también se sabe que la corriente que circula en la resistencia uno y en el capacitor, está dada por la ecuación,

$$i(s) = \frac{V_i(s)}{Z_{R_1} + Z_{C_1}}$$

y que la corriente que circula por la resistencia de referencia es,

$$i_f(s) = \frac{V_o(s)}{Z_f}$$

Por lo tanto:

$$\begin{aligned}
0 &= i(s) + i_f(s) & (2) \\
i_f(s) &= -i(s) \\
\frac{V_o(s)}{Z_f} &= -\frac{V_i(s)}{Z_{R_1} + Z_{C_1}} \\
\frac{V_o(s)}{R_f} &= -\frac{V_i(s)}{R_1 + \frac{1}{sC_1}} \\
\frac{V_o(s)}{V_i(s)} &= -\frac{R_f}{R_1 + \frac{1}{sC_1}} \\
Av &= -\frac{R_f}{R_1 + \frac{1}{sC_1}} \\
S &= j\omega \\
Av &= -\frac{R_f}{R_1 + \frac{1}{j\omega C_1}} & (3)
\end{aligned}$$

donde,

$$j = \sqrt{-1}$$

El hecho de que la ganancia a frecuencias medias y altas sea grande, hace que el amplificador o filtro deje pasar componentes de ruido en alta frecuencia junto con la información, y conduzca al amplificador a la saturación. En ningún caso beneficia el buen comportamiento lineal del circuito. Para eliminar este problema, se tiene en serie una resistencia con el capacitor de entrada. A frecuencias altas, cuando la reactancia del capacitor es cero, la resistencia total de la rama de entrada es R . Por lo tanto, la ganancia de voltaje Av , queda definida por (R_f/R) . La ganancia queda limitada por R_f/R , dejando así de ser infinita.

Comentario 1 El circuito presentado es un circuito modificado al presentado en el libro de [Forcada,1996], por consiguiente el modelo matemático presentado en esta tesis, es diferente al presentado en el libro de [Forcada,1996]. También cabe mencionar que todos los modelos matemáticos en esta tesis, son analizados obteniendo la ecuación de las corrientes, usando ley de Ohm, pero para este filtro en especial se obtuvo el modelo matemático usando impedancias, para poder analizar la resistencia y el capacitor conectados en serie. Ya que por ley de Ohm, no se podía considerar la resistencia.

5.2. Modelo Matemático del Filtro Pasa Bajas

Tal y como se hizo para el circuito pasa altas, también se diseñó un segundo filtro pasa bajas tomando como base la teoría de Boylestad [Boylestad-Nashelsky, 2003] para comparar funcionamiento y respuesta. Se obtuvo el modelo matemático como primer paso para la comparación. El circuito usado para el análisis está representado en la figura 5.2.

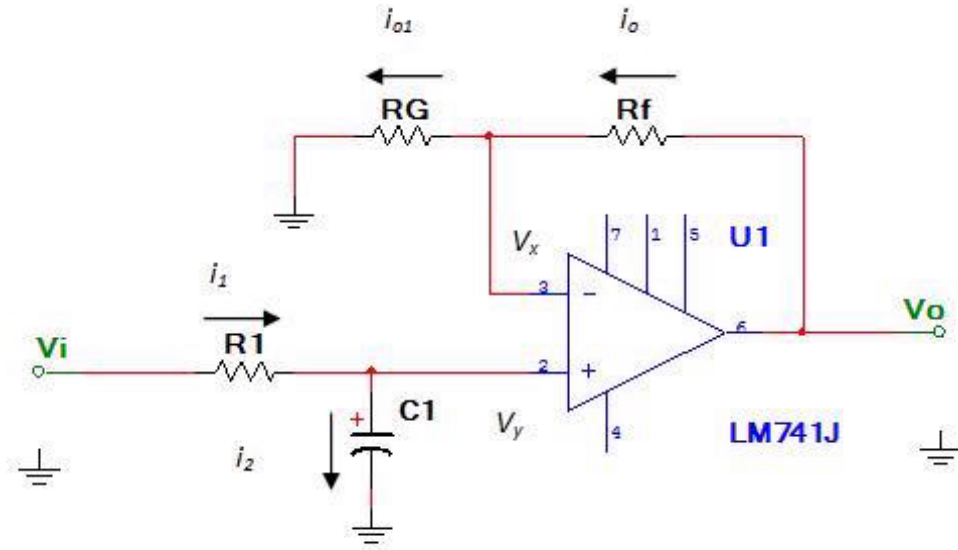


Figura 5.2: Circuito del Filtro Pasa Bajas

Para este circuito sabemos que el voltaje que entra en el pin no inversor del amplificador operacional (LM741) es igual al voltaje del pin inversor:

$$\begin{aligned}
 V_x &= V_y \\
 V_y &= \frac{\frac{1}{sC_1}}{\frac{1}{sC_1} + R_1} V_i \\
 V_y &= \frac{1}{sC_1 \left(\frac{1}{sC_1} + R_1 \right)} V_i \\
 V_y &= \frac{1}{1 + sC_1 R_1} V_i
 \end{aligned}$$

Donde sabemos que:

$$S = 2\pi f$$

$$V_x = \frac{R_G}{R_f + R_G} V_o \quad (4)$$

Por lo tanto igualamos los voltajes y se obtiene:

$$\begin{aligned} \frac{R_G}{R_f + R_G} V_o &= \frac{1}{1 + SC_1 R_1} V_i \\ V_o &= \left[\frac{R_f + R_G}{R_G} \right] \left[\frac{1}{1 + SC_1 R_1} \right] V_i \\ Av &= \frac{R_f + R_G}{R_G + SR_G C_1 R_1} \\ S &= j\omega \\ Av &= \frac{R_f + R_G}{R_G + j\omega R_G C_1 R_1} \end{aligned} \quad (5)$$

donde,

$$j = \sqrt{-1}$$

El que la ganancia a frecuencias bajas sea infinita o muy grande, ocasiona que el amplificador o filtro también deje pasar componentes de ruido, junto con la información a baja frecuencia. Esto no beneficia el buen comportamiento del circuito. En la sección 5,4 se muestra el análisis matemático del filtro rechaza banda.

Comentario 2. Este circuito es un filtro mostrado en el libro [Boylestad-Nashelsky, 2003], en el cual no mostraron la obtención del modelo matemático, el cual es presentado en esta tesis.

5.3. Cálculo de las Frecuencias de Corte

El filtro pasa bajas [Coughlin et ál., 1999] atenuará el voltaje de salida de todas las frecuencias por arriba de la frecuencia de corte. En la figura 5.3 a), se muestra una gráfica de la magnitud del voltaje de salida de un filtro pasa bajas en función de la frecuencia. La línea continua es la gráfica para el filtro pasa bajas ideal, en tanto que las líneas punteadas indican las curvas para los filtros pasa bajas prácticos. La frecuencia de corte f_c , también se denomina: frecuencia 0,707 de la magnitud o frecuencia de paso, frecuencia a $-3dB$ o frecuencia de esquina. El filtro pasa altas atenuará el voltaje de salida para todas las frecuencias abajo de la frecuencia de corte f_c . La figura 5.3 b), es la gráfica para filtros pasa

altas ideal y práctico. La línea continua es la curva ideal, mientras que las curvas punteadas muestran como los filtros prácticos pasa altas pueden desviarse del ideal.

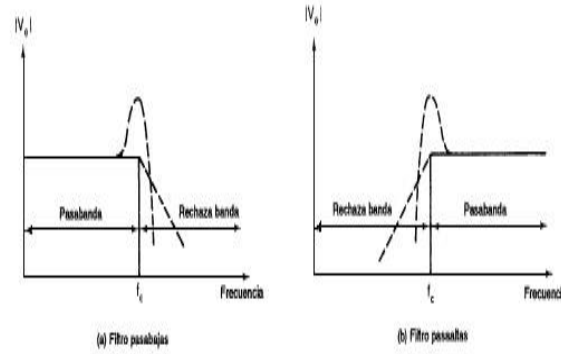


Figura 5.3: Respuesta en Frecuencia para: a) Filtro Pasa Bajas b) Filtro Pasa Altas

Para el cálculo de la frecuencia de corte del filtro pasa bajas se sabe que los valores de sus componentes son,

$$R_G = 10k\Omega$$

$$R_f = 1k\Omega$$

$$R_1 = 3,3k\Omega$$

$$C_1 = 10\mu F$$

estos valores son determinados gracias a la ecuación de su modelo matemático. Para el valor del capacitor se usa una fórmula que se encuentra en [Boylestad-Nashelsky, 2003], y sabemos que la frecuencia deseada es $3,5Hz$, y supondremos valores de 10 a 1 ($10k$ y $1k$) para las resistencias:

$$f = \frac{1}{2\sqrt{R_f R}}$$

$$3,5 = \frac{1}{2\pi C \sqrt{10k * 1k}}$$

$$C = \frac{1}{7\pi \sqrt{10000 * 1000}}$$

$$C = 1.437977489 \times 10^{-5}$$

$$C = 14\mu F \approx 10\mu F$$

La frecuencia de corte ω_c se define como la frecuencia de V_i donde Av se reduce a 0,707 veces su valor a baja frecuencia la frecuencia de corte se evalúa mediante la ecuación 6, donde ω_c es la frecuencia de corte en *radianes/seg*, f_c es la frecuencia de corte en *Hertz*, R esta en *ohms* y C está en *farads*. Esto es aplicable para los dos tipos de filtros según lo explicado en [Coughlin et ál., 1999].

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c \quad (6)$$

el valor de la ganancia Av a ω_c se encuentra al hacer $\omega RC = 1$ para este caso en particular, en la ecuación 5

$$\begin{aligned} |Av| &= \left| \frac{R_f + R_G}{R_G + R_G j} \right| \\ |Av| &= \left| \frac{1000 + 10000}{10000 + 10000j} \right| \\ |Av| &= \left| \frac{11000}{10000 + 10000j} \right| \\ |Av| &= 0,7778 \end{aligned}$$

por lo que de la ecuación 6, se obtiene

$$\begin{aligned} \omega_c &= \frac{1}{RC} \\ \omega_c &= \frac{1}{(3,3k\Omega)(10\mu F)} \\ \omega_c &= 30,303\overline{03}rad/s \\ f_c &= \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{30,303\overline{03}rad/s}{2\pi} \\ f_c &= 4,82Hz \end{aligned}$$

de lo que se puede observar que la frecuencia de corte para el filtro pasa bajas que se uso es de $4,82Hz$. Se muestran los datos en la tabla 5.1 de la magnitud para el filtro pasa bajas,

con lo cual se grafican para observar la respuesta en frecuencia del filtro, lo cual se ilustra en la figura 5.4.

S	$ Av $
0.1ω	1.094
0.25ω	0.777
0.5ω	1.067
ω	0.9838
2ω	0.4919
10ω	0.1094
100ω	0.01099

Tabla 5.1: Magnitudes Filtro Pasa Altas

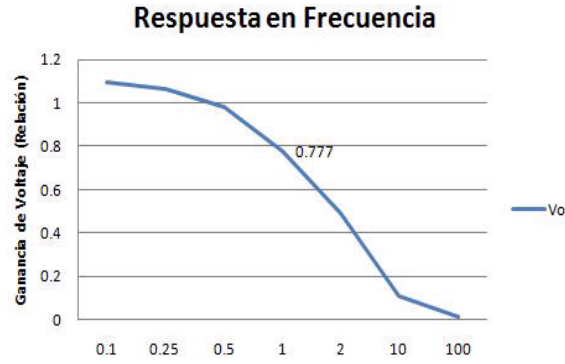


Figura 5.4: Respuesta en Frecuencia del Filtro Pasa Bajas

Para el cálculo de la frecuencia de corte del filtro pasa altas se sabe que los valores de sus componentes son,

$$R_f = 10k\Omega$$

$$R_1 = 1k\Omega$$

$$C_1 = 47\mu F$$

estos valores son determinados gracias a la ecuación de su modelo matemático.

El valor de la ganancia Av a ω_c para el filtro pasa altas se encuentra al hacer $\omega RC = 1$

en la ecuación 3

$$\begin{aligned}
|Av| &= \left| -\frac{R_f}{R_1 + \frac{1}{j\omega C_1}} \right| \\
|Av| &= \left| -\frac{j\omega C_1 R_f}{j\omega C_1 R_1 + 1} \right| \\
|Av| &= \left| -\frac{j \frac{1}{R_1} R_f}{j + 1} \right| \\
|Av| &= \left| -\frac{R_f j}{R_1 j + R_1} \right| \\
|Av| &= \left| -\frac{10000j}{1000j + 1000} \right| \\
|Av| &= 7,07106
\end{aligned}$$

se sabe que

$$\begin{aligned}
\omega &= \frac{1}{RC} \\
\omega &= \frac{1}{(1000)(0,000047)} \\
\omega &= 21,2766 \text{ rad/seg} \\
f_c &= \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{21,2766 \text{ rad/seg}}{2\pi} \\
f_c &= 3,386 \text{ Hz}
\end{aligned}$$

de lo que se puede observar que la frecuencia de corte para el filtro pasa altas que se uso es de $3,38 \text{ Hz}$, la cual es una frecuencia de corte cercana a la ideal que se había propuesto, por lo que se tuvo un ancho de banda práctico de $3,38 - 4,82 \text{ Hz}$, este ancho de banda no afecta mucho la obtención de las señales electro oculográficas ya que los filtros están diseñados con una atenuación de 20 dB/década . Esto quiere decir que deja pasar frecuencias con los valores de las señales electro oculográficas ya que estas varían entre los valores de frecuencia de $0,53 - 5 \text{ Hz}$, y sólo presentarían un poco de atenuación en el valor de su voltaje de salida. Se muestran los datos de la magnitud para el filtro pasa bajas,

con lo cual se grafican para observar la respuesta en frecuencia del filtro, estos valores están aumentados 10 veces y tienden a 10, cuando debería tender la gráfica a 1 esto se debe a que se uso la resistencia de referencia R_f con un valor 10 veces el valor de la resistencia R_1 para tener una mayor amplificación, esto se ilustra en la figura 5.5

S	$ Av $
0.1ω	0.9950
0.25ω	2.4253
0.5ω	4.4721
ω	7.0710
2ω	8.944
10ω	9.9503
100ω	9.9995

Tabla 5.2: Magnitudes Filtro Pasa Bajas

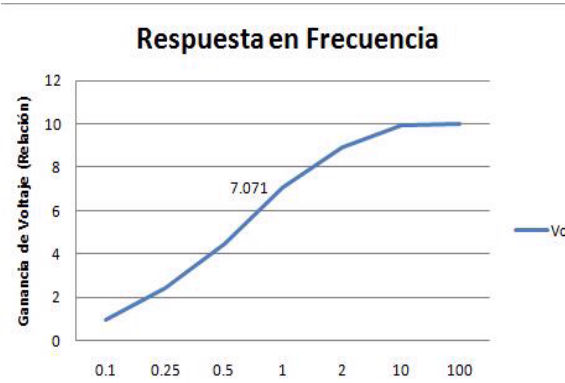


Figura 5.5: Respuesta en Frecuencia del Filtro Pasa Altas

5.4. Modelo Matemático Filtro Rechaza Banda

Este filtro se usó para evitar cual ruido generado por los aparatos usados durante la experimentación, es la primera fase del circuito final mostrado en la sección 6,7.

El filtro rechaza banda se utilizó en esta tesis para evitar la frecuencia de ruido generada por los aparatos usados para la experimentación, tales como el generador de funciones, la fuente de voltaje y el osciloscopio. Con lo cual se busca reducir el ruido que estos aparatos generan y que podrían perjudicar la señal electro oculográfica. Se presenta el diseño en la figura 5.6, y su análisis para la obtención del modelo matemático. En este momento nada más se va a analizar el circuito sumador ya que la sección $U2$, se analizó en secciones previas,

y la sección $U1$ se analizará en la siguiente sección.

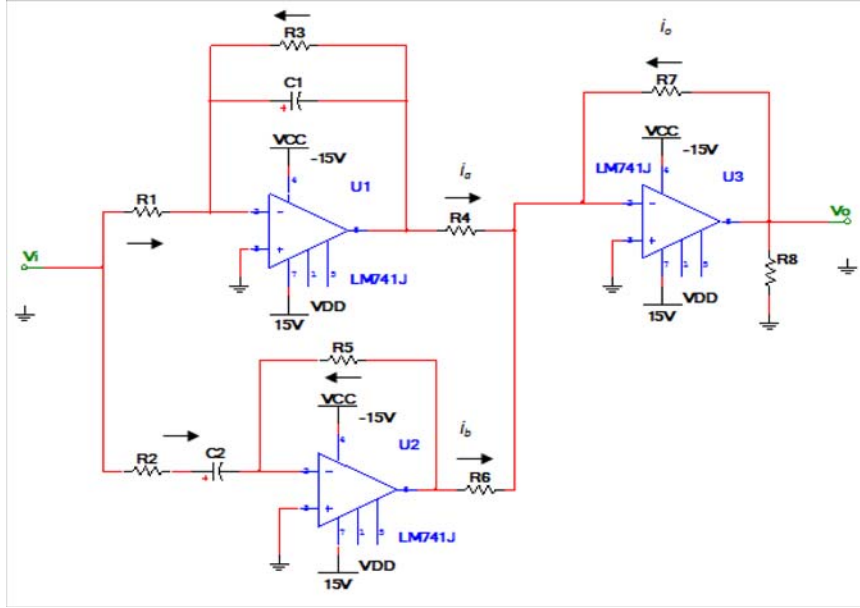


Figura 5.6: Circuito del Filtro Rechaza Banda

$$\begin{aligned}
 0 &= i_b + i_a + i_o \\
 \frac{V_o}{R_g} &= -\frac{V_b}{R_{b2}} - \frac{V_a}{R_{a2}} \\
 V_o &= -\left(\frac{R_g}{R_{b2}}V_b + \frac{R_g}{R_{a2}}V_a\right)
 \end{aligned} \tag{7}$$

Comentario 3. Este circuito no está basado en ninguna bibliografía, se compone de un filtro pasa altas y un filtro pasa bajas, los cuales han sido analizados en las secciones pasadas. Este circuito es diferente a los otros filtros rechaza banda, y se presenta en esta tesis el modelo matemático.

5.5. Modelo Matemático del Filtro Pasa Banda usando un sólo Amplificador Operacional

Para evitar problemas en la experimentación física, se anexo una etapa de amplificación, y una etapa de un filtro pasa banda usando un sólo amplificador operacional, representado en la figura 5.7, usando como referencia el circuito que presenta [García-Gutiérrez, 1988].

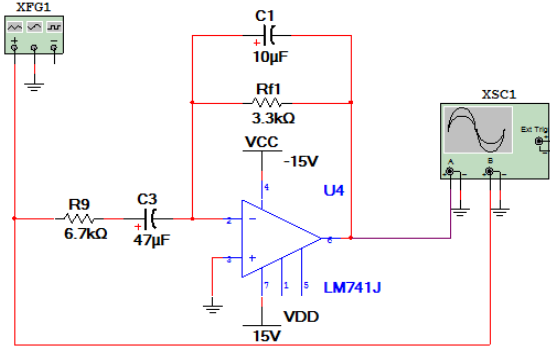


Figura 5.7: Circuito del Filtro Pasa Banda usando 1 Amplificador Operacional

$$Z_1 = R_1 + X_1 \quad (8)$$

$$Z_0 = \frac{R_2 X_2}{R_2 + X_2}$$

$$E_0 = -E_1 \frac{Z_0}{Z_1} = -E_1 \frac{\frac{R_2 X_2}{R_2 + X_2}}{R_1 + X_1} = -E_1 \frac{R_2 X_2}{(R_1 + X_1)(R_2 + X_2)}$$

$$X_1 = \frac{1}{SC_1}$$

$$X_2 = \frac{1}{SC_2}$$

$$E_0 = -E_1 \frac{R_2 \frac{1}{SC_2}}{\left(R_1 + \frac{1}{SC_1}\right) \left(R_2 + \frac{1}{SC_2}\right)} = -E_1 \frac{R_2}{\frac{(1 + SC_2 R_2)(1 + SC_1 R_1)}{SC_1}}$$

$$E_0 = -E_1 \frac{SR_2 C_1}{(1 + SC_2 R_2)(1 + SC_1 R_1)}$$

Comentario 4. Este circuito fue tomado tanto el diseño como el modelo matemático

del libro [García-Gutiérrez, 1988]

5.6. Modelo Matemático del Circuito Amplificador

Como las señales bioeléctricas en este caso las señales electro oculográficas manejan valores muy pequeños de voltaje, se necesita una fase de amplificación de la señal, cuyo circuito está ilustrado en la figura 5.8.

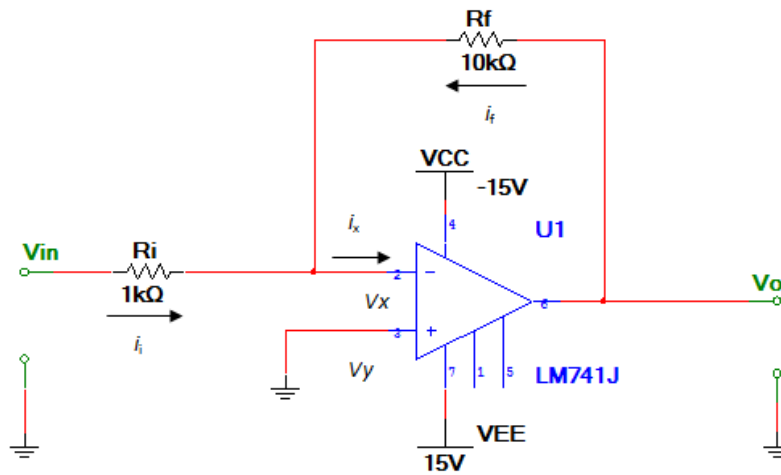


Figura 5.8: Circuito de la Fase de Amplificación

Sabemos que:

$$i_x = 0$$

$$V_x = V_y$$

obtenemos la ecuación de la corrientes en los nodos comunes:

$$i_i + i_f = i_x = 0 \quad (9)$$

y sabemos por ley de Ohm que:

$$i_i = \frac{V_i}{R_i}$$

$$i_f = \frac{V_o}{R_f}$$

sustituyendo en la ecuación de las corrientes, ecuación 9:

$$\begin{aligned} -\frac{V_i}{R_i} &= \frac{V_o}{R_f} \\ V_o &= -\frac{R_f}{R_i} V_i \end{aligned} \tag{10}$$

obteniendo la ecuación 10, y despejamos el voltaje de salida V_o para poder obtener la ganancia del sistema, como se ejemplifica en la ecuación 11.

$$Av = -\frac{R_f}{R_i} \tag{11}$$

Comentario 5. Este circuito fue tomado tanto el diseño como el modelo matemático del libro [Forcada,1996]

Capítulo 6

Señales Obtenidas

6.1. Simulación del Filtro Pasa Altas

Se simuló el filtro pasa altas, que se muestra en la figura 6.1, para poder inferir los resultados que se esperan en la experimentación física. Este circuito se diseñó para que dejará pasar las señales mayores a $0,5Hz$, pero una vez que se experimentó se tuvo una frecuencia de corte real de $3,38Hz$..

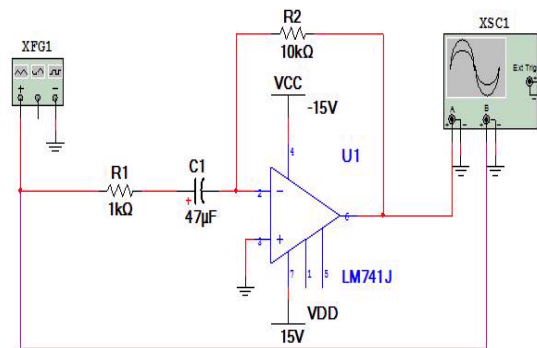


Figura 6.1: Circuito del Filtro Pasa Altas para su Simulación en Multisim

Se alimentó el circuito con una señal de $1mHz$ y un voltaje pico de $100mV$, señal representada en color morado, obteniendo la señal que se puede observar en la figura 6.2, en la cual

se puede afirmar que el filtro trabaja correctamente ya que la señal de salida, representada en color rojo, es muy cercana a 0.



Figura 6.2: Señal de Entrada con Frecuencia a 1 mHz

Posteriormente se alimentó el circuito con una señal de $5Hz$ y el mismo voltaje pico de $100mV$, señal representada en color morado, como se puede observar en la figura 6.3, esta señal de $5Hz$ presenta una ganancia en su voltaje de aproximadamente 10 veces su valor original presentando un valor pico de $1,652V$, esta señal está representada en color rojo.

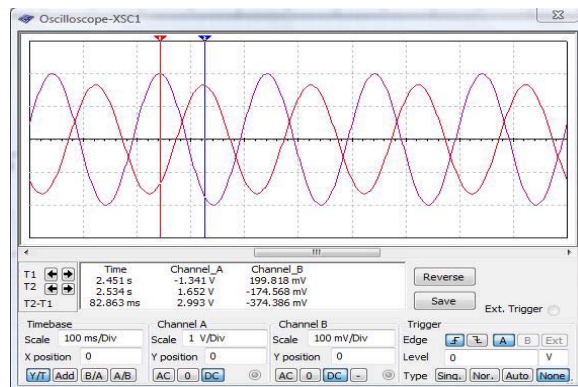


Figura 6.3: Señal de Entrada con Frecuencia de 5Hz

Finalmente, se alimentó el circuito con una señal de $1kHz$ y el mismo voltaje pico de $100mV$, representada en color morado, como se observa en la figura 6.4, esta señal el filtro la respeta totalmente, a excepción de que esta invertida por la configuración del filtro,

configuración inversora, pero se puede ver que la señal es la misma señal excepto que la señal de salida, representada en color morado, con una ganancia de 10 veces su valor original reportando un valor de salida de 2,004V, está señal al tener una frecuencia mucho mayor a la frecuencia de corte no tiene ningún efecto el filtro sobre ella.

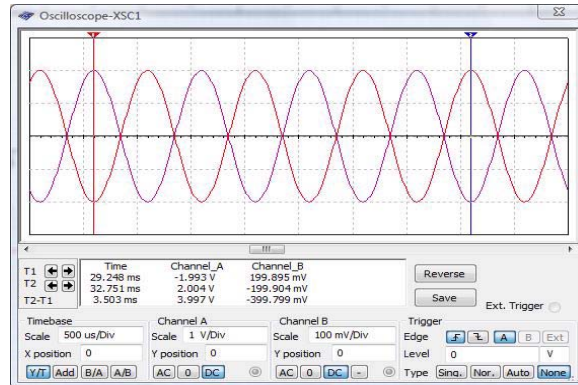


Figura 6.4: Señal de Entrada con Frecuencia de 1kHz

6.2. Experimentación del Filtro Pasa Altas

Se alambró el filtro pasa altas en una tablilla de experimentación (protoboard), que se muestra en la figura 6.5 donde se puede observar las conexiones entre el amplificador operacional LM741 y las resistencias y el capacitor, esta fase filtrará la señal obtenida con una frecuencia de corte de $0,53Hz$, esto idealmente pero ya se comentó que se tiene una frecuencia real de corte de $3,38Hz$, por lo que solo pasarán las señales con frecuencias mas grandes a la frecuencia de corte. Para esta fase de experimentación, se utilizó un generador de funciones para alimentar al circuito con señales de diferentes frecuencias para mostrar el correcto funcionamiento del filtro, las señales fueron captadas en un osciloscopio de la marca Agilent. Con esto se espera obtener resultados similares a los obtenidos en la parte de simulación.

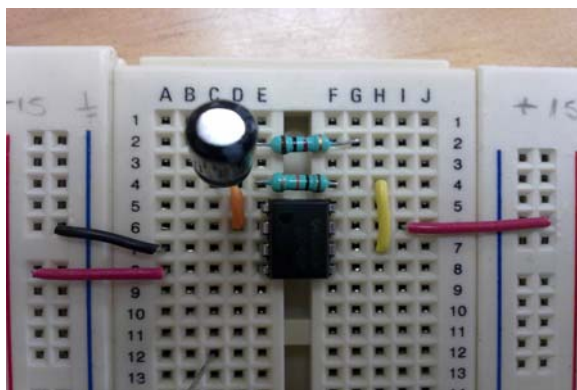


Figura 6.5: Filtro Pasa Altas

Se alimentó el circuito con una señal de 5mHz y un voltaje pico de 100mV , obteniendo la señal de salida mostrada en la figura 6.6, donde se ve que la señal ha sido filtrada y tiene valores muy cercanos a 0.

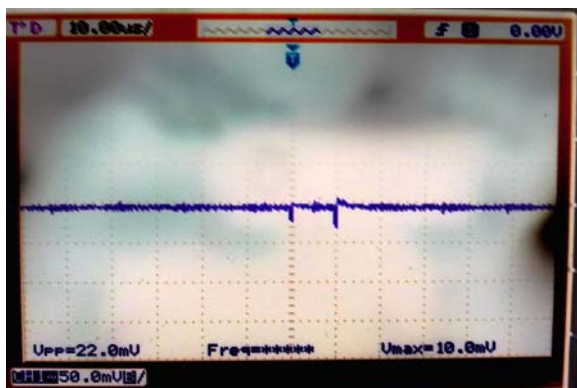


Figura 6.6: Señal 5 mHz

Posteriormente se alimentó el circuito con una señal de 5Hz y el mismo voltaje pico de 100mV , obteniendo la señal de salida mostrada en la figura 6.7, donde se observa una señal con frecuencia de 5Hz pero tiene una reducción en su valor de voltaje, esto porque la frecuencia se encuentra muy cercana a la frecuencia de corte, y como los componentes usados para la experimentación no fueron de precisión el comportamiento encontrado no fue similar al comportamiento esperado, pero con algunas diferencias; así como el generador de

funciones entregaba señales de baja frecuencia con una calidad pobre, por estas razones se utilizó la fase de amplificación.

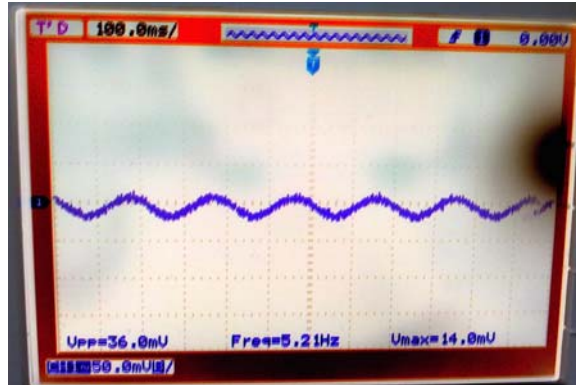


Figura 6.7: Señal de 5 Hz

Finalmente, se alimentó el circuito con una señal de 50kHz y el mismo voltaje pico de 100mV , obteniendo la señal de salida mostrada en la figura 6.8, donde se observa una señal con frecuencia de 50kHz y esta señal al tener una frecuencia lejana a la frecuencia de corte tiene una amplificación en su valor de voltaje, ya que tiene un voltaje pico de 344mV , cuando el voltaje de salida esperado era de $0,70716\text{V}$, gracias a la ganancia de 20dB del amplificador operacional; los cálculos para determinar el voltaje pico de salida esperado se encuentra documentado en la sección **Cálculo de las Frecuencias de Corte**. Como ya se ha comentado la ganancia no es tan amplia, debido a la calidad de los componentes usados para la experimentación.

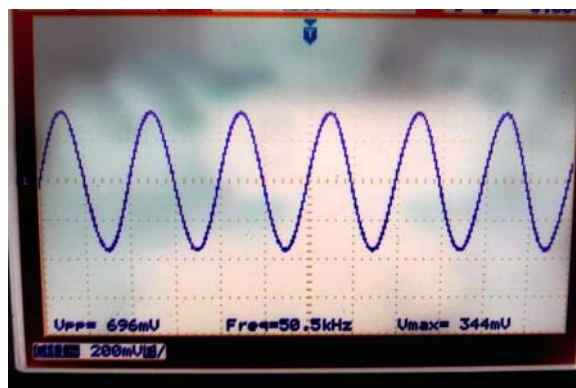


Figura 6.8: Señal de 50 kHz

6.3. Obtención de Datos en Agilent del Filtro Pasa Altas

Se trabajó con un osciloscopio de marca Agilent, el cual cuenta con un software para captura de imágenes en el ordenador, se muestran las imágenes obtenidas en el ordenador de las señales ya filtradas.

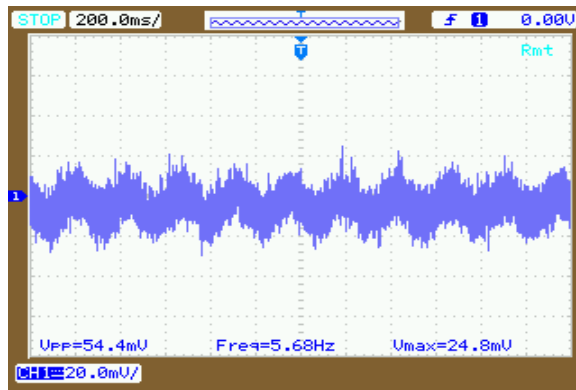


Figura 6.9: Señal de 4 Hz

Como se observa en la figura 6.9, se obtuvo la señal filtrada pero presenta la misma reducción en su valor que la señal mostrada en la figura 6.7, ya que como se explico anteriormente la frecuencia de la señal es muy cercana a la frecuencia de corte, la señal de entrada fue creada por un generador de funciones con un voltaje pico de $100mV$ y una frecuencia de $4Hz$, pero el problema del generador de funciones usado fue que a señales bajas, se ve afectado por el ruido, como se observa en la figura 6.7, esta figura muestra un valor de $5,68Hz$ cuando el generador de funciones se había configurado en una frecuencia de salida de $4Hz$.

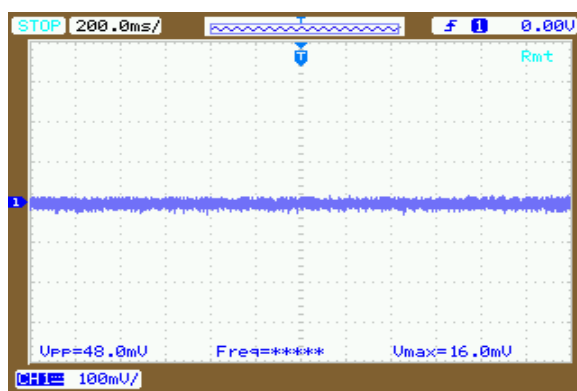


Figura 6.10: Señal de 40 mHz

Como se puede observar en la figura 6.10, la señal de salida del filtro presenta valores muy cercanos a 0, al ser este filtro diseñado para no dejar pasar señales menores a $0,53Hz$. Por lo que se puede afirmar que el filtro pasa altas fue bien diseñado y esta trabajando correctamente.

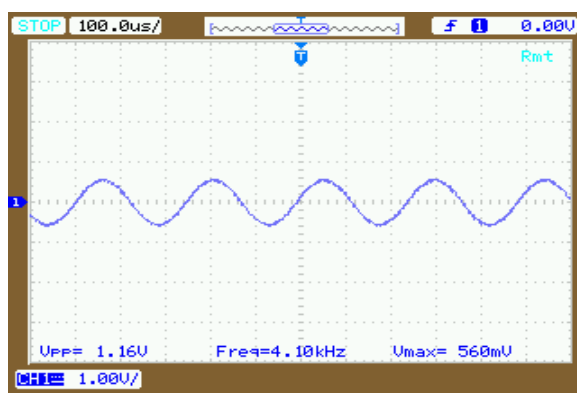


Figura 6.11: Señal de 4 kHz

Como se observa en la figura 6.11, el filtro deja pasar en su totalidad la señal de entrada, ya que su valor de frecuencia está muy por encima de la frecuencia de corte. Con esto se puede observar que los resultados son los que se esperaban coincidiendo los resultados de la parte de simulación y la parte de la experimentación.

6.4. Simulación del Filtro Pasa Bajas

Se simuló el filtro pasa bajas, que se muestra en la figura 6.12, para poder inferir los resultados que se esperan en la experimentación física. Este circuito se diseñó con una frecuencia de corte de $5Hz$, cuando se alambró el circuito se obtuvo una frecuencia de corte real de $4,82Hz$, esto debido a los valores comerciales de los componentes, y el que no sean componentes de precisión. Se alimentó el circuito con una señal de entrada $1mHz$ y un voltaje pico de $100mV$, esta señal fue creada por un generador de funciones, representada en color morado, como se observa en la figura 6.13, el filtro trabaja correctamente ya que la señal de salida es la misma a la de entrada con un pequeño desfase y una pequeña ganancia en su valor de voltaje de un 9% , ya que el valor del voltaje de la señal de salida, representada en color rojo, es de $220mV$.

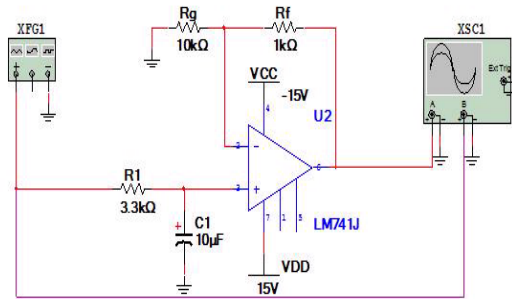


Figura 6.12: Circuito del Filtro Pasa Bajas para su simulación en Multisim

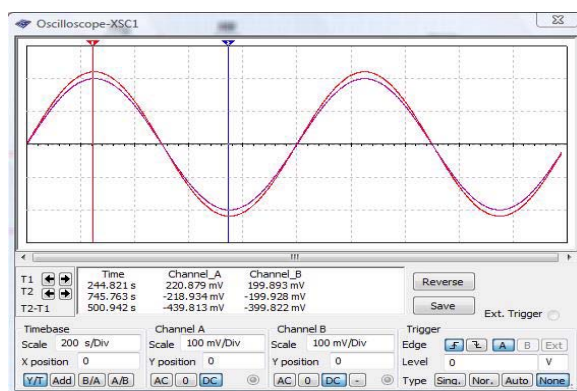


Figura 6.13: Señal de Entrada con Frecuencia de 1mHz

Posteriormente se alimentó el circuito con una señal de $5Hz$ y el mismo voltaje pico de $100mV$, representada en color morado, como se puede observar en la figura 6.14, a esta señal de $5Hz$ la deja pasar obteniendo la señal de salida, representada en color rojo, pero presenta una pérdida en su voltaje de un 23% pero esto se puede arreglar con la ganancia del filtro. Además hay que considerar que es la frecuencia de corte.

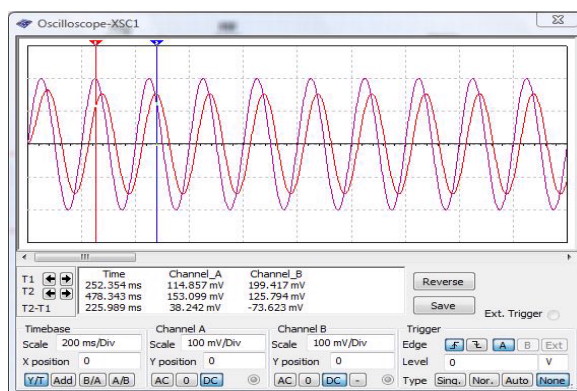


Figura 6.14: Señal de Entrada con Frecuencia de 5Hz

Finalmente, se alimentó el circuito con una señal de $1kHz$ y el mismo voltaje pico de $100mV$, representada en color morado, como se puede observar en la figura 6.15, la señal de salida, representada en color rojo, presenta valores muy cercanos a 0, lo cual nos indica que el filtro está trabajando correctamente, tal y como se diseñó.

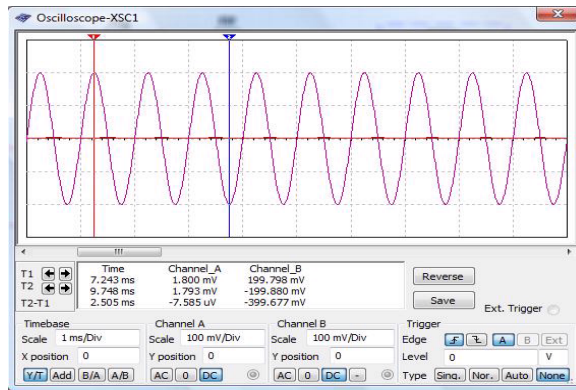


Figura 6.15: Señal de Entrada con Frecuencia de 1kHz

6.5. Experimentación del Filtro Pasa Bajas

Se alambró el filtro pasa bajas, tal y como se muestra en la figura 6.12, para poder observar las señales y determinar si son las esperadas y si coinciden con los resultados obtenidos durante la simulación. Este circuito se diseñó con una frecuencia de corte de 5Hz , por lo que se espera que las señales con valores de frecuencia más altos que el de la frecuencia de corte, su valor de voltaje sea reducido a valores cercanos a 0. Para esta fase de experimentación, también se utilizó un generador de funciones para alimentar al circuito con señales de diferentes frecuencias para mostrar el correcto funcionamiento del filtro, las señales fueron captadas en un osciloscopio de la marca Agilent.

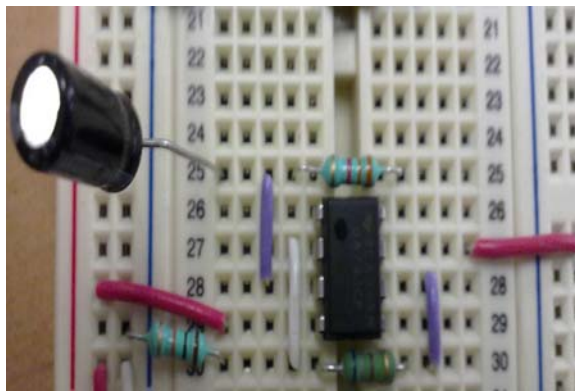


Figura 6.16: Filtro Pasa Bajas

Se alimentó el circuito con una señal de 500mHz y un voltaje pico de 100mV , obteniendo la señal de salida mostrada en la figura 6.17, donde como se esperaba la frecuencia de la señal sigue siendo de 500mHz y presenta en su valor de voltaje una reducción de 30mV , lo cual se corregirá durante la fase de amplificación.

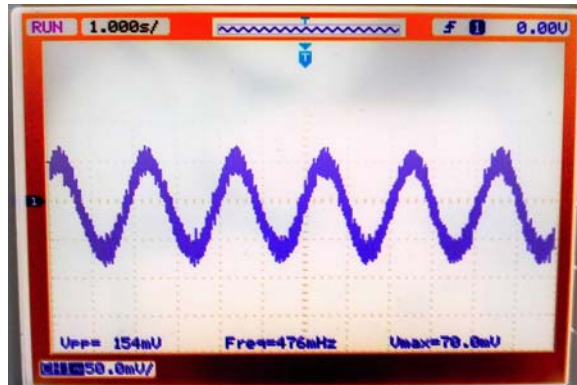


Figura 6.17: Señal de 500 mHz

Posteriormente se alimentó el circuito con una señal de 5Hz y el mismo voltaje pico de 500mV , obteniendo la señal mostrada en la figura 6.18 donde se puede ver que se sigue respetando la señal, a esta señal se le dio un valor de entrada más alto, porque hay que considerar que es la frecuencia de corte, y como se puede observar tuvo una reducción del 50 % de su valor en voltaje.

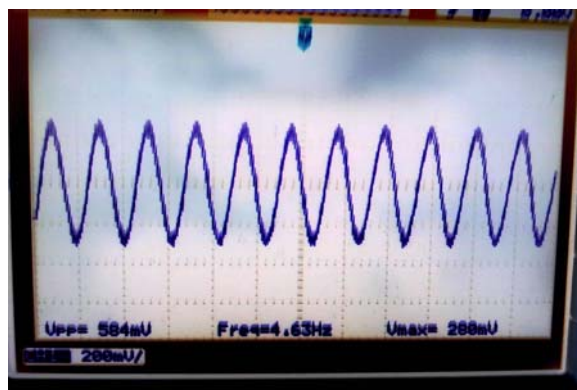


Figura 6.18: Señal de 5 Hz

Finalmente, se alimentó el circuito con una señal de 50kHz y el mismo voltaje pico de

100mV, obteniendo la señal mostrada en la figura 6.19, donde se puede observar que la señal ha sido reducida a valores muy cercanos a 0 con lo que se puede afirmar, que el filtro está trabajando correctamente.

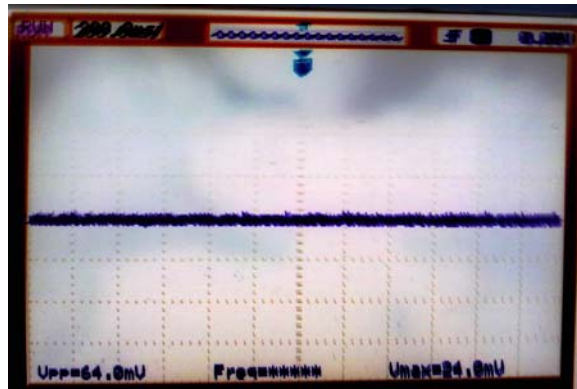


Figura 6.19: Señal de 50 kHz

6.6. Obtención de Datos en Agilent del Filtro Pasa Bajas

Tal y como en el filtro anterior se trabajó con un osciloscopio de marca Agilent, el cual gracias a su software se llevaron las imágenes al ordenador.

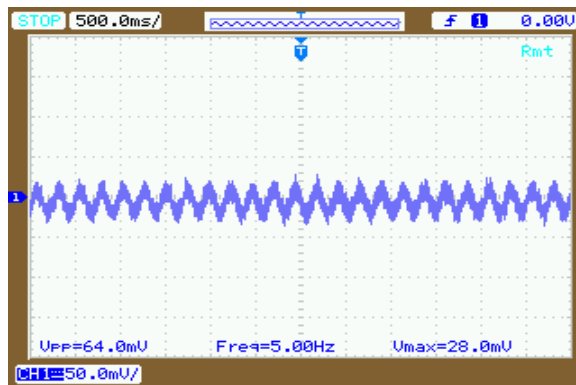


Figura 6.20: Señal de 4 Hz

La señal de entrada de este filtro pasa bajas fue una señal de $4Hz$ con una amplitud de voltaje pico de $100mV$, la señal de entrada fue generada por el mismo generador de funciones, y esta señal filtrada mostrada en la figura 6.20, presenta la señal reducida en su valor, pero como se explico en la figura 6.18 esta reducción es de aproximadamente el 50 %. También presenta una señal con frecuencia de $5Hz$, a pesar de que el generador de funciones estaba configurado a una frecuencia de salida de $4Hz$.

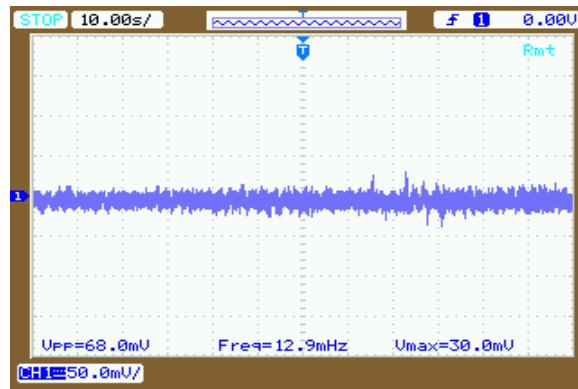


Figura 6.21: Señal de 40 mHz

La señal de entrada de este filtro pasa bajas fue una señal de $4mHz$ con una amplitud de voltaje pico de $100mV$, la señal obtenida mostrada en la figura 6.21, muestra el funcionamiento del filtro pasa bajas, no se alcanza a distinguir la señal pero al utilizar una señal generada con un valor tan bajo de frecuencia, la amplitud en voltaje también era pequeña, esto se debe a que el generador de funciones presenta mucho ruido en señales con frecuencia baja. Pero la simulación y el modelo matemático respaldan el correcto funcionamiento del filtro.

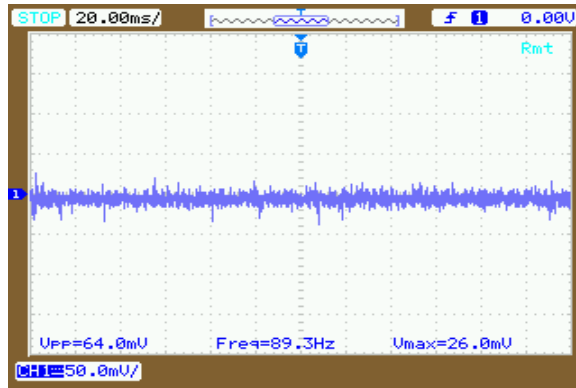


Figura 6.22: Señal de 4 kHz

Como se observa en la figura 6.22, la señal es reducida a valores muy cercanos a 0 ya que la señal de entrada tiene un frecuencia de $4kHz$ la cual está muy por encima de la frecuencia de corte, demostrando que el circuito está bien diseñado.

6.7. Filtro Final

Para el filtro final, que se uso para obtener las señales electro-oculográficas, se usaron una fase de amplificación de la señal y 3 filtros, un filtro pasa banda usando un amplificador operacional LM741 [García-Gutiérrez, 1988], después se uso un filtro rechaza banda compuesto por un filtro pasa bajas y un filtro pasa altas de Forcada unidos por un sumador, y un filtro pasa banda, compuesto por un filtro pasa altas de Forcada [Forcada,1996].y pasa bajas de Boylestad-Nashelsky [Boylestad-Nashelsky, 2003].

6.7.1. Simulación

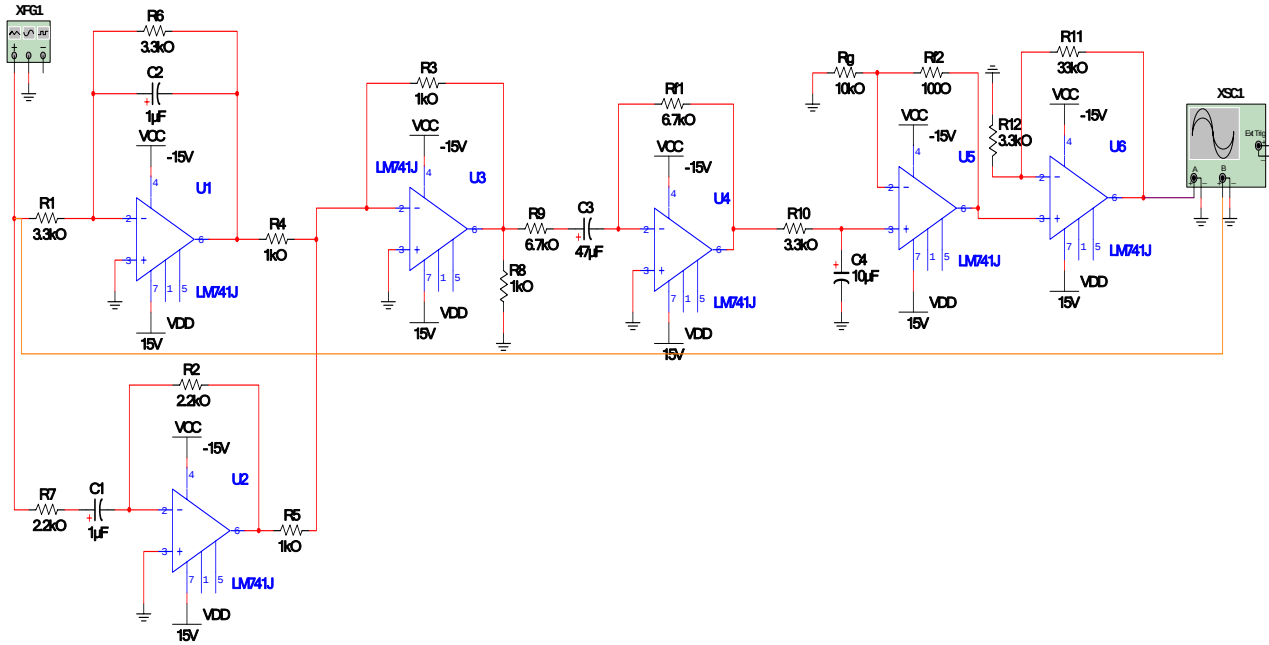


Figura 6.23: Circuito del Filtro Final

Se simuló todo el circuito, haciendo pasar una señal de 60Hz con 100mV mostrada en la figura 6.25 y una señal de 3Hz y 100mV mostrada en la figura 6.24.

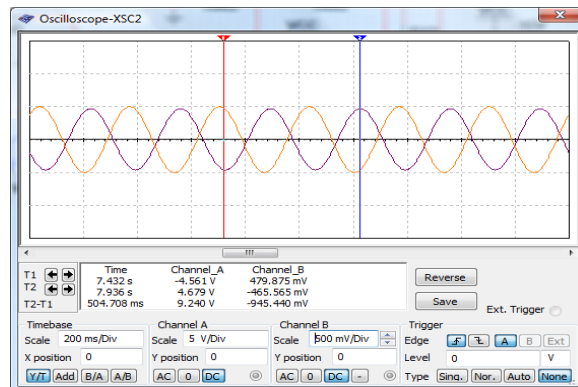


Figura 6.24: Señal de 3 Hz

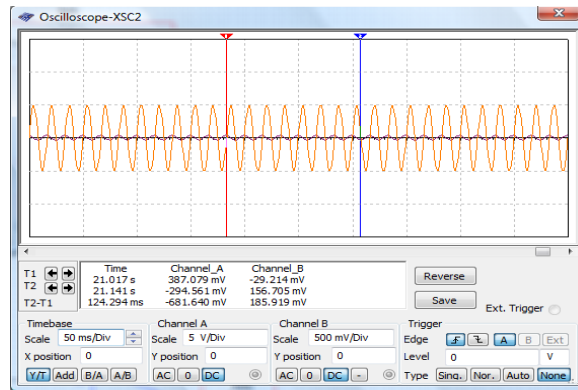


Figura 6.25: Señal de 60 Hz

6.7.2. Experimentación Física

Se alambró el circuito de manera física tal y como se puede observar en la figura 6.26, con lo cual se hicieron pruebas con un generador de funciones a $4,5Hz$ y con un voltaje de alimentación de $200mV_{pp}$ obteniendo los resultados mostrados en la figura 6.27, donde se puede observar la señal con frecuencia de $4,39Hz$ y un voltaje de $196mV_{pp}$.

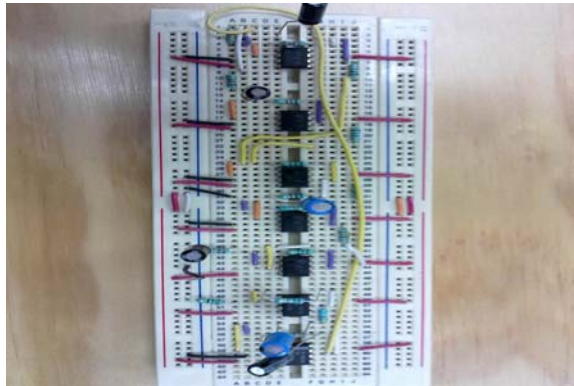


Figura 6.26: Circuito Armado en un ProtoBoard

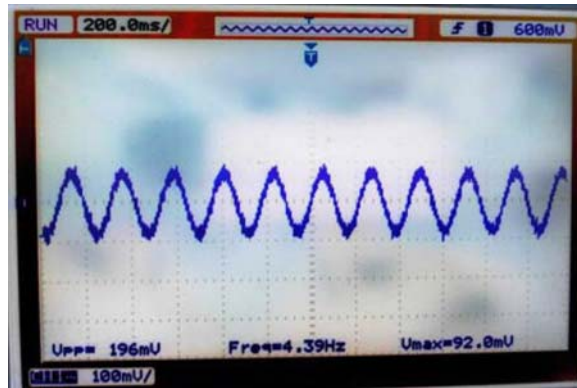


Figura 6.27: Señal Filtrada

Al obtener los resultados esperados se continuó en experimentar con los electrodos para obtener las señales electro-oculográficas, obteniendo los picos de voltaje cuando el ojo se movía hacia arriba y hacia abajo.

6.7.3. Movimiento Ocular Hacia Arriba

Se conectaron los electrodos en el nervio que detecta los movimientos oculares en el canal vertical mostrado en la figura 4.1, y el sujeto seguía la instrucción descrita en [Yamagishi et ál., 2006], moviendo el ojo hacia arriba, obteniendo los resultados mostrados en las figuras 6.28 y 6.29, en esta última figura se alcanzaron a detectar dos movimientos. Con estas señales se obtuvo una tabla de datos, para utilizar un filtro digital descrito en la sección **Filtro Digital**.

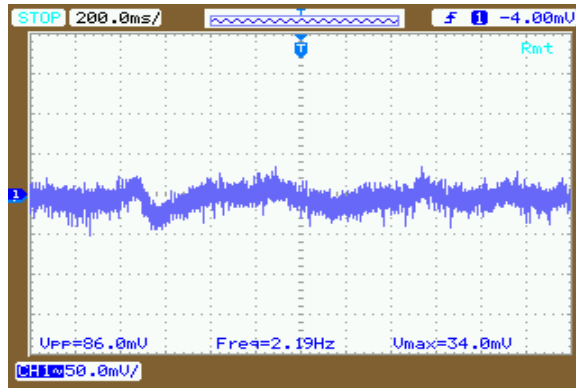


Figura 6.28: Señal Generada

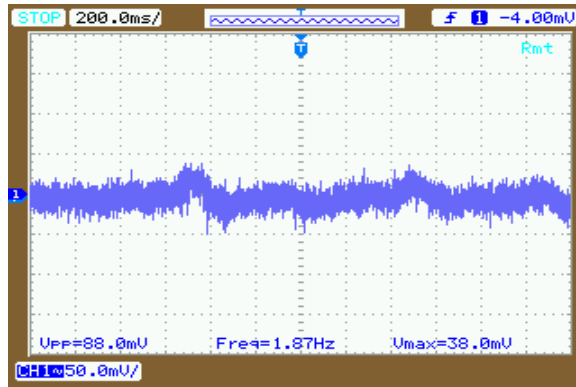


Figura 6.29: Señal Generadas 2 Movimientos

6.7.4. Movimiento Ocular Hacia Abajo

Se conectaron los electrodos en el nervio que detecta los movimientos oculares en el canal vertical mostrado en la figura 4.1, y el sujeto seguía la instrucción descrita en [Yamagishi et ál., 2006], moviendo el ojo hacia abajo, obteniendo los resultados mostrados en las figuras 6.30 y 6.31, en esta última figura se alcanzaron a detectar dos movimientos. Con estas señales se obtuvo una tabla de datos, para utilizar un filtro digital descrito en la sección **Filtro Digital**.

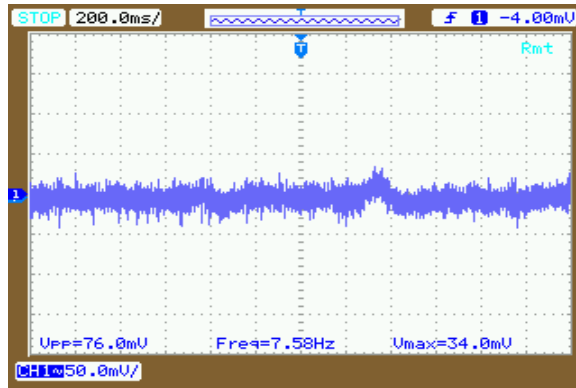


Figura 6.30: Señal Generada

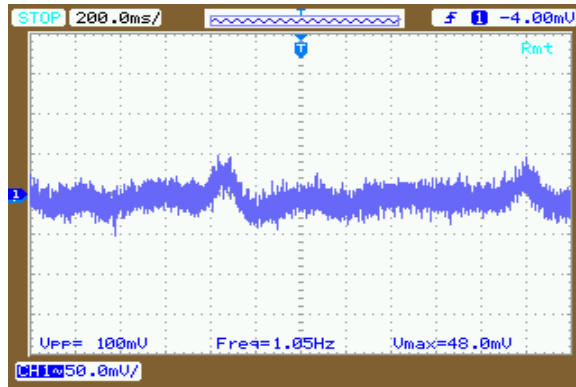


Figura 6.31: Señal Generada 2 Movimientos

Se puede observar que las señales obtenidas, presentan los cambios en el voltaje que se presenta en el nervio óptico, el cual obedece a los movimientos oculares, la razón por la cual los cambios no se presentan tan seguidos, es porque como se ha explicado la frecuencia de las señales generadas por el ojo varían entre los $0,53 - 5V$ por lo que todas las demás señales son filtradas, y solo se muestran las que caen dentro de este rango, eliminando de este modo señales bioeléctricas causadas por los músculos de la cara.

6.8. Filtro Digital

Con las señales obtenidas, se procedió a llevarlas al software MatLab, y ahí recrear las señales gracias a los datos proporcionados por el software del osciloscopio Agilent. Usando el manual de MatLab [Ullman, 2003], se usó un filtro digital que se muestra en las ecuaciones 12 y 13 ,donde $T = \overline{1, 600}$, ya que se obtuvieron 600 datos para recrear las señales en el software MatLab. La ecuación 12 es muy parecida a una integral $\int_{t=0}^T a_k dt$, lo que se interpreta como un filtro pasa bajas, y en la ecuación 13 0,99 sería una ganancia discreta, que no concuerda con una ganancia continua. Este filtro, representado por las ecuaciones 12 y 13, se usó ya que es un filtró diseñado por el Dr. José de Jesús Rubio Ávila, para limpiar el ruido de las señales usando MatLab.

$$c_{k+1} = \sum_{k=1}^T a_k \quad (12)$$

$$b_{k+1} = 0,99c_{k+1} \quad (13)$$

Teniendo como referencia el artículo [Gandhi et ál., 2007], donde los autores encontraron las señales electro oculográficas del canal horizontal, ilustradas en la figura 6.32, y se sabe que el comportamiento de la señal electro oculográfica es el mismo para los dos canales, vertical y horizontal, por lo que con estas señales como referencia se puede afirmar que las señales obtenidas mostradas en las figuras 6.33, 6.34, 6.35 y 6.36

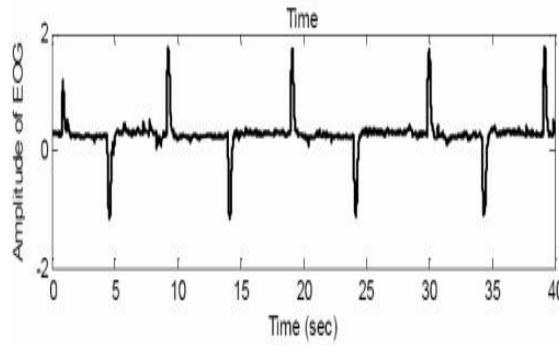


Figura 6.32: Señal EOG Obtenida del Movimiento Horizontal de los Ojos

6.8.1. Movimiento Ocular Hacia Abajo

Con el uso del filtro digital se obtuvieron los resultados mostrados en la figura 6.33, en la cual se observa un movimiento ocular hacia abajo, y en la figura 6.34 se pueden observar dos movimientos oculares hacia abajo, esto porque el electrodo fue colocado en el nervio que controla los movimientos verticales mostrado en la figura 4.1, y teniendo como referencia el dibujo de la figura 4.3, se puede comprobar que se detectaron dos movimientos oculares hacia abajo, ya que primero se presenta un pico de voltaje negativo, seguido de un pico de voltaje positivo.

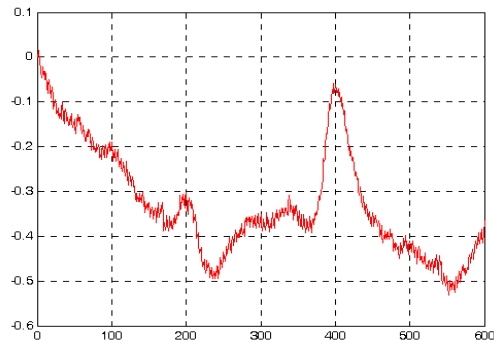


Figura 6.33: Movimiento Ocular hacia Abajo

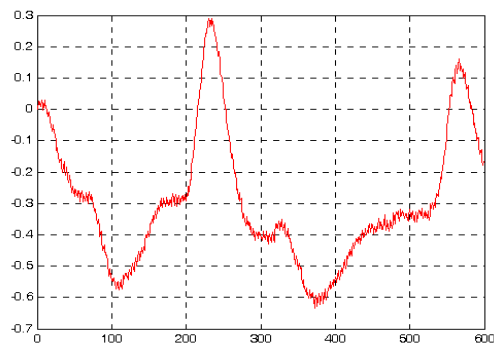


Figura 6.34: 2 Movimientos Oculares hacia Abajo

6.8.2. Movimiento Ocular Hacia Arriba

Con el filtro digital se obtuvo la señal que se muestra en las figuras 6.35 y 6.36 donde se observa la señal filtrada, como se dijo se colocó el electrodo en el nervio que controla los movimientos verticales, en la figura 6.35 no se distingue muy bien el movimiento, producto de una mala detección, pero teniendo como referencia la figura 4.3, se puede comprobar que estos movimientos son hacia arriba, ya que presenta un pico de voltaje positivo, seguido de un pico negativo. Estos resultados obtenidos son los deseados, se obtuvo las señales electro oculográficas, en el canal vertical ya filtrada y acondicionadas, para que en un trabajo futuro, como se tratará en el capítulo 7, se puedan llevar a cabo diferentes proyectos de investigación que partan de estos resultados.

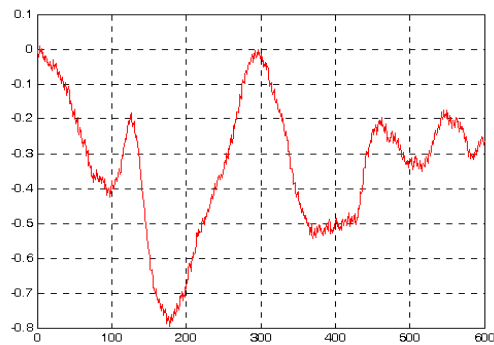


Figura 6.35: Movimiento Ocular hacia Arriba

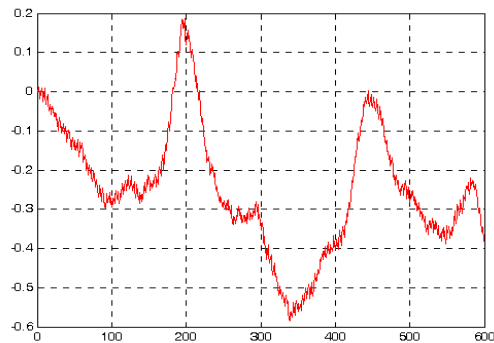


Figura 6.36: 2 Movimientos Oculares hacia Arriba

Comentario 6. En varios artículos, como [Venkataramanan et ál., 2005] [Tripathi et ál., 2007] [Pinzon-Amado et ál., 2007] por mencionar algunos, donde se muestran gráficas de las señales electro oculográficas, se muestran en una forma más definida, pero esto se obtiene después de aplicar una fase de mucho pre procesamiento digital. En esta tesis, no se aplicó esa fase sólo se filtro la señal por medio de filtros activos y un filtro digital sencillo.

Capítulo 7

Conclusiones y trabajo a futuro

7.1. Conclusiones

Durante la realización del proyecto se trabajó con el amplificador operacional LM741, las pruebas demostraron que este amplificador trabajaba más acorde a lo que se buscaba siendo que se había trabajado anteriormente con este amplificador operacional y nos mostraba la señal igual a las señales obtenidas en la simulación, por lo que se empezaron a diseñar diferentes filtros activos, basados en varias fuentes bibliográficas, como se necesitaba eliminar el ruido de la señal, y se sabe que el ruido generado por la maquinaria oscila alrededor de los $60Hz$, se diseñó un filtro pasa banda, que es básicamente compuesto por un filtro pasa altas y un filtro pasa bajas, para las señales electrooculográficas la frecuencia que manejan esta dentro del rango de $0,53 - 5Hz$

Con el tipo de filtro ya seleccionado, se obtuvieron modelos matemáticos de diferentes filtros pasa altas y pasa bajas, para determinar por medio del modelo matemático el funcionamiento interno del filtro, y poder seleccionar de manera óptima los filtros que conformarán el filtro pasa banda. Durante las pruebas se siguió un método, primero se obtuvo el modelo matemático del filtro, posteriormente si el modelo matemático confirmaba su correcto funcionamiento, se simulaba el filtro por medio del software Multisim, obteniendo la simulación, se comprobaba si el filtro actuaba cortando la señal en la frecuencia a la que se ha diseñado, posteriormente se alambraba el circuito físico en un protoboard y se alimenta-

ba con un generador de funciones. Una vez que el circuito hubiera pasado todas las etapas anteriores, se alimentaba el filtro usando unos electrodos para obtener las señales electro oculográficas (EOG). Este método se utilizó para los diferentes filtros analizados.

Cuando se obtuvieron las señales filtradas y se podía reconocer los movimientos oculares, se llevaron las señales a un ordenador, primero se utilizó un micro controlador para llevar la señal directo al software MatLab, pero las frecuencias de muestreo del micro controlador no coincidían con la frecuencia de las señales por lo que sólo mostraba ciertos puntos de la señal. A pesar de que los programas tanto del micro controlador como los de recepción de datos de MatLab, ya habían sido probados y estos funcionan correctamente. Como el envío de datos al ordenador por medio del micro controlador, no fue viable, se utilizó el software del osciloscopio usado durante las pruebas, Agilent, el cual nos creaba una imagen fiel a la mostrada en la pantalla del osciloscopio, pero también proporciona los valores de la señal, para poder recrearla. Con estos datos se recreo la señal en el software MatLab, y se le aplico un filtro digital que limpió un poco más la señal.

7.2. Trabajo Futuro

Con los resultados obtenidos, se presenta un abanico de posibilidades para la utilización de señales electrooculográficas, se pueden controlar un gran número de situaciones, así como poder usarlas para diagnosticar pacientes con enfermedades oculares o propias del sistema nervioso autónomo, como trabajo futuro se pueden analizar estas señales con algún algoritmo genético, ya sea red neuronal, lógica difusa, o cualquier otro, para que por medio de un ordenador se pueda reconocer que tipo de movimiento ocular se tiene y poder usarlo para el control de diferentes mecanismos, para personas con capacidades limitadas. Además con la utilización de estos filtros, se puede realizar un estudio para encontrar las diferencias en las señales electro oculográficas entre hombre y mujeres, y también como van variando estas señales a diferentes rangos de edad.

El control de sistemas y aparatos por medio de los ojos, podría volver obsoleto varios sistemas de control ya existentes, como caso particular mover el ojo puede ser menos cansado que parpadear un número determinado de veces, usado en los sistemas de dictado para personas con capacidades diferentes. Podría tener incluso fines militares ya que una señal

eléctrica puede viajar grandes distancias en periodos cortos de tiempo, y así poder transmitir mensajes por medio de movimientos oculares. Como se puede observar existen muchos proyectos que pueden partir de la obtención de las señales electro oculográficas.

Bibliografía

- [García-Gutiérrez, 1988] GARCÍA LÓPEZ, W., GUTIÉRREZ IGLESIAS, J.L; *Amplificadores Operacionales: Teoría y Montaje Práctico*; Editorial Paraninfo SA; 6a Edición; Madrid, España; 1988
- [Constaín, 1994] CONSTAÍN ARAGÓN, ALFREDO; *Amplificadores Re-alimentados Diseño Lineal Avanzado*; Addison-Wesley Iberoamericana SA; EUA; 1994
- [Clayton-Winder, 2000] CLAYTON, GEORGE; WINDER, STEVE; *Operational Amplifiers*; Ed. Newnes; 4a Edición; 2000
- [Forcada,1996] FORCADA, JULIO; *El Amplificador Operacional*; Alfaomega; 1996
- [Boylestad-Nashelsky, 2003] BOYLESTAD, ROBERT Y NASHELSKY, LOUIS; *Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos*; Pearson Education; 8a Edición; México; 2003.
- [Aguilar et ál., 2007] AGUILAR ZAMBRANO, JAIME ALBERTO; ARISTIZABAL RIVERA, BERNARDO JOSÉ Y QUIÑONES ANGULO, MARCIAL ENRIQUE; *Detección de Señales Mioeléctricas y su Análisis con Redes Neuronales* ; Pontificia Universidad Javeriana - Cali; 21 de Abril del 2007.
- [Miyara, 2004] MIYARA, FEDERICO; *Filtros Activos*; Universidad Nacional de Rosario Facultad de Ciencias Exactas, Ingeniería y Agrimensura; Argentina; 2004

- [Mahecha et ál., 2008] MAHECHA, DIANA; LOZANO, FERNANDO Y GARCÍA, ELKIN; *Control de Mouse a través de Señales EOG y Algoritmos de Boosting*; XIII Simposio de Tratamiento de Señales, Imágenes y Visión Artificial; Tomo II; Memorias STSIVA 2008
- [Dalgaard et ál., 2009] DALGAARD, N. M.; LUVONI, S.; GONZÁLEZ, E. L.; TULLI, J. C.; AGÜERO, P. D.; GARÍN, J. M. Y URIZ, A. J.; *Comunicador Controlado por Señales Electrooculográficas*; II Jornadas Argentinas sobre Interfaces Cerebro Computadora; Argentina; Abril 2009
- [Dalgaard et ál., 2007] DALGAARD, N., GONZÁLEZ, E., TULLI, J., AGÜERO, P.; *Escritura mediante señales electrooculográficas*; LOM Ediciones; Nuevas Ideas en Informática Educativa; Volumen 3; Santiago de Chile; 2007
- [González et ál., 2005] GONZÁLEZ, ESTEBAN LUCIO; GARCÍA, JUAN CARLOS Y TULLI, JUAN CARLOS; *Estudio de Factibilidad de un Mouse Controlado por señales Electrooculográficas*; XV Congreso Argentino de Bioingeniería; Argentina; 2005
- [Barea, 2001] BAREA NAVARRO, RAFAEL; *Interfaz Usuario-Máquina Basado en Electrooculografía. Aplicación a la Ayuda a la Movilidad*; Tesis doctoral; Universidad de Alcalá; 2001
- [Pallás, 1993] PALLÁS ARENYS, R.; *Adquisición y Distribución de Señales*; Marcombo Boixerau Editores; Barcelona, España; 1993.
- [Cohen, 1995] COHEN, LOU; *Quality Function Deployment: How to make QFD Work for You*; Engineering Process Improvement Series; 1995
- [Akao, 1997] AKAO, YOJI; *QFD: Past, Present, and Future*; International Symposium on QFD '97; Linköping, Suecia; 1997

- [Wasserman, 1993] WASSERMAN, GARY S.; *On How to Prioritize Design Requirements During the QFD Planning Process*; IEEE Transactions; Volume 25, Issue 3; pp. 59-65; 1993
- [Ogata, 2010] OGATA, KATSUHIKO; *Modern Control Engineering*; Prentice Hall; 5a. Edición; USA; 2010
- [Kirk, 1998] KIRK, DONALD E.; *Optimal Control Theory: An Introduction*; Dover Publications; USA; 1998
- [Yamagishi et ál., 2006] YAMAGISHI, KENJI; HORI, JUNICHI y MIYAKAWA, MICHIO; *Development of EOG-Based Communication System Controlled by Eight-Directional Eye Movements*; Proceedings of 28th IEEE EMBS Annual International Conference; New York City; USA; 2006
- [Ullman, 2003] ULLMAN , DAVID G.; *The Mechanical Design Process*; McGraw Hill; 3a Edición; EUA; 2003
- [MatLab] Manual de MATLAB
- [Fafrowicz et ál., 2010] FAFROWICZ M.; OGINSKA H.; MOJSA-KAJA, J.; MAREK, T.; GOLONKA, K.; TUCHOLSKA, K.; *Chronic sleep deficit and performance of a sustained attention task – an electrooculography study*; Chronobiology International; Department of Neuroergonomics; Institute of Applied Psychology; Jagiellonian University; Krakow Poland; July 2010
- [Tagluk et ál., 2010] TAGLUK, M. E.; SEZGIN, N.; AKIN, M.; *Estimation of sleep stages by an artificial neural network employing EEG, EMG and EOG*; Journal of Medical System; Department of Electrical and Electronics Engineering; University of Inonu; Malatya Turkey; August 2010
- [Pham et ál., 2011] PHAM, T. T.; CROFT, R. J.; CADUSCH, P. J.; *Temporal stability of regression-based electrooculographic correction*

coefficients; Society of Psychophysiology Research; Brain Sciences Institute; Swinburne University of Technology; Melbourne Australia; January 2011

[Punsawad et ál., 2010] PUNSAWAD, Y.; WONGSAWAT, Y.; PARNICHKUN, M.; *Hybrid EEG-EOG brain-computer interface system for practical machine control*; Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; Argentina; 2010

[Reilly et ál., 2010] REILLY, R.B.; LEE, T.C.; *Electrograms (ECG, EEG, EMG, EOG)*; Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine; 2010

[Nowacka et ál., 2010] NOWACKA, B.; LUBINSKI, W.; KARCEWICZ, D.; *Ophthalmological and electrophysiological features of Parkinson's disease*; Klinika Oczna; Department of Ophthalmology; Pomeranian Medical Academy in Szczecin; 2010.

[Nescolarde Selva et ál., 2001] NESCOLARDE SELVA, LEXA; LARA LAFARGUE, AL-
CIBIADES; MORALES LARRAMENDI, RICARDO; FA-
JARDO PUIG, MARTHA E.; BENÍTEZ ALCÁNTARA,
GISELA; *Evaluación de los parámetros bioeléctricos en una población adulta sana, escogida al azar, por el método de bioimpedancia*; Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica; Habana 2001; La Habana Cuba; 2001

[Fauci et ál., 2008] FAUSCI, ANTHONY S.; BRAUNWALD, EUGENE;
KASPER, DENNIS L.; HAUSER, STEPHEN L.; LONGO,
DAN L.; JAMESON, J. LARRY; LOSCALZO, JOSEPH
(EDITORES); *Harrison Principios de Medicina Interna*;
McGraw Hill; 17a Edición; México; 2008

[Coughlin et ál., 1999] COUGHLIN, ROBERT F.; DRISCOLL, FREDERICK F.;
Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales;
Prentice Hall; 5a Edición; México; 1999.

- [Trikha et ál., 2007] TRIKHA, M.; BHANDARI, A.; GANDHI, T.; *Automatic Electrooculogram Classification for Microcontroller Based Interface Design*; Systems and Information Engineering Design Symposium, SIEDS; 2007
- [Venkataramanan et ál., 2005] VENKATARAMANAN, S.; PRABHAT, P.; CHOUDHURY, S.R.; NEMADE, H.B.; SAHAMBI, J.S.; *Biomedical instrumentation based on electrooculogram (EOG) signal processing and application to a hospital alarm system*; Intelligent Sensing and Information Processing; Proceedings; 2005
- [Pinzon-Amado et ál., 2007] PINZÓN-AMADO, ALEXÁNDER; LEÓN-MARTÍNEZ, NELSON ENRIQUE; BLANCO-DÍAZ, MÓNICA JANETH; *Asociación entre La Alteración de los Movimientos Oculares Sacádicos y La Esquizofrenia: Un Estudio de Casos y Controles*; Revista Colombiana de Psiquiatría; Vol. 36; No.4; Bogotá Octubre-Diciembre; 2007
- [Gandhi et ál., 2007] GANDHI, T.; TRIKHA, M; SANTOSH, J.; ANAND, S.; *VHDL Based Electro-Oculogram Signal Classification*; 15th International Conference on Advanced Computing and Communications; Proceedings; IEEE; Diciembre 2007
- [Ponce et ál., 2010] PONCE CRUZ, M.; MOLINA GUTIÉRREZ, A.; *LABVIEW for intelligent control research and education*; E-Learning in Industrial Electronics (ICELIE), 2010 4th IEEE International Conference; Noviembre 2010; México.

Capítulo 8

Apéndice

8.1. Artículos Publicados

Artículos escritos durante la maestría:

José de Jesús Rubio, Diana M. Vázquez, Jaime Pacheco, Vicente García, Mathematical Model of Low-Pass Filters, Recent Patents of Engineering, ISSN: 1874-4761, Incluido en Scopus, Vol. 5, No. 2, 2011.

Mathematical Model of Low-Pass Filters

José de Jesús Rubio*, Diana M. Vázquez, Jaime Pacheco and Vicente García

Instituto Politécnico Nacional - ESIME Azcapotzalco, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Av. de las Granjas no. 682, Col. Santa Catarina, Del. Azcapotzalco, México D.F., 02250, México

Received: January 27, 2011 Revised: April 14, 2011 Accepted: April 22, 2011

Abstract: There are some recent patents and books which consider low-pass filters, in these patents and books, there are some circuits of low-pass first order filters. In this paper the mathematical models of two different first order low-pass filters are presented. The two filters are compared using the mathematical models, the magnitudes and the slope of the Bode gain, the first order filter two [6] improves the first order filter one [7] because in the design frequency 10 Hz the magnitude of the first order filter two is more approximated to 1 than the magnitude of the first order filter one. In addition, the comparison between the behavior of the real data of experiments with real circuits and the simulations of the mathematical models for the first order low-pass filters are presented. Two different second order low-pass filters are proposed. The two filters are compared using the mathematical models, the magnitudes and the slope of the Bode gain, the second order filter two improves the second order filter one because in the design frequency 10 Hz the magnitude of the second order filter two is more approximated to 1 than the magnitude of the second order filter one. In addition, the comparison between the behavior of the data of experiments with the real circuits and the simulations of the mathematical models for the second order low-pass filters are presented.

Keywords: Mathematical model, filters, circuits design.

INTRODUCTION

There are patents about filters as are [1-5].

In [1], a bank of low frequency filters is used as a system of generating electrode stimulation signals. In [2], a low-rate FSK modulations signal receiver is presented, which uses an antenna and a filter. In [3], a semiconductor filter to operate in conjunction with a differential pressure transducer is presented. The invention of [4] discloses a dual frequency multiplexer by which a first and second coaxial harmonic oscillator type band pass filters are disposed in a box. In [5], a dual-band feed assembly which includes a transmit filter and a pass-band filter is presented. The presented work is interesting, but none has presented the mathematical model of the proposed filters.

In books as [6-9], they presented some circuits of some filters, but sometimes it is difficult to construct each circuit to prove its behavior, in some cases it is necessary to present the simulation of the filter before the experimentation. There are commercial software as are MultiSim, CircuitMaker, or Workbench where some simulations can be made before the experimentation, but they are expensive, so it is necessary to find the mathematical model of the filters to obtain the simulation before the experimentation. In addition, the mathematical model presents some interesting characteristics as are the gain of the filter or the Bode gain of the filter, or the mathematical model can be used to obtain a passive analysis or a stability analysis.

In this paper the mathematical models of two different first order low-pass filters are presented. The two filters are compared using the mathematical models, the magnitudes and the slope of the Bode gain. In addition, the comparison between the behavior of the data of experiments with real circuits and the simulations of the mathematical models for the first order low-pass filters are presented. Two different second order low-pass filters are proposed. The two filters are compared using the mathematical models, the magnitudes and the slope of the Bode gain. In addition, the comparison between the behavior of the data of experiments with real circuits and the simulations of the mathematical models for the second order low-pass filters are presented. In addition, the first order filter two [6] improves the first order filter one [7] because in the design frequency 10 Hz the magnitude of the first order filter two [6] is more approximated to the magnitude 1 than the magnitude of the first order filter one [7], the second order filter two improves the second order filter one because in the design frequency 10 Hz the magnitude of the second order filter two is more approximated to the magnitude 1 than the magnitude of the second order filter one.

FIRST ORDER LOW-PASS FILTER ONE

Let us consider the low frequency pass first order filter of [7] of Fig. (1):

$$V_o(s) = \frac{V_i(s)}{R_1 \left[\frac{1}{R_2} + sC_2 \right]} \quad (24)$$

Substituting (24) into (23) gives:

*Address correspondence to this author at the Instituto Politécnico Nacional - ESIME Azcapotzalco, Sección de Estudios de Posgrado e Investigación, Av. de las Granjas no. 682, Col. Santa Catarina, Del. Azcapotzalco, México D.F., 02250, México; Tel: (+52) 55-57296000; Ext. 64497, Fax: (+52) 55-57296000; Ext. 64497; E-mail: jrubi@ipn.mx

Figura 8.1:

8.2. Programa del Microcontrolador

#INCLUDE<P16F877A.INC>

```

,***** ZONA DE ETIQUETAS *****
ET1 EQU 0X20

ET2 EQU 0X21

ET3 EQU 0X22

ET4 EQU 0X23

ORG 0X00

,***** CONFIGURACIÓN *****

    MOVLW 0X0B

    MOVWF ET1

    MOVLW 0X90

    MOVWF RCSTA          **ACTIVA Y CONFIGURA EL PUERTO SERIE
Y ACTIVA RECEPCION CONTINUA

    MOVLW 0X81

    MOVWF ADCON0          **ACTIVA EL MODULO A/D, USA EL CANAL
0 (RA0,AN0), LA FRECUENCIA DEL MODULO=Fosc/32

    BSF STATUS,RP0        **CAMBIO A BANCO 1

    MOVLW 0X26

    MOVWF TXSTA           **ACTIVA LA TRANSMISION DE DATOS, SE-
LECIONA EL MODO DE ALTA VELOCIDAD EN MODO ASINCRONO, BRGH=1

    MOVLW 0X00

    MOVWF TRISB           **CONFIGURA EL PUERTO B COMO SALI-
DAS

    MOVLW 0XFF

```


UNO BTFSS TXSTA,TRMT **COMPRUEBA QUE EL BUFER DEL REGIS-
TRO SERIE ESTE VACIO, QUE LOS DATOS YA FUERON ENVIADOS

GOTO UNO

BCF STATUS,RP0 **CAMBIO A BANCO 0

CALL RETARDO

DECFSZ ET1

GOTO DOS **ENVIA 0X42 12 VECES

,***** RUTINA DE INICIALIZACION DE CONVERSION A/D *****

CINCO BCF STATUS,RP0

BSF ADCON0,GO **INICIALIZA LA CONVERSION A/D

TRES BTFSC ADCON0,GO

GOTO TRES **COMPRUEBA QUE LA CONVERSION A/D
SE COMPLETO

MOVF ADRESL,W **MUEVE LOS 2 MSB DEL REGISTRO ADCON

MOVWF TXREG **CARGA LOS DATOS DE LA CONVERSION
ANALOGICA AL BUFFER DE ENVIO DE PUERTO SERIE

BSF STATUS,RP0 **BANCO 1

CUATRO BTFSS TXSTA,TRMT

GOTO CUATRO **COMPRUEBA QUE LOS DATOS SE ENVIARON

GOTO CINCO

RETARDO

MOVLW 0XF0

MOVWF ET2

```

SIETE MOVLW 0XF0

MOVWF ET3

SEIS DECFSZ ET3

GOTO SEIS

DECFSZ ET2

GOTO SIETE

RETURN

END

```

8.3. Programa de SimuLink

Programa de MatLab para recibir los datos del microcontrolador:

```

function [sys,x0,str,ts]=lecturab(t,x,u,flag)    **DECLARA LAS VARIABLES DE
LA FUNCIÓN CON LOS DATOS DE LECTURA

switch flag                                     **LEVANTA UNA BANDERA

case 0                                          **CLASIFICA LOS CASOS Y MAN-
DA A IMPRIMIR LOS RESULTADOS

[sys,x0,str,ts]=mdIInitializeSizes;

case 3

sys=mdIOutputs(t,x,u);

case {1, 2, 4, 9}

sys=[];

otherwise

```

```

error(['error=',num2str(flag)]);

end

function [sys,x0,str,ts]=mdlInitializeSizes()

    sizes=simsizes;                                **DECLARA TAMAÑOS Y/O VAL-
ORES DE LAS VARIABLES

    sizes.NumContStates=0;

    sizes.NumDiscStates=0;

    sizes.NumOutputs=1;

    sizes.NumInputs=0;

    sizes.DirFeedthrough=1;

    sizes.NumSampleTimes=1;

    sys=simsizes(sizes);

    str=[];

    x0=[];

    ts=[.05 0];

    function sys=mdlOutputs(t,x,u)

    s=serial('COM1');

    set(s,'BaudRate', 9600);

    fopen(s);

    y=fread(s,1,'uchar');

    y=bitand(y,255);

    temp1=y;

```

```

temp2=y;

alta=bitshift(temp1,-4);

alta=bitand(alta,15);

alta=alta*5/16;

baja=bitand(temp2,15);

baja=baja*5/256;

voltaje=alta+baja;

sys=voltaje;

fclose(s);

delete(s);

function sys = mdlTerminate

Programa para imprimir los datos en SimuLink de MatLab:

clc

clear all

for x=1:0.01:100;          **SE DETERMINAN 10000 CICLOS

y=(x^2)^(1/3);

plot(x,y)                  **SE IMPRIMEN RESULTADOS EN UN PLOT

hold on

grid on

end

s=serial('COM1','BAUD',9600);

fopen(s)

```

```

var='n'

prompt = 'teclea q para salir';

while (var~='q')

    %fprintf(s, '%s', var(1))

    %fprintf(fscanf(s))

    fwrite(s,[255,0,0])

    b=fread(s,3)

    var=input(prompt, 's');

end

fclose(s);

delete(s);

```