

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Tesis previa a la obtención del Título de: Ingeniero
Electrónico

TÍTULO:

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA DE
CONTROL DEL CURSOR DE UN COMPUTADOR
MEDIANTE SEÑALES ELECTRO-OCULOGRÁFICAS
PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ.



AUTORES: Xavier Gustavo Méndez Brito

DIRECTOR: Ing. Eduardo Pinos

Cuenca, Enero del 2013

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD:

Los conceptos desarrollados, los análisis realizados y las conclusiones del presente trabajo son de exclusiva responsabilidad del autor y la Universidad Politécnica Salesiana es propietaria de los derechos de autor del presente trabajo.

Cuenca, Enero de 2013



Xavier Gustavo Méndez Brito

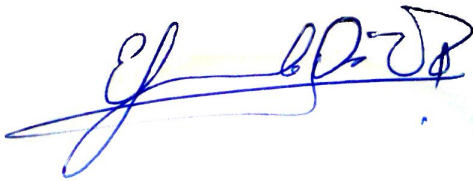
CERTIFICACIÓN:

Ing. Eduardo Pinos.

Certifica:

Haber dirigido y revisado prolijamente cada uno de los capítulos del informe de monografía realizada por el Señor Xavier Gustavo Méndez Brito

Cuenca, Enero de 2013



Ing. Eduardo Pinos.

La critica no es suficiente...
Se critica, se propone y se trabaja por ello.

— Anónimo

Este trabajo esta dedicado a mis padres: Gustavo y Lucía, y hermanas:
Isa, Diana y Sandra por su apoyo incondicional y su comprensión a lo
largo de toda mi vida.

*La ingeniería no sirve de nada si no da una solución simple
a los grandes problemas de la humanidad.*

—XM

AGRADECIMIENTOS

Le doy las gracias a Dios, el creador de todo, la energía suprema por regalarme la vida y permitirme vivir esta aventura.

- El Camino Neocatecumenal por su presencia en mi vida. A la cuarta comunidad de Cristo Salvador y a las comunidades de San Isidro del Inca, en especial a Josué, Silvia, Anibal y Cecilia.
- Val and Ray for their unconditional support and teachings.
- Mis compañeros de la universidad: Cristina, Esteban, David, Santiago, Estefania, Paola por el acolite y las malas noches.
- Tanita por su apoyo.
- La vida.

RESUMEN

Con el desarrollo de las nuevas tecnologías y el creciente interés de la sociedad por la inclusión social y discapacidad, es importante la creación de instrumentos que brinden independencia en actividades diarias a personas con discapacidad o sujetas a patologías neuro-musculares. Los instrumentos de interacción con un computador utilizados a diario, como el ratón o el teclado, por la mayor parte de personas resultan inutilizables para personas con habilidades especiales. El manejo de un computador, la utilización de Internet y el acceso a la información para una persona forzada a la inmovilidad es un verdadero reto. Por lo tanto, es de gran importancia el combatir estas barreras, desarrollando tecnologías de inclusión, con el fin de colaborar en su proceso de integración en el ámbito social y laboral.

En Ecuador se estima que del total de la población, el 2,35 % sufre algún tipo de discapacidad, de los cuales el 48.06 % padece de discapacidad por deficiencias físicas siendo las provincias de Guayas, Pichincha, Manabí y Azuay aquellas que cuentan con el mayor porcentaje según el CONADIS. En estos casos de discapacidad, el sujeto generalmente conserva el sistema de movimiento de los ojos (oculomotor) intacto. Este sistema permite el movimiento de los ojos en todas las direcciones a voluntad, donde además se presentan determinadas características como los movimientos sacádicos y fijaciones.

La electrooculografía (EOG) es la técnica que permite la detección del potencial generado entre la córnea y la retina del ojo, el mismo que puede ser utilizado para inferir la orientación del globo ocular, es decir, la dirección que el sujeto está observando. Existen además otros métodos para detectar el desplazamiento angular de los ojos, por ejemplo la videooculografía, que mediante la grabación de imágenes a alta velocidad y algoritmos de reconocimiento de imágenes se obtiene la dirección del movimiento de los ojos, o la oculografía con rayos infrarrojos que se reflejan en la retina permitiendo así inferir el desplazamiento angular del globo ocular. La electrooculografía se está utilizando al rededor el mundo como base para el desarrollo de múltiples herramientas de ayuda a personas con discapacidad motriz. Desde el control de una silla de ruedas, hasta el manejo de programas de computación es posible gracias a esta técnica.

Se presenta un sistema de adquisición y tratamiento de señales electrooculográficas con la finalidad de controlar el cursor de un computador. En la interfaz se usan electrodos secos, fáciles de colocar y cómodos para el usuario. Este sistema está compuesto de tres partes: la adquisición y tratamiento analógico de la señal, la digitalización y finalmente el procesamiento mediante el computador. Para la asistencia en la discapacidad motriz, la electrooculografía se presenta como una excelente opción, gracias al bajo costo que representa su implementación, y a los requerimientos del usuario, en el sentido que éste, como requerimiento indispensable, necesita solamente tener control sobre su sistema oculomotor para poder beneficiarse con el uso de este sistema.

ÍNDICE GENERAL

I INTRODUCCIÓN	1
1 INTRODUCCION	3
1.1 Objetivos del Proyecto de Tesis	3
1.2 Alcance del Proyecto	3
II ELECTROOCULOGRAFIA	5
2 ELECTROOCULOGRAFIA	7
2.1 Historia de la Electrooculografia	7
2.2 Fisiología del ojo humano	11
2.2.1 Generación del potencial Corneo-Fundal	11
2.3 Control de Movimientos Oculares. Movimientos sacádicos y fijaciones	12
2.3.1 Sistema Oculomotor	12
2.3.2 Movimientos Sacádicos y Fijaciones	13
2.4 Sistemas Electrooculográficos	14
2.4.1 Sistema amplificador de señales EOG	16
III HARDWARE DEL SISTEMA	21
3 HARDWARE DEL SISTEMA	23
3.1 Amp-Op diferenciales de instrumentación	23
3.2 Filtros activos	25
3.2.1 Clasificación de filtros activos	26
3.2.2 Respuestas aproximadas	29
3.3 Amplificadores operacionales	33
3.3.1 Configuraciones de los Op-Amp	35
IV SOFTWARE DEL SISTEMA	43
4 SOFTWARE DEL SISTEMA	45
4.1 Técnicas de procesamiento de señales en Labview	45
4.1.1 Filtrado digital	45
4.1.2 Valor medio de una señal	46
4.2 Diseño de software para aplicaciones educativas	47
4.3 Software para la asistencia en la discapacidad	52
V DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARWARE DEL SISTEMA	53
5 DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DEL SISTEMA	55
5.1 Análisis de requerimientos	55
5.1.1 Resumen de requerimientos de Hardware	56
5.2 Análisis de Factibilidad	57
5.3 Diseño de Hardware	59
VI DISEÑO Y PROGRAMACIÓN DEL SOFTWARE DEL SISTEMA	69
6 DISEÑO Y PROGRAMACIÓN DEL SOFTWARE DEL SISTEMA	71
6.1 Diseño del Software	71
6.2 Programación de la aplicación	72

VII PRUEBAS DEL SISTEMA Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	77
7 PRUEBAS DEL SISTEMA Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	79
7.1 Pruebas del sistema	79
7.2 Análisis de resultados	87
VIII MANUAL DE USUARIO	89
8 MANUAL DE USUARIO	91
8.1 Desarrollo de manual de usuario.	91
IX CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	95
A CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO	97
X APENDICE	99
BIBLIOGRAFÍA	101

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	Corriente oscura en los fotoreceptores. [Ivo Kruusamägi CC-BY-SA-3.0]. Fotoreceptores presentes en la retina. Polarización de su membrana generando la corriente oscura (en rojo). 12
Figura 2	Dipolo eléctrico Ocular. [Urtubia, 1997] Disposición de las cargas a lo largo de la retina. 13
Figura 3	Músculos Oculares. Músculos responsables de los movimientos del ojo. [The Posturology Blog, http://posturologyblog.com] 14
Figura 4	Captación del EOG. Potencial del dipolo ocular respecto al movimiento de los ojos. 14
Figura 5	Disposición de los electrodos. Electrodo A-B forman DH, los electrodos D-C forman DV. Electrodo E es de referencia. 15
Figura 6	Circuito de Amplificador Operacional de Instrumentación. [Damato A. 2006] 24
Figura 7	Respuesta ideal: pasa bajo. [Malvino 2000] 27
Figura 8	Respuesta ideal: pasa alto. [Malvino 2000] 27
Figura 9	Respuesta ideal: pasa banda. [Malvino 2000] 28
Figura 10	Respuesta ideal: elimina banda. [Malvino 2000] 28
Figura 11	Respuesta real filtro pasa bajo. [Malvino 2000] 30
Figura 12	Respuesta paso bajo de Butterworth [Malvino 2000] 30
Figura 13	Respuesta paso bajo de Chebyshev [Malvino 2000] 31
Figura 14	Respuesta paso bajo elíptica. [Malvino 2000] 32
Figura 15	Respuesta en frecuencia paso bajo de Bessel. [Malvino 2000] 32
Figura 16	Diagrama de bloques de un amplificador operacional 33
Figura 17	Esquema de un amplificador operacional 33
Figura 18	Amplificador de tensión real 35
Figura 19	Diagrama de circuito comparador 36
Figura 20	Circuito seguidor 37
Figura 21	Circuito sumador inversor 37
Figura 22	Circuito no inversor 37
Figura 23	Diagrama del hardware del sistema. 56
Figura 24	Diagrama de bloques del sistema 59
Figura 25	Esquema INA2126, Texas Instruments 60
Figura 26	COMMON-MODE REJECTION vs FREQUENCY 61
Figura 27	POSITIVE POWER SUPPLY REJECTION vs FREQUENCY 61
Figura 28	Respuesta de las distintas implementaciones de un filtro de cuarto orden. [Norris & Prutchi, 05] 63
Figura 29	Respuesta al escalón de un filtro de 5to orden a 5kHz, PB. (Izq: Ripple Chebyshev. Der: Bessel). 64
Figura 30	Obtención del ancho de banda propuesto por Koide [1996] 64

Figura 31	Resultado de los cálculos de filter42. Superior: Filtro PB. Inferior: Filtro PA	66
Figura 32	Configuración de subcircuito PP3	67
Figura 33	Diagrama de funcionamiento del software	72
Figura 34	Parámetros de la tarjeta de adquisición de datos mediante "DAQ Assistant"	73
Figura 35	Interfaz de configuración de filtros en Labview.	74
Figura 36	VI de promedios DC y RMS.	75
Figura 37	Fragmento de la lógica de comparación para el movimiento del cursor	76
Figura 38	VI para movimiento del Cursor	76
Figura 39	Esquema de conexión para la etapa de preamplificación.	80
Figura 40	Esquema de conexión de etapa de preamplificación + filtrado.	81
Figura 41	Esquema de conexión de etapa de amplificación.	82
Figura 42	Gráficas de datos adquiridos con la tarjeta de adquisición de datos en pruebas. 20Hz. Gráficas de la señal de arriba hacia abajo: Introducida, filtrada y amplificada.	84
Figura 43	Gráficas de datos adquiridos con la tarjeta de adquisición de datos en pruebas. 70Hz. Gráficas de la señal de arriba hacia abajo: Introducida, filtrada y amplificada.	85
Figura 44	Registro del la señal EOG. (Arriba) desplazamiento horizontal. (Abajo) desplazamiento vertical.	86
Figura 45	Batería de 9v.	91
Figura 46	Electrodo con gel conductor.	92
Figura 47	Disposición de los electrodos.	92
Figura 48	Interfaz en Labview del programa.	93

ÍNDICE DE CUADROS

Cuadro 1	Características de amplificadores operacionales	34
Cuadro 2	Características principales de los programas educativos, clasificación según Marquès (1998).	48
Cuadro 3	Algunas topologías, según Marquès (1998)	49
Cuadro 4	Requerimientos de la computadora	59
Cuadro 5	Frecuencias de corte necesarias para la adquisición de una señal fisiológica aceptable por el método de Koide.	65
Cuadro 6	Valores limites para ejecución de ordenes.	75
Cuadro 7	Datos de la respuesta de la etapa de preamplificación.	80
Cuadro 8	Datos de la salida del filtrado del sistema	82
Cuadro 9	Datos de salida del amplificador	83
Cuadro 10	Tiempos del desplazamiento en determinadas direcciones.	87

Cuadro 11	Tiempo promedio de desplazamiento a determinados puntos de referencia.	87
-----------	--	----

ACRÓNIMOS

EOG	Electrooculografía
op-amp	Amplificador Operacional
VI	Instrumento Virtual
PB	Pasa Bajas
PA	Pasa Altas

Parte I

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCION

1.1 OBJETIVOS DEL PROYECTO DE TESIS

El objetivo principal de este proyecto será desarrollar un sistema de control del cursor de un computador mediante señales electrooculográficas que podría ser utilizado por personas con discapacidad motriz.

Los objetivos planteados para este proyecto son:

1. Diseñar y construir un sistema de adquisición, filtrado y ampliación de señales electrooculográficas.
2. Desarrollar el software en Labview que permita el control del cursor de un computador, mediante señales electrooculográficas.
3. Elaborar el Manual de Usuario para la utilización del sistema para controlar el cursor de un computador mediante señales electrooculográficas para personas con discapacidad motriz.

Diseño y construcción de un sistema de control del cursor de un computador mediante señales electrooculográficas para personas con discapacidad motriz.

1.2 ALCANCE DEL PROYECTO

El sistema desarrollado no tiene como finalidad ser un producto comercializable ni una solución definitiva a la problemática de comunicación e interacción para personas con discapacidad. Se plantea desarrollar una herramienta perfectible que abrirá un campo de estudio en el centro de investigación para tecnologías inclusivas de la UPS.

El desarrollo del sistema de control del cursor de un PC será una herramienta que permitirá a personas con discapacidad motriz severa poder interactuar y realizar actividades cotidianas con un computador, desde la escritura de texto, navegación web, actividades lúdicas, etc., hasta el control de sistemas externos incorporables como una silla de ruedas eléctrica, brazos robóticos, etc. Además de que representa un aporte para que personas con discapacidad, que no pueden usar un computador debido a su limitación, puedan controlar el cursor y así puedan realizar actividades con mayor independencia.

Parte II

ELECTROOCULOGRAFIA

La electrooculografía (EOG) es una técnica que permite el registro del movimiento vertical y horizontal del ojo humano, gracias al potencial generado en el globo ocular. Para el registro de este potencial se colocan electrodos en las cercanías de los ojos para inferir la dirección de la mirada de una persona. Esta técnica se ha desarrollado desde el año 1877 aproximadamente hasta la actualidad, mostrando varios avances en cuanto al desarrollo de tecnologías para la asistencia de personas con discapacidad.

Este capítulo en su primera parte presenta una breve reseña histórica de la técnica EOG; se extiende describiendo el principio fisiológico de generación de señales electrooculográficas y continúa exponiendo la Fisiología del ojo humano, los tipos de movimiento y control de los movimientos del ojo, para finalmente tratar la técnica de la electrooculografía.

EOG es una técnica que permite el registro de los movimientos de los ojos.

2.1 HISTORIA DE LA ELECTROOCULOGRAFIA

En el año 1951, Elwin Marg de la universidad de Berkley presenta un artículo donde hace una reseña histórica del desarrollo de la EOG hasta ese año [1]. Enuncia 3 métodos para registrar los movimientos de los ojos. El primero, un sistema mecánico, donde los instrumentos de registro se colocaban directamente en el globo ocular.

Otro método es el óptico, en el cual los movimientos se registran mediante fotografías consecutivas del ojo. Actualmente esta técnica aun se utiliza y es conocida como “Seguimiento de los ojos mediante Video”, (Video Eye Tracking) [2].

El tercer método para registrar el movimiento de los ojos es el “eléctrico” y es la base de este proyecto.

Marg en su artículo manifiesta la necesidad de instrumentos de adquisición de señales bioeléctricas: gel o pasta especial como acople entre el metal conductor y la piel. Este metal conductor es parte de los electrodos que son una combinación de metales poco resistivos para la conducción de señales bioeléctricas. El objetivo era encontrar electrodos no polarizables, con el fin de reducir fenómenos de polarización perjudiciales para la correcta adquisición de las señales EOG.

A continuación se presenta una descripción de la evolución de la electrooculografía en función del tiempo presentada por Elwin Marg.

- En el año 1873, J. Dewar comienza a experimentar con el electrooculografía en animales.
- En 1877 el mismo autor presenta los primeros resultados de experimentos realizados en humanos. Sus estudios no dieron resultados de interés para ser investigados.
- E. Schoot en 1922 buscaba alternativas para registrar el movimiento de los ojos sin el método mecánico que requería conectar un sistema directamente al ojo de la persona. Schoot registro potenciales eléctricos mediante dos electrodos colocados, uno en

la región nasal y otro en la sección temporal junto al ojo y estos directamente conectados a una cadena de galvanómetro de un electrocardiógrafo. El objetivo principal de la investigación era el *nistagmo*¹. No tenía intenciones de registrar el movimiento angular de los ojos.

- En 1929, I. Mayers al igual que Schoot uso un sistema de electrocardiograma para estudiar los movimientos oculares en el nistagmo. Fue el primero en registrar electrooculografía con los ojos del paciente cerrados. Erróneamente adjudico el origen de este potencial a los músculos del sistema oculomotor.
- E. Jacobson fue el primero en utilizar tubos de vacío para amplificar las señales obtenidas en 1930. No tenía conocimiento de que los potenciales con lo que trabajaba eran de naturaleza continua por lo que utilizo amplificadores de corriente alterna. También pensó que los potenciales registrados eran de los músculos oculares.
- La idea de un potencial constante, no alterno, fue tomada en cuenta por O. Mowrer, T. Ruch y N. Miller en 1936. Mediante la utilización de electrodos, un amplificador de corriente continua y luego de varios experimentos se llegó a las siguientes conclusiones:
 1. Mientras mayor sea la rotación del ojo, mayor será el potencial.
 2. El electrodo más cercano a la retina, es el más negativo.
 3. Evidencia directa del potencial constante se obtuvo de ojos de tortuga recientemente extirpados.

En el año 1873, J. Dewar comienza a experimentar con el electrooculografía.

En los años posteriores varios fueron los avances que se hicieron en la técnica de EOG.

- W. Halstead en 1938, afirmó que el movimiento de los ojos puede ser registrado con una precisión de ± 1 grado. Para esto utilizo electrodos de plata. Para entonces se pensaba que la señal de EOG tenía una relación sinusoidal con el ángulo de rotación del ojo.
- W. Miles, entre los años 1938 y 1940, presenta varios aportes a la electrooculografía. Estandarizo la medición de los potenciales EOG con el afán de comparar entre diferentes sujetos y bajo distintas condiciones. Utilizando pequeños electrodos de plata y un amplificador de corriente directa. Estuvo de acuerdo en la naturaleza sinusoidal de la señal EOG. Menciona observaciones, tales como:
 - Actividades emocionales causan un cambio rápido en el potencial, desde la referencia a cero voltios hasta varios milivoltios.
 - El potencial para alcanzar un nivel de referencia varia desde cero hasta ± 100 milivoltios.

¹ "Nistagmo". Es un movimiento involuntario, rápido y repetitivo de los ojos. <http://www.geteyesmart.org/eyesmart/diseases-es/nistagmo.cfm> 05/29/12.

- El potencial es mayor cuando el ojo se orienta temporalmente, debido a que no es posible la colocación simétrica de los electrodos en las cercanías del ojo. Otra razón es la falta de uniformidad en la distribución de potencial en el globo ocular. Este mismo efecto se observa en el movimiento vertical.
- El sujeto con los ojos cerrados muestra un pequeño pero significativo estadísticamente mayor potencial a las mediciones que con los ojos abiertos.
- A. Hoffman, B. Wellman y L. Carmichael en 1939 reportaron una comparación cuantitativa entre las técnicas eléctrica y fotográfica para el registro de los movimientos oculares. Encontraron una relación lineal entre el voltaje versus la distancia lineal de fijación en un plano.

Marg menciona como el más fascinante e ingenioso aporte a la EOG, en ese tiempo, el realizado por E. Powsner y K. Leon en 1950.

Colocaron electrodos en las sienas del sujeto obteniendo una señal EOG directa es decir, la posición angular del globo ocular en función del tiempo. Esta función tras operaciones de cálculo dieron la posibilidad de encontrar: la velocidad, la aceleración e incluso el torque de los movimientos del ojo. Descubrieron que la fuerza de los músculos oculares esta entre los 280 dinas, para un movimiento sacádico² de lectura hasta los 470 dinas para movimientos bruscos.

La electrooculografía a partir de los años 70 se utilizó principalmente en el análisis del comportamiento y diagnóstico de enfermedades oculares. Este es el caso MITNYS-II-A, un programa digital para el análisis en línea del Nistagmo [3], desarrollado en el año 1975. En este año también se publicaría otro artículo relacionado, que es el análisis multidisciplinario de funciones visuales en dos pacientes afectados por retinosis pigmentaria.³ Este estudio comprendió exámenes tanto clínicos, fisiológicos, como electrofisiológicos [5]. La electrooculografía y la electroretinografía se combinaron.

En 1988 se presentó otro reporte de la combinación de la EOG con otras técnicas. El centro de Investigaciones de Microgravedad Vestibular (asociado de la NASA), presenta un estudio del desempeño de individuos e interacciones de los sistemas de visión y vestibular en ambientes de microgravedad. Este estudio consistió en el análisis de la correlación entre electrooculografía y videooculografía. Los resultados obtenidos afirman que esta combinación permite mayor exactitud en la detección de los movimientos oculares [6].

Resultados del estudio de un dispositivo para la detección de pérdida de la conciencia en pilotos, fueron presentados en 1988. Este dispositivo realizaba el seguimiento del pestañeo de pilotos, con el fin de determinar si pierden la conciencia bajo determinadas pruebas a las cuales eran sometidos [7].

La detección automática de movimientos oculares durante el sueño y una aplicación fue presentada en 1992. Este sistema se aplicó al estudio

² Sacádico. Un movimiento rápido del ojo intermitente, como la que se produce cuando los ojos se fijan en un punto tras otro en el campo visual. <http://www.thefreedictionary.com/saccadic> 05/29/12

³ Retinosis Pigmentaria. Es la causa de degeneración hereditaria de la retina más frecuente. [S. Gutiérrez, Retinosis pigmentaria: Clasificación y tratamiento", Universidad de Oviedo (1995). 4]

de fármacos y sus resultados en el tratamiento de desórdenes en el sueño [8].

Posteriormente la electrooculografía se abrió campo en los sistemas HMI (Interfaz hombre-máquina).

Un sistema de control mediante EOG para interacciones en 2D y 3D fue desarrollado en 1993. Se comprobó el correcto funcionamiento de la electrooculografía como herramienta de interacción entre usuarios y sistemas computarizados, aplicable para realidad virtual, juegos de vídeo y asistencia para personas con discapacidad [9].

A partir de 1995 la electrooculografía se abrió campo conjugando técnicas como las redes neuronales artificiales y el filtrado digital de señales. Por ejemplo: la extracción semiautomática de las características relevantes en la toma de decisiones con algoritmos de redes neuronales artificiales aplicada a la detección de movimientos sacádicos, dio un claro ejemplo de la utilidad de la técnica EOG en el campo de la adquisición de patrones de comportamiento [10]. El procesamiento digital de señales electrooculográficas en la investigación oftalmológica se realizó gracias al diseño de filtros digitales especialmente diseñados para esta aplicación [11].

Desde entonces, se evidenció una tendencia por desarrollar aplicaciones de control mediante bioseñales [12], como también se fortaleció la investigación en esta técnica para la detección de enfermedades oculares [13].

A partir de esta época, la electrooculografía fue una técnica que permitiría desarrollar sistemas de asistencia a la discapacidad. Debido que la persona, para dar órdenes mediante señales EOG, solamente requiere el control sobre su sistema muscular oculomotor. En los siguientes párrafos se enuncia algunos avances en cuanto a la asistencia a la discapacidad mediante la elaboración de dispositivos basados en la técnica EOG.

Una técnica de clasificación de secuencias de movimientos oculares basada en EOG para comunicación y control aumentativo para personas con discapacidad motriz severa fue presentada en 1999. Este método permite la detección y clasificación de movimientos sacádicos para facilitar el control y la comunicación. Para la detección de los movimientos como una orden, el usuario dirige su mirada a un punto previamente definido, generando sacádicos ya conocidos por el clasificador e interpretados como ordenes [14].

En el año 2000, el control de la dirección de una silla de ruedas usando redes neuronales fue presentado. Este control se realiza mediante la posición ocular y un algoritmo de redes neuronales para identificar el modelo inverso de los ojos, por lo tanto los movimientos sacádicos pueden ser detectados y la dirección a donde la persona está observando puede ser determinada. Este trabajo se realizó para brindar una solución a la movilidad a personas con discapacidad como también para múltiples otras aplicaciones [15].

En el año 2002 se presenta un reporte de la confiabilidad y las limitaciones del uso de la electrooculografía para interfaces hombre-computador. El objetivo principal de este estudio fue determinar el ángulo de la mirada de los ojos para controlar un computador. Se obtiene como resultado los ángulos en que la electrooculografía mantiene una función lineal y confiable. Esta región lineal se indica entre ± 45 grados para movimientos del ojo en dirección horizontal, y entre -38.7 y $+30.7$ grados para movimientos verticales. Se registró que este sistema

para la adquisición de las señales EOG en cuanto al control tiene 95 % de confiabilidad [16].

En los últimos años la electrooculografía, combinada con otras técnicas (EEG, EMG), han sido la base para el desarrollo de tecnologías que coadyuvan en la asistencia a personas con discapacidad [17, 18].

2.2 FISILOGIA DEL OJO HUMANO

Los potenciales bioeléctricos del cuerpo humano son magnitudes que pueden variar en el tiempo y siempre operan en un rango variable ya sea que todos los factores estén controlados, es decir no son potenciales determinísticos.

Cuando se trabaja con potenciales bioeléctricos, el principal inconveniente que se presenta es que estos tienen valores muy pequeños, en el orden de los microvoltios, además al encontrarse en un rango de frecuencia muy preciso, se requiere utilizar instrumentos especiales para manipularlos. Esto genera que estas señales, se encuentren contaminadas de ruido que las enmascaran y son superiores a la misma.

En esta sección se dará una explicación de la fisiología del ojo humano, en cuanto a la generación de los potenciales bioeléctricos.

Los potenciales bioeléctricos del cuerpo humano no son determinísticos.

2.2.1 Generación del potencial Corneo-Fundal

El ojo humano es un órgano bastante complejo en donde se genera una señal bioeléctrica concentrada principalmente en la retina que está compuesta por neuronas, también llamadas fotorreceptores. Ésta contiene 6.5 millones de conos para la visión diurna y cromática y 120 millones de bastones para la nocturna [19]. Los dos tipos de receptores tienen distinta sensibilidad eléctrica a la luz y su polarización varía según la intensidad de la luz con que se excitan.

Una descripción a grandes rasgos y sin entrar en detalle de la fotoquímica de las células se presenta a continuación.

En el fotorreceptor fluye una corriente eléctrica continua desde el segmento interno al segmento externo por el exterior de la membrana celular y del segmento exterior al interno por el interior. Dado que esta corriente es máxima cuando la retina no está iluminada directamente, es decir está en reposo, se la ha denominado como *corriente oscura*. [Urtubia, 1997], ver figura 1.

A esta corriente se le asocia una diferencia de potencial constante. La capa de fotorreceptores externa, compuesta por el segmento externo de la célula que sobresale de la retina, es eléctricamente negativa con respecto a la superficie posterior de la retina denominada banda sináptica, donde se realiza la sinapsis entre el fotorreceptor y el nervio óptico, que es eléctricamente positivo. Esta diferencia en la concentración de las células a los lados de la membrana celular constituye una diferencia de potencial generador de un campo eléctrico registrable. Por lo tanto, se puede considerar el globo ocular como un dipolo eléctrico donde la parte posterior del ojo es eléctricamente negativo respecto a la córnea que sería eléctricamente positiva.

La siguiente definición de Elwin Marg, Ph.D. (1951) brinda una analogía bastante ilustrativa.

La retina puede ser considerada como una combinación de una celda fotoeléctrica de selenio en serie con una batería

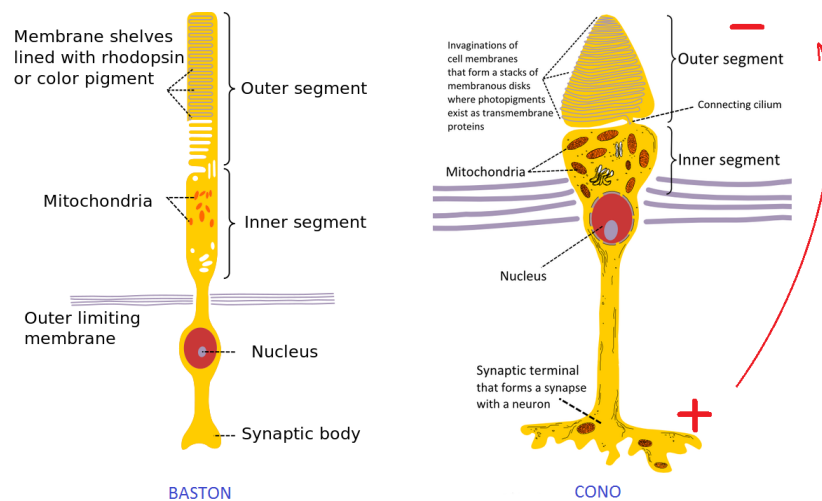


Figura 1: *Corriente oscura en los fotoreceptores*. [Ivo Kruusamägi CC-BY-SA-3.0]. Fotoreceptores presentes en la retina. Polarización de su membrana generando la corriente oscura (en rojo).

donde se encuentra una corriente constante que se incrementa con la irradiación de luz.

Este potencial se obtiene mediante la colocación de un electrodo en la córnea y otro en la parte posterior del ojo y se registra un potencial de 6mV [20]. Ver figura 2.

2.3 CONTROL DE MOVIMIENTOS OCULARES. MOVIMIENTOS SACADICOS Y FIJACIONES

En esta sección se describirá el principio de movimiento de los ojos y las principales características que presentan.

2.3.1 Sistema Oculomotor

El campo visual es generalmente binocular, por lo que se requiere un alto grado de coordinación entre los ojos para lograr que las imágenes se proyecten de forma permanente en los puntos correspondientes de las retinas consiguiendo de esta forma visión en profundidad. Se denomina *área de fijación* a los límites extremos del campo visual que se alcanzan con la mirada por el movimiento de los ojos y no de la cabeza. Los movimientos simultáneos de ambos ojos en la misma dirección reciben el nombre de movimientos conjugados. El sistema regulador de esos movimientos se llama sistema motor ocular (sistema óculomotor) y comprende varias vías nerviosas centrales [20]. Cada ojo es aproximadamente una esfera, libre para moverse como una pelota en un cuenco. Cada ojo tiene 6 músculos extra oculares anclados a él y se mueven por el acortamiento apropiado de algunos de estos, en la figura 3 se los observa. Si cada músculo no tuviera alguna tracción constante, el ojo estaría suelto en su órbita; consecuentemente cualquier movimiento ocular se realiza contrayendo un músculo y relajando su oponente en exactamente la misma cantidad. Si se observa un objeto situado a corta distancia, los dos ojos rotan hacia adentro; hacia la izquierda, el ojo derecho rota hacia adentro y el ojo izquierdo rota hacia

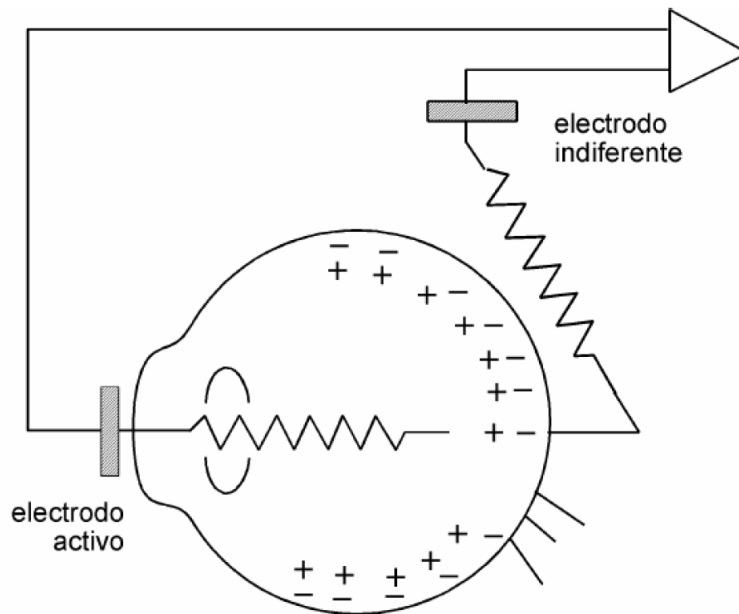


Figura 2: **Dipolo eléctrico Ocular.** [Urtubia, 1997] Disposición de las cargas a lo largo de la retina.

afuera; hacia arriba y hacia abajo, ambos ojos rotan juntos hacia arriba o hacia abajo.

Cada músculo ocular se contrae por el disparo de las motoneuronas del tronco encéfalo, cada una de estas en un núcleo oculomotor informa a varias fibras musculares en el músculo ocular. Estas a su vez reciben inferencias de otras fibras excitadoras. Prácticamente cualquier movimiento que se realiza es el resultado de muchos músculos que se contraen a la vez y muchos otros que se relajan [21].

2.3.2 Movimientos Sacádicos y Fijaciones

El sistema visual presenta cierta contradicción, cuando se fija la mirada en un objeto de interés, los ojos nunca están completamente quietos. Varias veces por segundo, sin ser perceptibles, pequeños movimientos oculares llamadas “microsacadas” junto con las cuales se produce cierta actividad cerebral [21]. Los movimientos sacádicos, por otra parte, constituyen uno de los movimientos más característicos de los ojos. Son movimientos fundamentalmente voluntarios que permiten visualizar diversas zonas de una escena. El rasgo más distintivo de un sacádico es la relación existente entre el tamaño del movimiento y la velocidad punta: a mayor amplitud del movimiento mayor velocidad. Es la denominada *main relation*. Por ejemplo, un sacádico que abarque 80° de ángulo visual, puede alcanzar velocidades de hasta 700° por segundo. Asimismo la duración media de un sacádico también depende de su magnitud y oscila entre promedios de 30 y 120 ms. El área típica de cobertura de un movimiento sacádico alcanza hasta 30° aproximadamente, ángulo donde la conducta exploratoria necesita movimiento de la cabeza. Los sacádicos exhiben un periodo de latencia (TR sacádico o tiempo que transcurre entre la aparición de un estímulo y el inicio del desplazamiento ocular hacia el mismo) que oscila entre 180 y 300ms, descubriéndose además entre sacádicos sucesivos un periodo refracta-

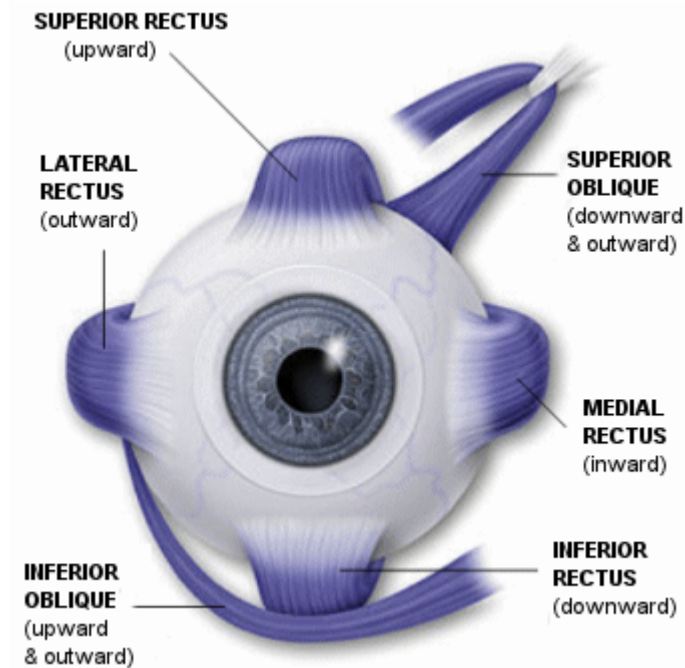


Figura 3: **Músculos Oculares.** Músculos responsables de los movimientos del ojo. [The Posturology Blog, <http://posturologyblog.com>]

rio motor de unos 100 a 200ms. Sin ser conscientes de ello alrededor de 230.000 sacádicos son ejecutados a lo largo de un día. Los ojos sólo permanecen relativamente quietos para enfocar una zona concreta de la escena durante periodos de tiempo muy breves, frecuentemente, de 200 a 350 ms de duración.

2.4 SISTEMAS ELECTROOCULOGRAFICOS

El potencial del dipolo formado por el globo ocular puede ser registrado a cierta distancia mediante electrodos colocados sobre la piel en las cercanías del globo ocular. En la figura 4 se ilustra el principio de la técnica EOG.

Se utilizan 5 electrodos para registrar el movimiento de los ojos: 4 para el registro de los movimientos y uno para la referencia.

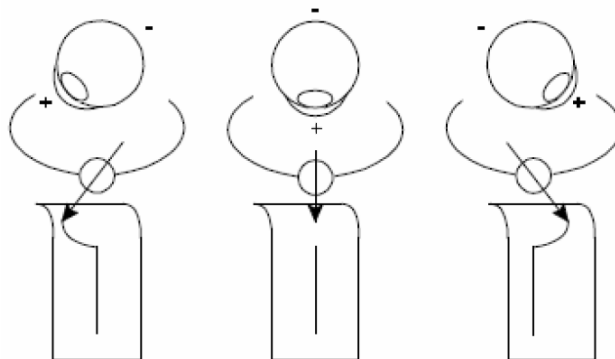


Figura 4: **Captación del EOG.** Potencial del dipolo ocular respecto al movimiento de los ojos.

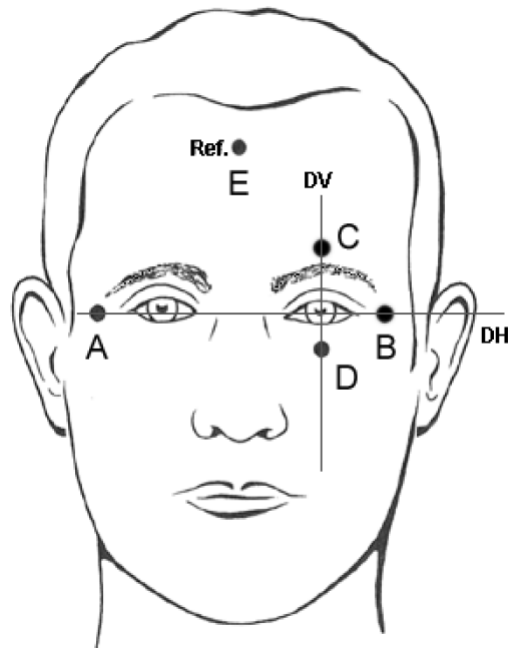


Figura 5: **Disposición de los electrodos.** Electrodo A-B forman DH, los electrodos D-C forman DV. Electrodo E es de referencia.

Para el registro del movimiento en dirección horizontal (desviación horizontal DH), se colocan los electrodos en las sienes de la persona y para el movimiento vertical (desviación vertical DV), se coloca un electrodo en la parte superior del ojo, sobre la ceja y otro bajo el parpado.

La diferencia de potencial en DH, que se registra mediante los electrodos A-B, es proporcional al movimiento horizontal. Por otra parte la DV, que se registra mediante los electrodos C-D, es proporcional al movimiento vertical de la mirada. El electrodo E es de referencia. En la figura 5 se observa la disposición de los electrodos, como se describe.

La señal EOG se encuentra en un rango de frecuencia entre 0.1 y 30Hz, con una amplitud de 250uV y 1000uV, presentando un comportamiento casi lineal en el desplazamiento angular, $\pm 50^\circ$ en dirección horizontal y $\pm 30^\circ$ en dirección vertical [20].

Para la adquisición de las señales EOG se utilizan electrodos médicos y gel electrolítico como acople entre la piel y el electrodo con la finalidad de disminuir en cuanto sea posible las interferencias causadas por movimientos o rozamientos de los electrodos con la piel. Los electrodos de "cucharilla" como los que se usan en la electroencefalografía son los más adecuados, según el estándar para electrooculografía clínica ISCEV (International Society for Clinical Electrophysiology of Vision) [22]. La parte más externa de la piel llamado el *Stratum Corneum*, es donde se concentra las células muertas y secas y tiene una alta impedancia combinada con efectos capacitivos. Esta impedancia puede variar entre 200K Ω a 1Hz a 200 Ω a 1MHz. ISCEV describe que la impedancia entre cada par de electrodos no debe superar los 5K Ω .

2.4.1 Sistema amplificador de señales EOG

Para la adquisición de señales electrooculográficas es necesario desarrollar un sistema que delimite el ancho de banda necesario y amplifique la señal obtenida. A continuación se enuncia las distintas etapas que este sistema debe contener para el correcto tratamiento de la señal EOG.

- **Etapas de preamplificación.** En esta primera etapa es necesario amplificar la señal diferencial EOG conservando la integridad de esta frente a interferencias, por lo tanto la amplificación no debe ser muy alta dado que la señal aun no esta acondicionada. Dada la naturaleza de esta señal, es necesario utilizar un amplificador de instrumentación diferencial para esta etapa del sistema.
- **Etapas de filtrado.** En esta etapa se delimita el ancho de banda de la señal al espectro de frecuencias que brindan información sobre la EOG. Con este fin se implementara un filtro pasa-bajas con una frecuencia de corte de 30Hz y otro pasa-altas con 0.1Hz.
- **Etapas de amplificación.** En esta etapa final de tratamiento analógico de la señal se amplifica la señal a un rango de hasta 5V, para lo que se hará uso de amplificadores operacionales.

Debido a que se registra el movimiento tanto horizontal como vertical del movimiento de los ojos, se implementa dos canales para este sistema.

Este es básicamente el esquema que se toma en cuenta para la implementación de sistemas de adquisición de señales EOG.

Al momento de captar y tratar señales bioeléctricas se introducen interferencias que afectan la señal [23, 24]. Algunas fuentes de ruido que se deberá tener en cuenta a lo largo del proceso de diseño del dispositivo pueden ser:

- Interferencias externas:
 - Capacitivas: Acoplamiento capacitivo de red con el paciente y con los conductores y el equipo. Señal en modo común.
 - Inductivas: corrientes de bucle.
 - Interfaz electrodo-piel: Offset, atenuación por alta impedancia.
 - Otros biopotenciales o sistemas fisiológicos.
 - Variabilidad de la señal del EOG.
- Interferencias internas del equipo de medida:
 - Transformadores de la fuente de alimentación.
 - Rizado de la fuente de alimentación.
 - Ruido y derivas internas.

Es necesario tener en cuenta la variabilidad de la señal EOG debido a que no es determinística, es decir no siempre presenta las mismas características, incluso bajo condiciones ambientales controladas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] E. Marg, "Development of electro-oculography," *Arch Ophthalmol*, vol. 45, pp. 169 – 185, 1951. (Citado en página 7.)
- [2] Z. Mei, J. Liu, Z. Li, and L. Yang, "Study of the Eye-tracking Methods Based on Video," in *Computational Intelligence, Communication Systems and Networks (CICSyN), 2011 Third International Conference on*, July 2011, pp. 1 – 5. (Citado en página 7.)
- [3] J. H. J. Allum, J. R. Tole, and A. D. Weiss, "MITNYS-II-A Digital Program for On-Line Analysis of Nystagmus," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. BME - 22, no. 3, pp. 196 – 202, May 1975. (Citado en página 9.)
- [4] S. Gutiérrez, *Retinosis pigmentaria: Clasificación y tratamiento*. Universidad de Oviedo, 1995. (Citado en página 9.)
- [5] F. A. Abraham, "Sector retinitis pigmentosa," *Documenta Ophthalmologica*, vol. 39, pp. 13 – 28, 1975, 10.1007/Bf00578757. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/BF00578757> (Citado en página 9.)
- [6] I. Collings, T.J., "Eog video eye motion data time correlation for spacelab vestibular studies," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1988. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, nov. 1988, pp. 1063 –1064. (Citado en página 9.)
- [7] P. O'Brien, "Eyeblink monitoring as a means of measuring pilot physiological state," in *Aerospace and Electronics Conference, 1988. NAECON 1988., Proceedings of the IEEE 1988 National*, may 1988, pp. 890 –892 vol.3. (Citado en página 9.)
- [8] H. Escola, P. Gaillard, M. Jobert, and C. Tismer, "Automatic detection of ocular movements during sleep with an application to a sleep-disorders study," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1992 14th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 6, 29 1992-nov. 1 1992, pp. 2738 –2739. (Citado en página 10.)
- [9] A. Kaufman, A. Bandopadhyay, and B. Shaviv, "An eye tracking computer user interface," in *Virtual Reality, 1993. Proceedings., IEEE 1993 Symposium on Research Frontiers in*, oct. 1993, pp. 120 –121. (Citado en página 10.)
- [10] P. Tigges, N. Kathmann, and R. Engel, "Semiautomated extraction of decision relevant features from a raw data based artificial neural network demonstrated by the problem of saccade detection in eog recordings of smooth pursuit eye movements," in *Neural Networks for Signal Processing [1995] V. Proceedings of the 1995 IEEE Workshop*, aug-2 sep 1995, pp. 465 –474. (Citado en página 10.)
- [11] M. Panse and S. Kulkarni, "Application of digital signal processing in ophthalmic research: a new horizon in biomedical engineering," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995 and 14th Conference of the Biomedical Engineering Society of India. An International*

- Meeting, Proceedings of the First Regional Conference., IEEE, feb 1995, p. 2/88. (Citado en página 10.)*
- [12] A. Lloyd, "Neural signals: the natural human-to-computer interface, a demonstrated talk," in *WESCON/95. Conference record. 'Microelectronics Communications Technology Producing Quality Products Mobile and Portable Power Emerging Technologies'*, nov 1995, p. 704. (Citado en página 10.)
 - [13] S. Shushtarian, "Early diagnosis of chloroquine toxicity on human visual system using electrooculogram (eog)," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995 and 14th Conference of the Biomedical Engineering Society of India. An International Meeting, Proceedings of the First Regional Conference., IEEE, feb 1995, pp. 3/103 –3/104. (Citado en página 10.)*
 - [14] J. Keegan, E. Burke, and J. Condron, "An electrooculogram-based binary saccade sequence classification (BSSC) technique for augmentative communication and control," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE, Sep. 2009, pp. 2604 –2607. (Citado en página 10.)*
 - [15] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. Lopez, and L. Bergasa, "EOG guidance of a wheelchair using neural networks," in *Pattern Recognition, 2000. Proceedings. 15th International Conference on*, vol. 4, 2000, pp. 668 –671 vol.4. (Citado en página 10.)
 - [16] D. Kumar and E. Poole, "Classification of EOG for human computer interface," in *Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint*, vol. 1. IEEE, 2002, pp. 64– 67 vol.1. (Citado en página 11.)
 - [17] M. Lin and G. Mo, "Eye gestures recognition technology in human-computer interaction," in *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011 4th International Conference on*, vol. 3, Oct. 2011, pp. 1316 –1318. (Citado en página 11.)
 - [18] N. Kim-Tien and N. Truong-Thinh, "Using electrooculogram and electromyogram for powered wheelchair," in *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on*, Dec. 2011, pp. 1585 –1590. (Citado en página 11.)
 - [19] F. Alanon, "Anatomía y fisiología del aparato ocular," *Anatomía y fisiología del aparato ocular*, p. 11. [Online]. Available: http://www.sepeap.org/archivos/libros/OFTALMOLOGIA/Ar_1_8_44_APR_18.pdf (Citado en página 11.)
 - [20] C. Urtubia, "Neurobiología de la Visión," 1997. (Citado en páginas 12 and 15.)
 - [21] S. Martinez, "Microsaccadic eye movements and firing of single cells in the striate cortex of macaque monkeys," *Nature Neuroscience*, vol. 3, pp. 251 – 258, 2000. (Citado en página 13.)
 - [22] M. Marmor, M. Brigell, D. McCulloch, C. Westall, M. Bach, and , "Iscev standard for clinical electro-oculography (2010 update)," *Documenta Ophthalmologica*, vol. 122, pp. 1–7, 2011,

- 10.1007/s10633-011-9259-0. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/s10633-011-9259-0> (Citado en página 15.)
- [23] E. Huigen, "Noise in biopotential recording using surface electrodes," Ph.D. dissertation, Msc thesis, Delft Technical University, 2000. (Citado en página 16.)
- [24] E. Huigen, A. Peper, and C. Grimbergen, "Investigation into the origin of the noise of surface electrodes," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 40, pp. 332 – 338, 2002, 10.1007/Bf02344216. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/BF02344216> (Citado en página 16.)
- [25] J. Huijsing, *Operational amplifiers: Theory and design*. Springer Verlag, 2011. (Citado en página 23.)
- [26] D. A. Laws, "A Company of Legend: The Legacy of Fairchild Semiconductor," *Annals of the History of Computing, IEEE*, vol. 32, no. 1, pp. 60 – 74, 2010. (Citado en página 33.)
- [27] A. P. Malvino, *Principios de electrónica*. McGraw-Hill, 1991, vol. 2. (Citado en página 34.)

Parte III

HARDWARE DEL SISTEMA

En este capítulo se analiza el hardware del sistema a implementar. El análisis de cada una de las partes se lo realizara de acuerdo al orden de utilización en cuanto al proceso del tratamiento de la señal EOG. En la primera parte de este capítulo se trataran los amplificadores de instrumentación, sus características y aplicaciones, haciendo énfasis en el tratamiento de las bioseñales. Los filtros activos, para delimitar el rango de frecuencias, se trata en la segunda sección de este capítulo. En la tercera parte se trata los amplificadores operacionales enfatizando en la configuración seguidor con ganancia.

3.1 AMP-OP DIFERENCIALES DE INSTRUMENTACIÓN

Un amplificador de instrumentación, es una configuración de operacionales que brindan la capacidad de amplificar señales diferenciales. En otras palabras, multiplica por un factor, la diferencia de las señales de ingreso. Sus principales ventajas son: alta impedancia de entrada y alto rechazo al modo común. La alta impedancia de entrada es propia de los amplificadores operacionales que lo componen [25].

Los dispositivos se pueden construir desde los componentes básicos, como también se pueden encontrar en encapsulados. Se utilizan como amplificadores de: puente, termocupla, Sensores RTD, adquisición de datos e instrumentación medica. En la figura 6 se observa el esquema de un amplificador de instrumentación.

A continuación se explica detalladamente la característica de la relación de rechazo en modo común.

Relación de Rechazo en Modo Común

La relación de rechazo en modo común (CMRR, por sus siglas en ingles, *Common Mode Rejection Ratio*) es la capacidad que presenta un circuito para amplificar las señales que son diferentes en sus dos entradas, mientras que se amplificaran ligeramente las señales que son comunes en ambas entradas.

En las siguientes lineas se describe matemáticamente el proceso para determinar el CMRR.

Cuando se introduce señales diferentes a entradas separadas de un op-amp, la señal diferencial que resulta es la resta entre las dos señales.

$$V_d = V_1 - V_2 \quad (3.1)$$

Por el contrario, cuando estas señales son las mismas, es posible identificar un elemento común en las dos, como el promedio de la suma de las dos.

$$V_c = \frac{1}{2} (V_1 + V_2) \quad (3.2)$$

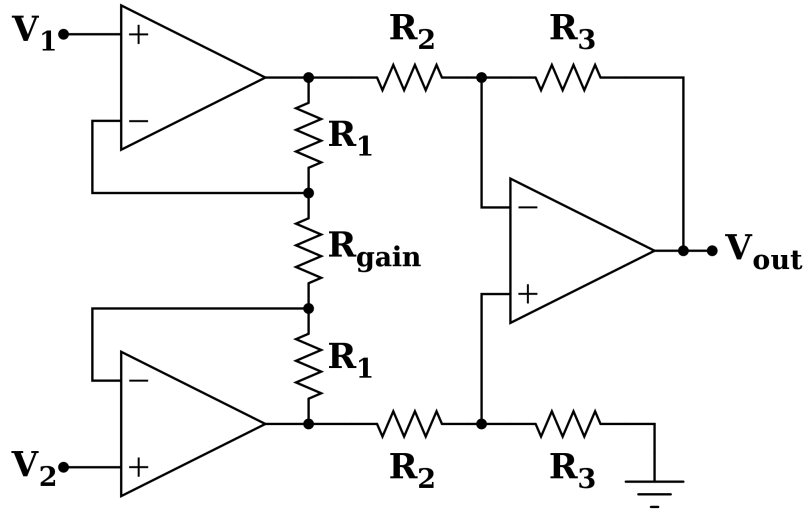


Figura 6: **Circuito de Amplificador Operacional de Instrumentación.** [Damato A. 2006]

Generalmente, cualquier señal aplicada a un op-amp posee componentes en fase como también fuera de ella, es posible expresar la salida resultante como

$$V_{out} = A_d V_d + A_c V_c \quad (3.3)$$

donde

- V_d = voltaje diferencial, ecuación 3.1
- V_c = voltaje común, ecuación 3.2
- A_d = ganancia diferencial del amplificador
- A_c = ganancia en modo común del amplificador

Si se aplica señales de polaridad opuesta a las entradas del amplificador, $V_1 = -V_2 = V_s$, el voltaje diferencial será:

$$V_d = V_1 - V_2 = V_s - (-V_s) = 2V_s$$

mientras que el voltaje común dará como resultado

$$V_c = \frac{1}{2} (V_1 + V_2) = \frac{1}{2} [V_s + (-V_s)] = 0$$

de tal forma que el voltaje de salida será

$$V_{out} = A_d V_d + A_c V_c = A_d (2V_s) + 0 = 2A_d V_s$$

Con lo cual es muestra que cuando las señales de entrada poseen el signo opuesto y son iguales en magnitud, la salida será la ganancia diferencial multiplicada por dos veces la señal de entrada aplicada a una de las entradas.

Por el contrario si se aplican señales de la misma polaridad al op-amp, $V_1 = V_2 = V_s$, el voltaje diferencial será

$$V_d = V_1 - V_2 = V_s - V_s = 0$$

mientras que el voltaje común será

$$V_c = \frac{1}{2} (V_1 + V_2) = \frac{1}{2} (V_s + V_s) = V_s$$

de forma que el voltaje de salida resultante será

$$V_{out} = A_d V_d + A_c V_c = A_d(0) + A_c V_s = A_c V_s$$

Con esto se muestra que cuando a las entradas se aplica señales iguales en fase, la salida será la ganancia en modo común multiplicada por la señal de entrada.

Estas soluciones proporcionan las relaciones que pueden usarse para medir A_d y A_c en un op-amp, entonces es posible calcular un valor para la relación de rechazo en modo común, mediante la siguiente ecuación.

$$CMRR = \frac{A_d}{A_c}$$

De donde se puede inferir que mientras la ganancia en modo común sea menor, mayor será CMRR.

El valor CMRR también puede expresarse en términos logarítmicos como

$$CMRR_{(log)} = 20 \log_{10} \frac{A_d}{A_c}$$

Para señales electrooculográficas y su tratamiento se busca que el preamplificador posea un alto CMRR debido a que se requiere disminuir en la medida de lo posible otros biopotenciales (EEG, ECG), reflejados en las dos entradas del amplificador de instrumentación.

3.2 FILTROS ACTIVOS

Un filtro es un cuadripolo capaz de atenuar determinadas frecuencias del espectro de una señal de entrada y permitir el paso de las demás. El espectro de una señal es la descomposición de esta en una escala de amplitudes respecto de la frecuencia. Esto se realiza matemáticamente por medio de las series de Fourier o con un analizador de espectro.

Los filtros activos presentan varias ventajas sobre los filtros pasivos como:

- Permiten eliminar las inductancias que en bajas frecuencias son voluminosas, pesadas y caras.
- Facilitan el diseño de filtros complejos, gracias a que pueden ser asociadas en varias etapas.

- Proporcionan una gran amplificación de la señal de entrada.
- Presentan mucha flexibilidad en los proyectos.

Por el contrario, también tienen ciertos inconvenientes:

- Requieren una fuente de alimentación.
- Su respuesta en cuanto a la frecuencia esta limitada por la capacidad de los op-amp que se utilicen.
- No es posible su aplicación en sistemas de mediana y alta potencia.

Los filtros activos, a pesar de estas limitaciones, representan un gran aporte en la electrónica, especialmente en las áreas de instrumentación y las telecomunicaciones. Dentro de la primera área, es importante destacar la electromedicina o la bioelectrónica donde se trabaja con bajas frecuencias.

3.2.1 Clasificación de filtros activos

Con la finalidad de dar una clara idea de los tipos de filtros que pueden ser implementados, se hará una clasificación en función del trabajo que llevan a cabo.

- Filtro Paso Bajo (PB)

Este tipo de filtro deja pasar todas las frecuencias desde cero hasta la frecuencia de corte y bloquea todas las frecuencias superiores a esta. En los filtros pasa bajo, las frecuencias entre cero y la frecuencia de corte se denominan *banda pasante*. Las frecuencias mayores a la frecuencia de corte son la *banda eliminada*. La zona de frecuencias entre la banda pasante y la banda eliminada se llama *región de transición*. Un filtro PB ideal tiene una atenuación cero en la banda pasante, infinita en la banda eliminada, y una no tiene región de transición. Este filtro es de fundamental importancia en los equipos médicos y el análisis de biopotenciales, debido a que permiten el análisis de señales a baja frecuencia como las EOG. En la figura 7, la respuesta ideal de un filtro pasa bajo.

- Filtro Pasa Alto (PA)

Este tipo de filtros elimina todas las frecuencias desde cero hasta la frecuencia de corte y permite el paso de todas las frecuencias por encima de la frecuencia de corte. La banda pasante son todas las frecuencias por encima de frecuencia de corte. Un filtro ideal PA tiene una atenuación infinita en la banda eliminada, atenuación cero en la banda pasante y una transición vertical. La figura 8 presenta la respuesta ideal de un filtro pasa alto.

- Filtro Pasa Banda

Estos filtros permiten el paso a todas las frecuencias que se encuentren en determinado rango. Las frecuencias desde cero hasta la frecuencia de corte inferior y desde la frecuencia de corte superior en adelante son eliminadas y se llaman banda eliminada, mientras que las frecuencias que pasan están entre estas dos frecuencias de corte y son llamadas banda pasante. En un filtro pasa

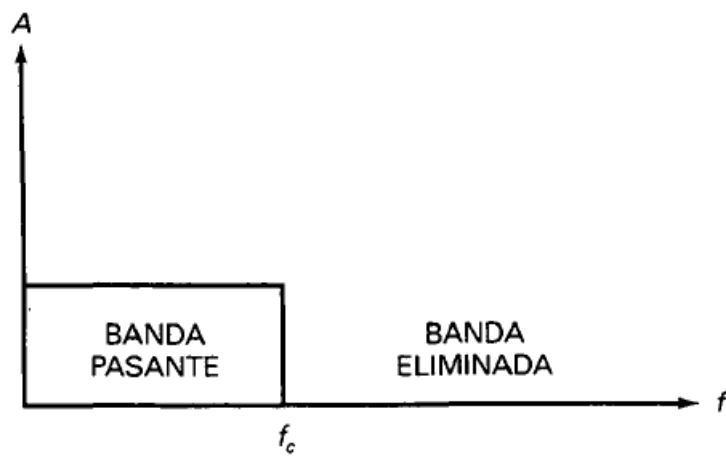


Figura 7: Respuesta ideal: pasa bajo. [Malvino 2000]

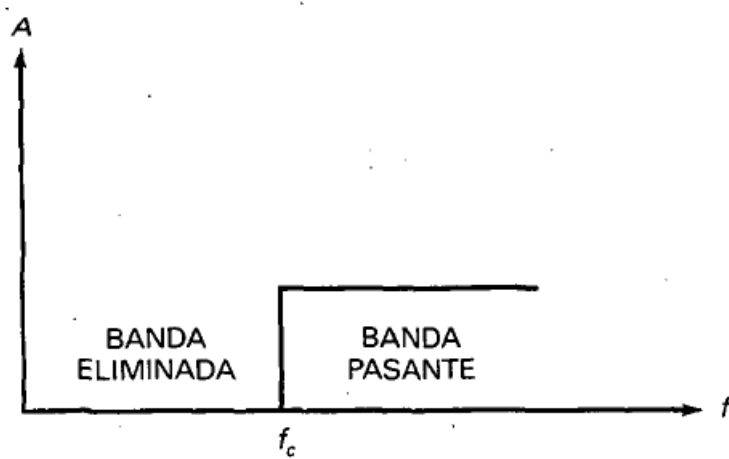


Figura 8: Respuesta ideal: pasa alto. [Malvino 2000]

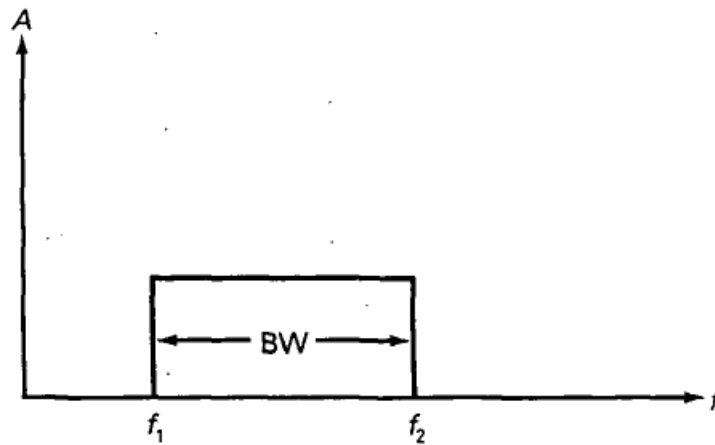


Figura 9: Respuesta ideal: pasa banda. [Malvino 2000]

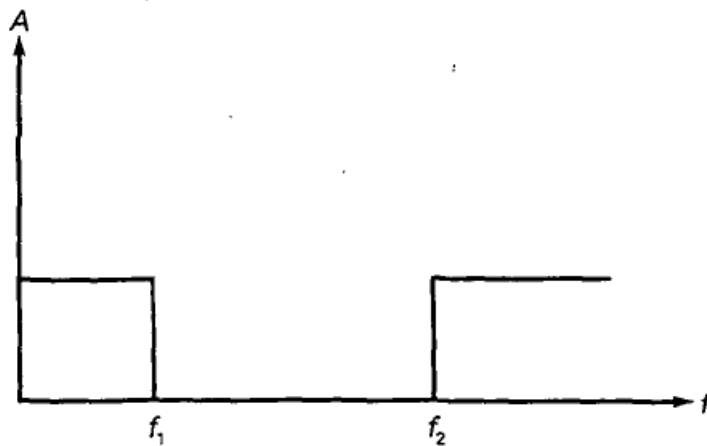


Figura 10: Respuesta ideal: elimina banda. [Malvino 2000]

banda ideal, la banda pasante tiene una atenuación cero, mientras que la banda eliminada tiene atenuación infinita. El **ancho de banda** (BW: bandwidth) de un filtro pasa banda es la diferencia entre las frecuencias de corte superior y la inferior, es decir el rango de frecuencias que pasan sin ser atenuadas. La respuesta ideal del filtro pasa banda se presenta en la figura 9.

- Filtro Elimina Banda

Este filtro permite el paso de todas las frecuencias desde cero hasta una frecuencia de corte inferior, elimina las comprendidas entre la frecuencia de corte inferior hasta una frecuencia de corte superior y permite el paso de frecuencias superiores a esta frecuencia de corte superior; además posee una atenuación infinita en el ancho de banda eliminado y una atenuación cero en el resto del espectro de frecuencias. En la figura 10, la respuesta ideal de un filtro elimina banda.

- Existe también un filtro llamado pasa todo, que permite el paso de todas las frecuencias, pero introduce un desfase entre la señal de entrada y salida.

3.2.2 Respuestas aproximadas

En circuitos reales, las respuestas descritas anteriormente no es posible implementar pero existen aproximaciones que permiten obtener respuestas de acuerdo a requerimientos específicos. Antes de abordarlas, se presenta conceptos que deben tenerse presente al momento de trabajar con filtros y las diferentes aproximaciones.

ATENUACIÓN. Se entiende a la atenuación como la pérdida de la señal. Es la relación que existe entre la señal de salida a cualquier frecuencia y de salida para las frecuencias medias.

$$\text{atenuación} = \frac{v_{\text{salida}}}{v_{\text{salida}(\text{med})}} \quad (3.4)$$

La atenuación también se expresa en decibelios, con la siguiente ecuación:

$$\text{atenuación}_{\text{decibelios}} = -20 \log(\text{atenuación}) \quad (3.5)$$

La $\text{atenuación}_{\text{decibelios}}$ utiliza las frecuencias medias de tensión de salida como referencia y dado que casi siempre se utiliza en decibelios, el termino de atenuación se sobreentiende de esta manera.

ATENUACIÓN EN LA BANDA PASANTE Y EN LA BANDA ELIMINADA. Se describirá el caso de un filtro pasa bajo para luego extender su estudio a el resto de los filtros. No es posible implementar en la realidad características como la atenuación cero en la banda pasante, infinita en la banda eliminada y una transición vertical en filtros, por lo que se busca aproximar estas condiciones. En la figura 11 se observa como la banda pasante no llega a tener atenuación cero. Esta tiene la posibilidad de tomar valores entre 0 y A_p . De igual manera la banda eliminada tampoco llega a una atenuación infinita; toma valores en cualquier lugar de la banda pasante desde A_s hasta el infinito.

Siendo A_p el valor minimo de la señal en la banda pasante y A_s el valor maximo en la banda eliminada.

Las distintas aproximaciones permiten mejorar las respuestas de acuerdo a cada una de sus características, brindando de esta manera ventajas y desventajas para las aplicaciones en donde se requieran los filtros.

ORDEN DEL FILTRO. En los filtros pasivos el orden n es igual al numero de inductores o condensadores en el filtro, por otra parte en los filtros activos el orden esta determinado por el número de los circuitos RC (polos) que contenga. En otras palabras y de una manera sencilla, se dice que el orden del filtro es igual al numero de condensadores que tenga.

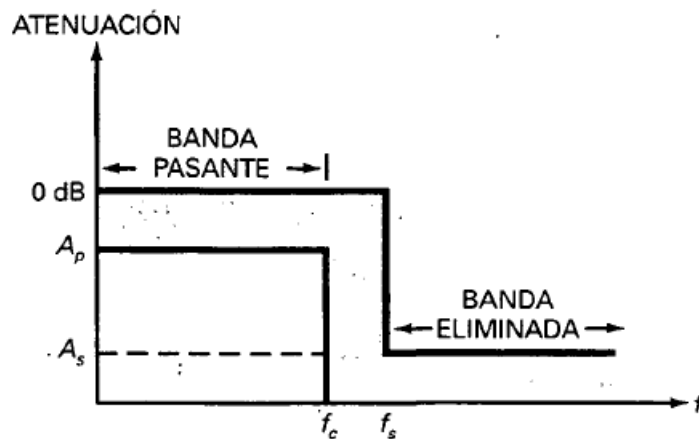


Figura 11: Respuesta real filtro pasa bajo. [Malvino 2000]

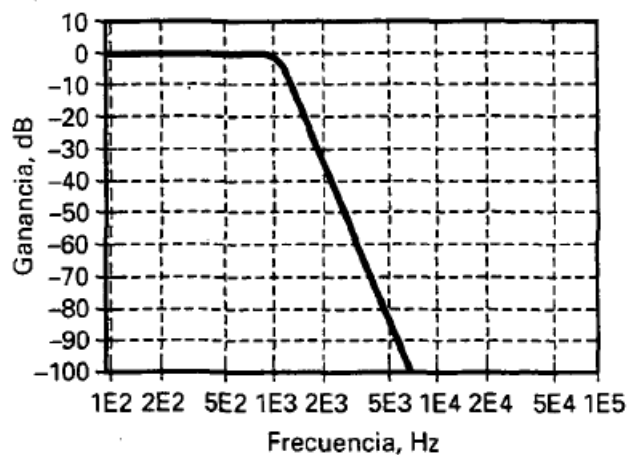


Figura 12: Respuesta paso bajo de Butterworth [Malvino 2000]

$$n \cong \text{número de condensadores}$$

Aproximación de Butterworth

También es llamada aproximación máximamente plana, debido a que presenta un mínimo de oscilaciones en la banda pasante, es decir, la señal se mantiene casi plana hasta llegar a la frecuencia de corte y luego disminuye a razón de 20n dB por cada década. En la figura 12 se presenta la respuesta paso bajo de una aproximación Butterworth; con los siguientes datos: $n = 6$, $A_p = 2,5$, $f_c = 1\text{Khz}$, que serán también utilizados para las próximas aproximaciones. A comparación con otros filtros, este requiere un orden mayor con respecto a unos mismos requerimientos.

Aproximación de Chebyshev

Llamado así en honor a Pafnuti Chebyshev, ya que la función matemática de su respuesta en frecuencia utiliza polinomios de Chebyshev.

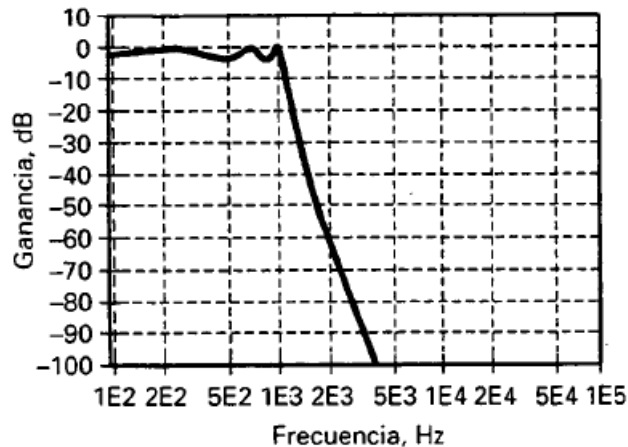


Figura 13: Respuesta paso bajo de Chebyshev [Malvino 2000]

La aproximación tiene la característica de un decaimiento mas pronunciado en la región de transición que la aproximación de Butterworth, pero como contra parte presenta un rizo en la banda pasante de la respuesta en frecuencia. En la figura 13 se observa la respuesta de este filtro con el mismo orden de la aproximación anterior con una atenuación mayor, pero con rizados en el región pasante.

El número de rizados esta dado por la ecuación:

$$\text{Núm}_{\text{rizados}} = \frac{n}{2} \quad (3.6)$$

Aproximación Elíptica

También conocida como aproximación de *Cauer* en honor a su diseñador, el matemático alemán Wilhelm Cauer. Tiene una caída en la región de transición bastante pronunciada en comparación a las anteriores, siendo la más optima, pero presenta rizados tanto en la zona pasante como en la eliminada. En la figura 14 se presenta la respuesta paso bajo de la aproximación elíptica con los mismos datos de los ejemplos anteriores. Se observa que la región de transición es bien pronunciada, luego de la frecuencia de corte, disminuyendo ligeramente a la mitad de esta región. Esta es la mejor aproximación para un filtro, es decir requiere el menor orden para lograr los mejores resultados tomando en cuenta los risos que se presentan.

Aproximación de Bessel

Esta aproximación lleva este nombre en honor al astrónomo, matemático y bailarín Friedrich Bessel. Para el diseño de está se utilizaron los coeficientes de los polinomios de Bessel. Dicha aproximación presenta una banda pasante plana y una banda eliminada monotónica. La caída de la zona de atenuación es mucho mayor que una aproximación Butterworth para un filtro del mismo orden.

En la figura 15 se observa la respuesta de un filtro Bessel con una banda pasante plana, una zona de atenuación con pendiente relativamente suave y una banda eliminada monotónica. Bessel representa la aproximación mas compleja de todas debido a su naturaleza y las consideraciones de diseño que considera.

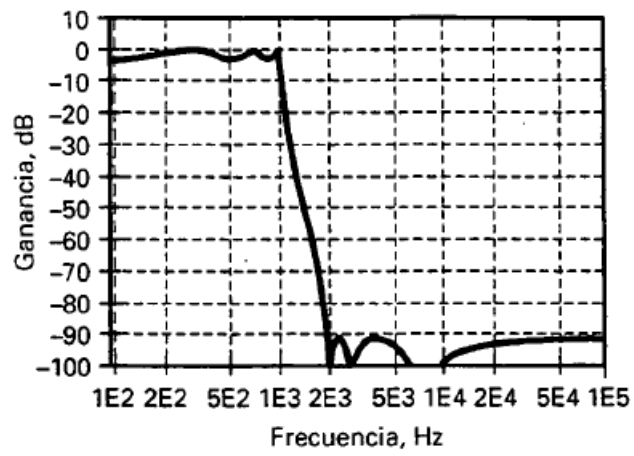


Figura 14: Respuesta paso bajo elíptica. [Malvino 2000]

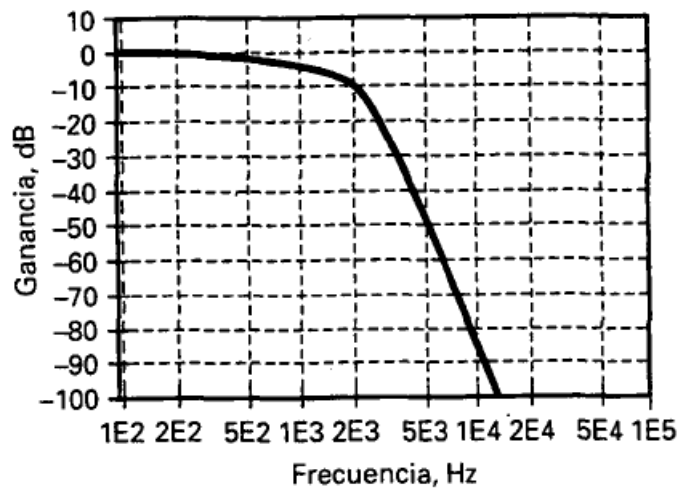


Figura 15: Respuesta en frecuencia paso bajo de Bessel. [Malvino 2000]

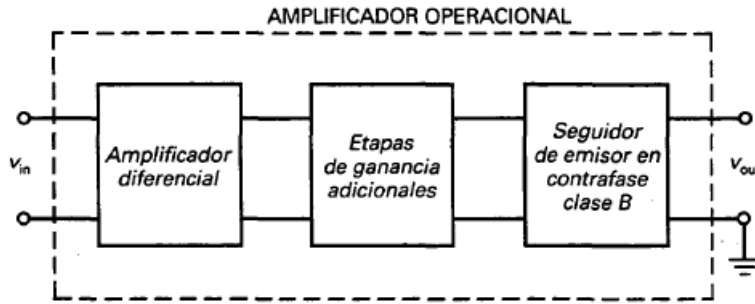


Figura 16: Diagrama de bloques de un amplificador operacional

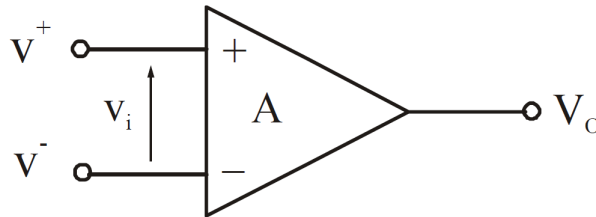


Figura 17: Esquema de un amplificador operacional

Esto es debido a que todas las otras solamente consideran la respuesta en frecuencia del sistema, sin embargo la aproximación de Bessel busca producir un desfase lineal con la frecuencia conservando la forma cuadrada de una señal y por tanto sacrificando la pendiente en la atenuación.

La aproximación de Bessel será utilizada en el diseño y la implementación del prototipo de este trabajo.

3.3 AMPLIFICADORES OPERACIONALES

Un amplificador operacional (op-amp) es un dispositivo electrónico con dos entradas y una salida. La salida es la diferencia de las dos entradas multiplicadas por un factor G (o A , dependiendo del autor) de ganancia. El Fairchild $\mu A702$ diseñado por Bob Widlar fue el primer op-amp introducido en los años 60 [26].

Un op-amp ideal tiene una ganancia infinita, una impedancia de entrada infinita, un ancho de banda infinito, una impedancia de salida nula y un tiempo de respuesta nulo, así como también ningún ruido.

En la figura 16 se presenta un diagrama de bloques de un op-amp y se diferencian claramente tres bloques. Un amplificador diferencial es un circuito con una etapa de entrada seguida de etapas de ganancia y un circuito seguidor emisor clase B. La primera etapa es determinada según las características del amplificador diferencial. En la mayoría de los op-amp la salida es de un terminal y la señal de referencia (tierra) esta dada por la misma señal de alimentación del circuito. El amplificador operacional esta diseñado para generar una salida de 0V cuando en la entrada no existe una diferencia de potencial entre las dos entradas, es decir la resta analógica de las dos señales sea igual a cero. Generalmente los op-amp tienen alimentación positiva y negativa, entre $\pm 3V$ y $\pm 15V$ aunque hay algunos que solo tienen una polaridad.

Característica	Símbolo	Ideal	LM741C	LF157A
Ganancia de tensión	A_v	Infinito	100K	200K
Frecuencia	f	Infinito	1MHz	20MHz
Resistencia de entrada	R_s	Infinito	$2M\Omega$	$10^{12}\Omega$
Resistencia de salida	R_o	Cero	75Ω	100Ω
Corriente de entrada	$I_{in(polarización)}$	Cero	80nA	30pA
Corriente de offset	$Z_{in(offset)}$	Cero	20nA	3pA
Tensión de offset de entrada	$V_{in(offset)}$	Cero	2mV	1mV
Rechazo al modo común	CMRR	Infinito	90dB	100dB

Cuadro 1: Características de amplificadores operacionales

La figura 17 muestra un esquema eléctrico de un amplificador operacional. Tiene dos entradas, una inversora representada por V^- y una entrada no inversora V^+ y también una salida representada por V_o . A representa la ganancia. Es posible hacer una apreciación bastante simple del modelo de un op-amp de la siguiente manera: el amplificador operacional ideal puede ser considerado como una fuente de tensión controlada por tensión (VCVS: en ingles voltage-controlled voltage source) [27].

En la figura 18 se presenta una abstracción del un op-amp. En un amplificador operacional ideal R_i es una resistencia infinita, R_o una resistencia igual a cero, de tal manera que se cumpla el principio de impedancias infinita y nula respectivamente, la ganancia A_v infinita y por tanto CMRR infinita. Cada una de las definiciones de las variables de la figura son:

- V_S y R_S : circuito equivalente Thevenin de la alimentación.
- R_L : carga exterior
- V_i : tensión de entrada
- V_o : tensión de salida
- R_i : impedancia de entrada
- R_o : impedancia de salida
- A_v : ganancia de tensión en circuito abierto.

En aplicaciones reales se presentan otras consideraciones que se tendrán en cuenta; en primera instancia no hay forma por la que se pueda amplificar la señal diferencial de entrada infinitamente debido a las fuentes de alimentación limitada.

En el cuadro 1 se presenta datos comparativos entre el características ideales y valores reales de op-amp. Si bien en la actualidad existen amplificadores operacionales de muy buenas prestaciones, por lo tanto jamás será posible alcanzar valores ideales.

La ecuación que relaciona la entrada de tensión con la salida es:

$$V_o = \frac{R_L}{R_o + R_L} \frac{R_i}{R_i + R_s} A_v V_S \quad (3.7)$$

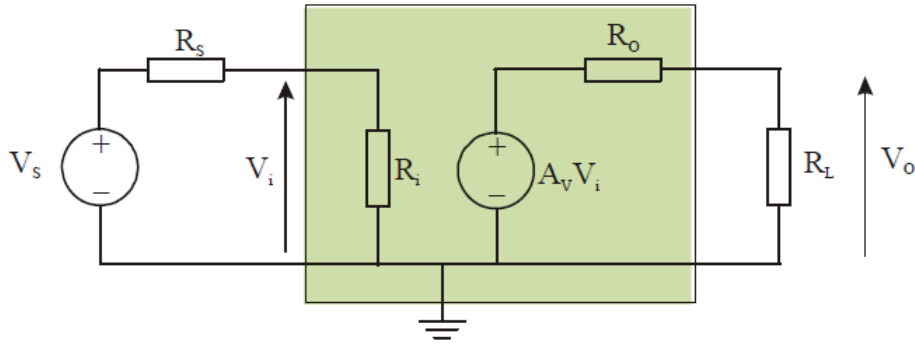


Figura 18: Amplificador de tensión real

Dado que se busca que la ganancia de tensión sea constante e independiente de la alimentación y de la carga, es decir que el voltaje de salida solamente dependa de la señal de ingreso:

$$V_o = A_v V_s \quad (3.8)$$

Como ya se ha mencionado es necesario que el circuito amplificador de entrada tenga una impedancia de entrada mucho mayor que la de la fuente de alimentación y una impedancia de salida mucho mayor que la carga, de esta manera los componentes de la ecuación 3.7 se acercan en valor a la unidad.

Si

$$R_o \ll R_L \Rightarrow \frac{R_L}{R_o + R_L} \approx 1$$

$$R_o \gg R_L \Rightarrow \frac{R_i}{R_i + R_s} \approx 1$$

se consigue aproximar la ecuación 3.7 a 3.8.

En las siguientes subsecciones se presenta una breve descripción de las principales configuraciones de los op-amp entre ellas la configuración amplificador no inversor que es de interés para este proyecto.

3.3.1 Configuraciones de los Op-Amp

En esta sección se describe brevemente las diferentes configuraciones que se consiguen con los amplificadores operacionales. Se omite el análisis matemático a profundidad debido a que esa no es la razón de este texto excepto en el caso de la configuración amplificador no inversor, dado que la misma se utilizará en el proyecto. Este análisis puede ser revisado en: [Principios de electrónica, 7a Ed. Albert Paul Malvino, David J. Bates. 2007]. A continuación las diferentes configuraciones que se pueden conseguir con los op-amp.

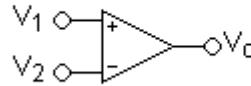


Figura 19: Diagrama de circuito comparador

Circuito comparador

Esta configuración realiza una comparación entre las dos señales, de tal manera que se obtiene:

$$V_0 = \begin{cases} V_{s+} & V_1 > V_2 \\ V_{s-} & V_1 < V_2 \end{cases} \quad (3.9)$$

Esta es una aplicación sin realimentación, que como resultado tiene una salida en función de la entrada mayor. En la figura 19 se observa el diagrama de un circuito comparador.

Circuito seguidor

Esta configuración da a la salida la misma salida de tensión que a la entrada. Esto se debe a que el op-amp tiene una conexión en lazo cerrado o realimentado. Para conocer el funcionamiento de esta configuración se parte del hecho de que las tensiones en las dos entradas son exactamente iguales, se podría suponer que la tensión en la entrada positiva sube de valor y por lo tanto la tensión en la salida también se eleva. Como existe la realimentación entre la salida y la entrada negativa, la tensión en esta entrada también se eleva, por tanto la diferencia entre las dos entradas se reduce, disminuyéndose también la señal de tensión de la salida. Este proceso de diferenciación entre las entradas y las salidas se estabiliza, y se tiene que la señal es la necesaria para mantener las dos entradas con el mismo valor de tensión.

Con la realimentación negativa se aplican estas dos aproximaciones:

- $V_+ = V_-$ (Principio del cortocircuito virtual).
- $I_+ = I_- = 0$

Y de esta manera se deduce que la tensión entre las dos entradas son iguales y así:

$$V_0 = V_{in} \quad (3.10)$$

Se utiliza principalmente como acople de impedancias, es decir conectar un dispositivo eléctrico de alta impedancia con otro de menor y viceversa o también para eliminar efectos de carga. En la figura 20 se ilustra el diagrama de la conexión para un circuito seguidor de tensión.

Amplificador sumador inversor

Esta configuración debe su nombre a que desplaza la señal de salida, es decir desfasa en 180 grados con relación a la entrada. Toma en consideración los valores de los elementos externos como el de las resistencias.

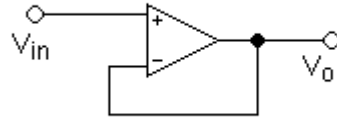


Figura 20: Circuito seguidor

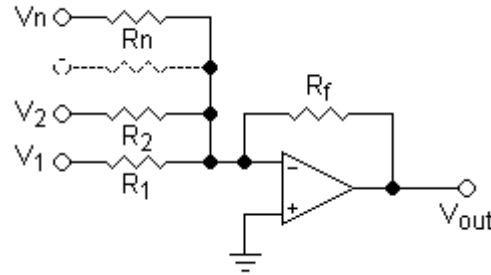


Figura 21: Circuito sumador inversor

La ecuación que describe el comportamiento de esta configuración es:

$$V_o = -R_f \left(\frac{V_1}{R_1} + \frac{V_2}{R_2} + \dots + \frac{V_n}{R_n} \right) \quad (3.11)$$

Esta expresión y los cálculos se simplifican si las resistencias tienen el mismo valor. El esquema de conexión de un circuito sumador inversor en la figura 21.

La siguiente configuración de op-amp es de mucha importancia para el desarrollo de este proyecto dado que se utiliza para la amplificación de la señal EOG previa a la digitalización.

Amplificador No Inversor

En esta configuración el amplificador no genera un desfase en la señal de salida con respecto a la de entrada. De igual manera que en las otras configuraciones la impedancia de entrada es bastante alta. En la figura 22 se presenta el diagrama de conexión de esta configuración.

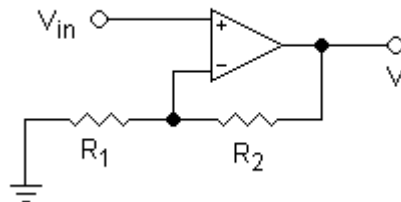


Figura 22: Circuito no inversor

A continuación se dará mas detalle de la deducción del comportamiento del circuito. Se aplica el concepto de la Ley de Kirchhoff en el nodo entre las resistencias R_1 y R_2 y se tiene:

$$\frac{0 - V^-}{R_1} + \frac{V_o - V^-}{R_2} = 0$$

Dado que $V^+ = V^- = V_{in}$, se tiene:

$$-\frac{V_{in}}{R_1} + \frac{V_o - V_{in}}{R_2} = 0$$

entonces

$$V_o = V_{in} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (3.12)$$

BIBLIOGRAFÍA

- [1] E. Marg, "Development of electro-oculography," *Arch Ophthalmol*, vol. 45, pp. 169 – 185, 1951. (Citado en página 7.)
- [2] Z. Mei, J. Liu, Z. Li, and L. Yang, "Study of the Eye-tracking Methods Based on Video," in *Computational Intelligence, Communication Systems and Networks (CICSyN), 2011 Third International Conference on*, July 2011, pp. 1 – 5. (Citado en página 7.)
- [3] J. H. J. Allum, J. R. Tole, and A. D. Weiss, "MITNYS-II-A Digital Program for On-Line Analysis of Nystagmus," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. BME - 22, no. 3, pp. 196 – 202, May 1975. (Citado en página 9.)
- [4] S. Gutiérrez, *Retinosis pigmentaria: Clasificación y tratamiento*. Universidad de Oviedo, 1995. (Citado en página 9.)
- [5] F. A. Abraham, "Sector retinitis pigmentosa," *Documenta Ophthalmologica*, vol. 39, pp. 13 – 28, 1975, 10.1007/Bf00578757. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/BF00578757> (Citado en página 9.)
- [6] I. Collings, T.J., "Eog video eye motion data time correlation for spacelab vestibular studies," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1988. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, nov. 1988, pp. 1063 –1064. (Citado en página 9.)
- [7] P. O'Brien, "Eyeblink monitoring as a means of measuring pilot physiological state," in *Aerospace and Electronics Conference, 1988. NAECON 1988., Proceedings of the IEEE 1988 National*, may 1988, pp. 890 –892 vol.3. (Citado en página 9.)
- [8] H. Escola, P. Gaillard, M. Jobert, and C. Tismer, "Automatic detection of ocular movements during sleep with an application to a sleep-disorders study," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1992 14th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 6, 29 1992-nov. 1 1992, pp. 2738 –2739. (Citado en página 10.)
- [9] A. Kaufman, A. Bandopadhyay, and B. Shaviv, "An eye tracking computer user interface," in *Virtual Reality, 1993. Proceedings., IEEE 1993 Symposium on Research Frontiers in*, oct. 1993, pp. 120 –121. (Citado en página 10.)
- [10] P. Tigges, N. Kathmann, and R. Engel, "Semiautomated extraction of decision relevant features from a raw data based artificial neural network demonstrated by the problem of saccade detection in eog recordings of smooth pursuit eye movements," in *Neural Networks for Signal Processing [1995] V. Proceedings of the 1995 IEEE Workshop*, aug-2 sep 1995, pp. 465 –474. (Citado en página 10.)
- [11] M. Panse and S. Kulkarni, "Application of digital signal processing in ophthalmic research: a new horizon in biomedical engineering," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995 and 14th Conference of the Biomedical Engineering Society of India. An International*

- Meeting, Proceedings of the First Regional Conference., IEEE, feb 1995, p. 2/88. (Citado en página 10.)*
- [12] A. Lloyd, "Neural signals: the natural human-to-computer interface, a demonstrated talk," in *WESCON/95. Conference record. 'Microelectronics Communications Technology Producing Quality Products Mobile and Portable Power Emerging Technologies'*, nov 1995, p. 704. (Citado en página 10.)
 - [13] S. Shushtarian, "Early diagnosis of chloroquine toxicity on human visual system using electrooculogram (eog)," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995 and 14th Conference of the Biomedical Engineering Society of India. An International Meeting, Proceedings of the First Regional Conference., IEEE, feb 1995, pp. 3/103 –3/104. (Citado en página 10.)*
 - [14] J. Keegan, E. Burke, and J. Condron, "An electrooculogram-based binary saccade sequence classification (BSSC) technique for augmentative communication and control," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE, Sep. 2009, pp. 2604 –2607. (Citado en página 10.)*
 - [15] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. Lopez, and L. Bergasa, "EOG guidance of a wheelchair using neural networks," in *Pattern Recognition, 2000. Proceedings. 15th International Conference on*, vol. 4, 2000, pp. 668 –671 vol.4. (Citado en página 10.)
 - [16] D. Kumar and E. Poole, "Classification of EOG for human computer interface," in *Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint*, vol. 1. IEEE, 2002, pp. 64– 67 vol.1. (Citado en página 11.)
 - [17] M. Lin and G. Mo, "Eye gestures recognition technology in human-computer interaction," in *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011 4th International Conference on*, vol. 3, Oct. 2011, pp. 1316 –1318. (Citado en página 11.)
 - [18] N. Kim-Tien and N. Truong-Thinh, "Using electrooculogram and electromyogram for powered wheelchair," in *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on*, Dec. 2011, pp. 1585 –1590. (Citado en página 11.)
 - [19] F. Alanon, "Anatomía y fisiología del aparato ocular," *Anatomía y fisiología del aparato ocular*, p. 11. [Online]. Available: http://www.sepeap.org/archivos/libros/OFTALMOLOGIA/Ar_1_8_44_APR_18.pdf (Citado en página 11.)
 - [20] C. Urtubia, "Neurobiología de la Visión," 1997. (Citado en páginas 12 and 15.)
 - [21] S. Martinez, "Microsaccadic eye movements and firing of single cells in the striate cortex of macaque monkeys," *Nature Neuroscience*, vol. 3, pp. 251 – 258, 2000. (Citado en página 13.)
 - [22] M. Marmor, M. Brigell, D. McCulloch, C. Westall, M. Bach, and , "Iscev standard for clinical electro-oculography (2010 update)," *Documenta Ophthalmologica*, vol. 122, pp. 1–7, 2011,

- 10.1007/s10633-011-9259-0. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/s10633-011-9259-0> (Citado en página 15.)
- [23] E. Huigen, "Noise in biopotential recording using surface electrodes," Ph.D. dissertation, Msc thesis, Delft Technical University, 2000. (Citado en página 16.)
- [24] E. Huigen, A. Peper, and C. Grimbergen, "Investigation into the origin of the noise of surface electrodes," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 40, pp. 332 – 338, 2002, 10.1007/Bf02344216. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/BF02344216> (Citado en página 16.)
- [25] J. Huijsing, *Operational amplifiers: Theory and design*. Springer Verlag, 2011. (Citado en página 23.)
- [26] D. A. Laws, "A Company of Legend: The Legacy of Fairchild Semiconductor," *Annals of the History of Computing, IEEE*, vol. 32, no. 1, pp. 60 – 74, 2010. (Citado en página 33.)
- [27] A. P. Malvino, *Principios de electrónica*. McGraw-Hill, 1991, vol. 2. (Citado en página 34.)

Parte IV

SOFTWARE DEL SISTEMA

La necesaria interacción usuario-ordenador resulta en muchas de las ocasiones compleja si el usuario padece de alguna discapacidad. Para una mejor interacción con el computador es importante desarrollar software especializado con la capacidad de adaptarse al entorno y a los requerimientos particulares de cada persona. El programa computacional deberá tener la capacidad de procesar la señal electrooculografía adquirida y adecuarla para ser tratada digitalmente. En la primera sección de este capítulo se describe los instrumentos virtuales (VI) utilizados en labview para adecuar la señal EOG a nuestro sistema, mientras que en la segunda sección se enuncia brevemente las consideraciones que se deben tener en cuenta para desarrollar aplicaciones que van enfocadas a asistir a personas en la discapacidad especialmente en el proceso de enseñanza. Y finalmente se aborda el software especializado en la discapacidad.

4.1 TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO DE SEÑALES EN LABVIEW

4.1.1 *Filtrado digital*

Un filtro digital es un filtro que opera sobre señales discretas y cuantizadas, implementado en medios digitales como un circuito digital (Ej: FPGA - Field Programmable Gate Array, CPLD - Complex Programmable Logic Device) o como un programa de computador. Es un sistema que realiza un procesamiento matemático sobre una señal digital; generalmente mediante el uso de la Transformada rápida de Fourier o la Transformada Z (no se abordan en este trabajo, debido a que no son motivo de estudio); obteniéndose en la salida el resultado del procesamiento matemático o la señal de salida digital, esto dependiendo de las variaciones de las señales de ingreso en el tiempo y también en su amplitud.

El filtrado digital es parte del procesamiento de una señal. Se lo denomina así por su funcionamiento interno, mas no que por su dependencia del tipo de señal a filtrar. El procesamiento y la entrada del sistema serán digitales, por lo que puede ser necesario una conversión analógica-digital o digital-analógica para uso de estos filtros con señales analógicas.

Es importante considerar las limitaciones del filtro debido al Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon, que se ejemplifica con la siguiente lógica: para procesar una frecuencia de 10KHz, se debe realizar un muestreo a por lo menos 20 KHz.

La ecuación de un filtro, por ejemplo, no está relacionada necesariamente con sus cualidades sonoras. En textos técnicos, los filtros digitales comúnmente se describen mediante la denominada transformada Z, que por ejemplo, relaciona los efectos de retardos de muestras en una imagen de dos dimensiones de la representación frecuencial $H(f)$ que se denomina el plano complejo Z. La transformada Z es un concepto esencial para el diseño de filtros, ya que proporciona una relación ma-

temática entre las características del filtro que se quiere diseñar y los parámetros de implementación del mismo.

Hay varios tipos de filtros así como distintas clasificaciones para estos, algunos ya se analizó anteriores, ahora se los enuncia:

- De acuerdo con la parte del espectro que dejan pasar y que atenúan hay:
 - Filtros pasa alto.
 - Filtros pasa bajo.
 - Filtros pasa banda.
 - Banda eliminada.
 - Multibanda.
 - Pasa todo.
 - Resonador.
 - Oscilador.
 - Filtro peine (Comb filter).
 - Filtro ranura o filtro rechaza banda (Notch filter).
- De acuerdo con su orden:
 - Primer orden.
 - Segundo orden.
- De acuerdo con el tipo de respuesta ante entrada unitaria:
 - FIR (Finite Impulse Response)
 - IIR (Infinite Impulse Response)
 - TIIR (Truncated Infinite Impulse Response)
- De acuerdo con la estructura con que se implementa:
 - Laticce
 - Varios en cascada
 - Varios en paralelo

4.1.2 Valor medio de una señal

Se define el valor medio de una señal como la media de todos los valores que la definen. La suma de todos los valores de la señal es el área encerrada bajo la curva entre dos puntos dados y se calcula con la siguiente ecuación:

$$\int_{t_1}^{t_2} y(t) dt \quad (4.1)$$

esta valor ha de ser igual al área de una rectángulo de base de los puntos dados y de altura igual al valor medio. Por lo tanto, igualando las dos áreas:

$$Y_{med}(t_2 - t_1) = \int_{t_1}^{t_2} y(t) dt \quad (4.2)$$

$$Y_{med} = \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} y(t) dt \quad (4.3)$$

En el caso de una forma de onda periódica se toman como intervalo de integración el del primer periodo, por lo tanto $t_1 = 0$ y $t_2 = T$, quedando así la expresión:

$$Y_{med} = \frac{1}{T} \int_0^T y(t) dt \quad (4.4)$$

Este intervalo es suficiente para obtener el valor promedio, ya que se toma n periodos aumentando en n el área, con lo que se obtiene el mismo resultado. El cálculo se puede simplificar si la forma de onda se puede descomponer en una serie de superficies rectangulares

$$Y_{med} = \frac{1}{T} \int_0^T y(t) dt = \frac{A_{total}}{T} = \frac{\sum_{j=1}^n A_j}{T} \quad (4.5)$$

donde A_j es cada una de las áreas rectangulares de esas superficies en las que se pueden descomponer la forma de onda. En el presente trabajo se obtiene el valor medio de la señal EOG de forma discreta, es decir, los datos no son analógicos.

4.2 DISEÑO DE SOFTWARE PARA APLICACIONES EDUCATIVAS

Al momento de elaborar un programa computacional enfocado en la asistencia a personas con discapacidad y en especial a niños y niñas con esta condición de vida, es importante tener en cuenta algunas consideraciones para el diseño de estas aplicaciones. A continuación se describen algunos criterios que deben tomarse en cuenta y se exponen algunas ideas en cuanto al software educativo, según [Cataldi, 2000].

Las primeras ideas acerca del desarrollo de software educativo se dan en los años 60 y toman fuerza con la aparición de los microprocesadores en los años 80. El uso de software educativo como material didáctico dio sus primeros pasos en lenguaje Logo, siendo desarrollado en el MIT (Instituto Tecnológico de Massachusetts) fue utilizado en numerosas escuelas y universidades especialmente en Estados Unidos.

En cuanto a los lenguajes de programación es evidente que han experimentado, especialmente en los últimos años, un auge en su desarrollo y aplicabilidad. Este crecimiento, considerando sus inicios en los lenguajes de máquina y ensambladores, se debe al hecho de la búsqueda de que estos se asemejen a los lenguajes naturales de las personas. Como resultado aparecen los lenguajes de alto nivel; el FORTRAN en 1955, desarrollado por IBM; el Cobol en 1960 como un intento de Comité CODASYM de lenguaje universal para aplicaciones comerciales, El PL/I, que surge en los sesenta para ser usado en los equipos de IBM 360.

El Basic que tuvo su aparición en 1965 fue utilizado ampliamente. En 1970 aparece el lenguaje Pascal que fue creado por el matemático Niklaus Wirth, basándose en el Algol de los sesenta. Lenguaje que aporta conceptos de programación estructurada, tipo de datos y diseño

Características	Descripción
Facilidad de uso	En lo posible autoexplicativos y con sistemas de ayuda.
Capacidad de motivación	Mantener el interés de los alumnos.
Relevancia curricular	Relacionados con las necesidades del docente.
Versatilidad	Adaptables al recurso informático disponible.
Enfoque pedagógico	Que sea actual: constructivista o cognitivista.
Orientación hacia los alumnos	Con control del contenido del aprendizaje.
Evaluación	Incluirán módulos de evaluación y seguimiento.

Cuadro 2: Características principales de los programas educativos, clasificación según Marquès (1998).

descendente. Lenguajes modernos como el C aparece en 1972 creado por Denis Ritchie y el ADA que se estandarizaron en 1983.

En cuanto al ámbito del desarrollo de software educativo se definen tres líneas de trabajo:

- La enseñanza asistida por computadora (EAC) o enseñanza basada en computadora (EBC) es un sistema que se utiliza para efectuar ejercicios, cálculo, simulaciones y tutorías. Los programas de ejercicios son fáciles de realizar y los alumnos proceden a manejarlos en forma lineal en su repaso de información.
- Las tutorías presentan información y retroalimentación, de acuerdo a la respuesta de los estudiantes, que en este caso son programas ramificados. Como aprendices las computadoras permiten que los estudiantes aprendan a programar, facilitando el desarrollo de habilidades intelectuales tales como reflexión, razonamiento y resolución de problemas.
- Asimismo, como herramientas, mediante el uso de procesadores de textos, bases de datos, graficadores, planillas de cálculo y programas de comunicación, etc. Son herramientas que ayudan a ordenar, procesar, almacenar, transmitir información, y que pueden mejorar el aprendizaje de acuerdo al uso que de ellas haga el docente.

Software educativo son los programas de computación realizados con la finalidad de ser utilizados como facilitadores del proceso de aprendizaje, con algunas características como: la facilidad de uso, la interactividad y la posibilidad de personalización de la velocidad de los aprendizajes. Se pueden usar como sinónimos de software educativo los programas didácticos y programas educativos. En el cuadro 2 se presenta una clasificación de las principales características de un software educativo.

Un factor importante a considerar son las tipologías del software, debido a que se debe considerar las características de la interfaz de comunicación, la que deberá estar de acuerdo con la teoría comunicacional aplicada con las diferentes estrategias para el desarrollo de determinados procesos mentales. Gran parte del software educativo pertenece a un grupo denominado hipermediales, y en ellos las bases de datos de imágenes fijas o en movimiento, vídeo clips y sonidos juegan un rol fundamental a la hora del diseño de software.

En el cuadro 3 se presentan algunas topologías.

Topologías según:	
Los contenidos	Temas, áreas curriculares
Los destinatarios	Por niveles educativos, edad, conocimientos previos
Su estructura	Tutorial, base de datos, simulador constructor, herramienta
Sus bases de datos	Cerrados o abiertos
Los medios que integra	Convencional hipermedia, realidad virtual
Su inteligencia	Convencional, sistema experto
Los objetivos educativos que pretende facilitar	Conceptuales, actitudinales, procedimentales
Las procesos cognitivos que activa	Observación, identificación, construcción memorización, valoración, expresión, creación, etc. clasificación, análisis, síntesis, deducción,
El tipo de interacción que propicia	Recongnitiva, reconstructiva, intuitiva, constructiva
Su función en el aprendizaje	Instructivo, revelador, conjetural, emancipador
Su comportamiento	Tutor, herramienta, aprendiz
El tratamiento de los errores	Tutorial, no tutorial
Sus bases psicopedagógicas sobre el aprendizaje	Conductista, constructivista, cognitivista
Su función en la estrategia didáctica	Informar, motivar, orientar, ayudar, proveer recursos, facilitar prácticas, evaluar
Su diseño	Centrado en el aprendizaje, centrado en la enseñanza, proveedor de recursos

Cuadro 3: Algunas topologías, según Marquès (1998)

Clasificación de los programas didácticos

Una clasificación de programas didácticos puede ser:

- Tutoriales,
- Simuladores,
- Entornos de programación y
- Herramientas de autor.

Los tutoriales.- se enfocan en el aprendizaje subyacente de la enseñanza. Guían el proceso de aprendizaje para luego comparar los resultados de los alumnos contra patrones predefinidos. También se encuentran los programas derivados de la enseñanza programada, algunos son lineales y otros programas ramificados, pero en ambos casos de base conductual. De igual manera se han desarrollado modelos en base al conocimiento, donde se usa información parcial, y la persona debe buscar el resto para la resolución de un problema dado. En esta categoría, están los sistemas tutoriales expertos o inteligentes. Estos son una guía para el aprendizaje individual y brindan explicaciones ante errores, lo que permite su corrección.

El descubrimiento.- es la metodología que los programas simuladores utilizan para facilitar el aprendizaje. El usuario se expone a experiencias que muchas veces se salen de la realidad pero que ayudan en la adquisición de conocimiento.

Entornos de programación.- como Logo, permiten construir el conocimiento, facilitando al alumno la adquisición de nuevos conocimientos a partir de sus errores.

Las herramientas de autor.- permiten a los docentes elaborar programas tales como tutoriales, especialmente cuando que no se dispone de grandes conocimientos de programación e informática, debido a que usando pocas instrucciones, se pueden crear muy buenas aplicaciones multimedia. Son también consideradas las bases de datos como otro tipo de programas educativos, porque facilitan la exploración y la consulta selectiva de información, permitiendo extraer datos relevantes para resolver problemas, analizar y relacionar datos y generar conclusiones. Los programas usados como los procesadores de textos, planillas de cálculo, sistemas de gestión de bases de datos, graficadores, programas de comunicación, no entran dentro de la clasificación de educativos, pero muchas veces son necesarios para la redacción final de trabajos, informes y monografías son usados de forma masiva el ámbito académico y obviamente su utilización en la asistencia a personas con discapacidad.

En la búsqueda del mejoramiento de los procesos de enseñanza y de aprendizaje, se encuentra una herramienta en los sistemas hipermediales, como un subconjunto del software para la educación. Un sistema hipermedial es la combinación de hipertexto y multimedia.

El programa a implementar en este proyecto hará uso en gran parte de estos conceptos para brindar una interfaz que le permita a la persona con discapacidad motriz interactuar con el computador y sea una herramienta para su aprendizaje.

Una guía metodológica para el diseño pedagógico de la interface de navegación es presentada por Gallego y Alonso (1997), donde destacan la necesidad de un diseño optimo tanto para la organización de los contenidos como de las estrategias de enseñanza y de aprendizaje. Esta

interface es fundamental, ya que es el sistema de recursos mediante el cual el usuario interactúa con el sistema informático.

Estos recursos tienen en cuenta los siguientes aspectos: técnicos, de funcionamiento de la interface, y cognitivos-emocionales resultantes de la interacción usuario-computadora.

El diálogo entre el usuario y el sistema informático debe ser sencillo y proveerle los recursos necesarios para la navegación y obtención de la información buscada. La interface es el elemento clave de comunicación o aspecto fundamental de diseño y presentación de los contenidos.

En común en la actualidad programas computacionales diseñados con interfaces orientadas al usuario, lo más cercanas posible al lenguaje humano, incluyendo el modo de presentar la información en la pantalla y las funcionalidades brindadas al usuario para interactuar con el programa.

Las características principales de una interface orientada al usuario, según Gallego y Alonso (1997), deben ser:

- Facilidad de manejo: la mejor interface de usuario es aquella que requiere el menor esfuerzo de aprendizaje.
- Originalidad: para promover la motivación y exploración.
- Homogeneidad: requiere de una interfaz con funciones claras para moverse en el programa, incluyendo un mapa general.
- Versatilidad: que pueda incorporar nuevas funciones específicas.
- Adaptabilidad: deberá ofrecer modalidades de navegación de acuerdo al contenido, los destinatarios y el nivel de profundidad.
- Multimodalidad: con integración de modalidades de comunicación necesaria para cada concepto.
- Multidimensionalidad: para los diseños hipermediales.
- Agilidad: para que la interacción sea dinámica.
- Transparencia: cuanto más natural sea, será más fácil para el usuario acceder a los contenidos.
- Interactividad: darle al usuario un papel protagónico.
- Conectividad: para utilizar redes.

En el diseño de software es de trascendental importancia establecer el ciclo de vida. Cuando el software a desarrollar ha sido solicitado, es interesante tener una idea de cómo será el programa lo antes posible, y a fin de disminuir las expectativas del cliente o usuario, se le debería ir entregando prototipos con funcionalidades, para que el usuario los pruebe y apruebe durante un período de tiempo a convenir y haga las sugerencias y los cambios en etapas tempranas del ciclo de vida. Es importante cuando se desea que el usuario sepa cuanto antes si el producto tal como se lo interpretó está de acuerdo a sus necesidades y consideraciones. En varias ocasiones, el usuario no expresa a detalle lo que quiere, es por eso que es necesario una revisión de los requerimientos constante y un pulimiento de dichos requerimientos a fin de acercarse al producto final. Se definen las etapas siguientes en el ciclo de vida :

1. Factibilidad.

2. Definición de requisitos del sistema.
3. Especificación de los requisitos del prototipo.
4. Diseño del prototipo.
5. Diseño detallado el prototipo.
6. Desarrollo del prototipo (codificación).
7. Implementación y prueba del prototipo.
8. Refinamiento iterativo de las especificaciones del prototipo (aumentando el objetivo y/o el alcance).
9. Diseño del sistema final.
10. Implementación del sistema final.
11. Operación y mantenimiento.
12. Retiro (si es necesario).

4.3 SOFTWARE PARA LA ASISTENCIA EN LA DISCAPACIDAD

En la actualidad existen un gran número de aplicaciones enfocadas a ser utilizadas por personas con discapacidad. Al rededor del mundo se ha desarrollado software con la finalidad de brindar herramientas a personas con algun tipo de discapacidad. Dado el hecho de que la discapacidad se manifiesta de una forma particular para cada persona siendo casi imposible cuantificar las diversas formas en que se presenta, de igual manera es imposible contabilizar cuantas aplicaciones se han desarrollado como herramientas que permitan a personas con discapacidad tener un mejor nivel de vida.

El sitio web <http://software.computadora-discapacidad.org/> hace una buena compilación de herramientas libres para la asistencia a personas con discapacidad. Se establecen varias categorías:

- Herramientas de accesibilidad y programas accesibles.
- Software de trabajo con alumnos que presentan discapacidad.
- Tutoriales de auto aprendizaje.
- Herramientas de autor: Programa para desarrollar aplicaciones multimedia.

Es de mucha importancia destacar el enfoque de software libre en todas estas aplicaciones ya que permite una mayor penetración en sectores vulnerables.

Parte V

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARWARE DEL SISTEMA

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE DEL SISTEMA

El presente capítulo presenta el proceso de desarrollo del dispositivo, partiendo del análisis de los requisitos y de la factibilidad que existe para su elaboración. En la tercera parte, se expone el diseño del dispositivo y en la parte final la implementación del mismo.

5.1 ANÁLISIS DE REQUERIMIENTOS

Esta sección describe los requerimientos de hardware del sistema de control del cursor de un computador mediante señales EOG, cuyo objetivo principal es desarrollar una herramienta de interacción para personas con discapacidad. Los requerimientos de hardware es la base del desarrollo del proyecto. Describe los siguientes tópicos: componentes principales del sistema, forma y tamaño.

La especificación de los requerimientos de hardware (RH) provee una imagen clara del producto final a desarrollar o a donde se aspira ha llegar.

Este análisis es de suma importancia ya que brindara una idea clara del funcionamiento, establecerá los parámetros que deberá cumplir para con el usuario.

El sistema de control del cursor de un computador permite el manejo mediante señales electrooculográficas (señales eléctricas generadas en el globo ocular) de las funciones básicas de un computador, como es el movimiento del cursor con los ojos. Este sistema en combinación con un software que se adapte a cada usuario podría ser de gran ayuda a una persona con discapacidad motriz.

Los requerimientos que se describen en esta sección son establecidos en función de las necesidades del usuario. Este sistema pretende ser utilizado en el ámbito académico para la educación de niños con discapacidad motriz, por lo que gran parte de los requerimientos han sido establecidos por los profesionales encargados de la educación. También han dado su aporte personas adultas que requieran de medios de interacción para la comunicación.

En primera instancia este sistema permitirá la adquisición de señales EOG que permitirán la inferencia del sentido de la orientación de los ojos del usuario, brindando de esta manera la posibilidad de varios estudios concernientes con la orientación ocular. Este sistema también será de gran ayuda en el ámbito de la educación de niños con discapacidad motriz, ya que brindara una herramienta para los docentes encargados de su educación.

También podría ser una ayuda en la comunicación para personas con discapacidad severa, ya que permite la utilización de herramientas computacionales de interacción con el entorno, como por ejemplo: el teclado virtual del SO Windows, etc.

En la figura 23 se presenta un diagrama de hardware del sistema para conocimiento del usuario de manera superficial en grandes bloques y sin presentar mayor detalle técnico.

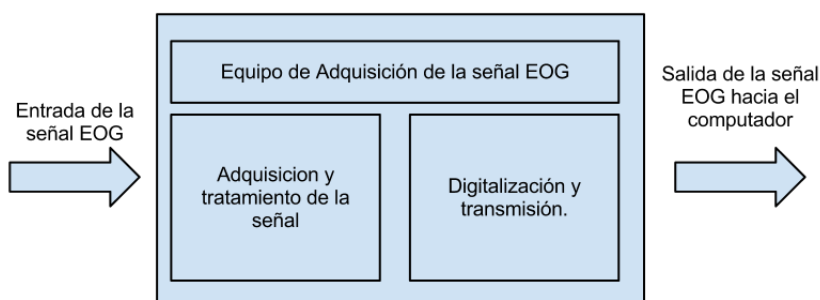


Figura 23: Diagrama del hardware del sistema.

5.1.1 Resumen de requerimientos de Hardware

A continuación se enumera con detalle los requerimientos de hardware (RH) del sistema, para lograr como objetivo el diseño del prototipo.

- RH1. Implementar un circuito de tratamiento de señales EOG.
- RH2. Requerimientos de Placa Impresa.
- RH3. Controles e indicadores.
- RH4. Adaptación con la Tarjeta de Adquisición de Datos e interfaz con el computador.

RH1. Implementar un circuito de tratamiento de señales EOG.

- *RH1.1 Implementación de una etapa de pre amplificación.*

Debido a la naturaleza de la señal EOG, es necesario la implementación de una etapa de pre amplificación. La señal EOG se encuentra en un rango de frecuencia entre 0.1 y 30Hz, con una amplitud de 250u y 1000u voltios, por lo tanto es necesario tratar la señal antes de convertirla en una señal digital. A continuación se describirá brevemente cada etapa de adquisición de la señal EOG. Para la adquisición de las señales se recomienda la utilización de electrodos médicos, con cabeza en forma de copa de oro, utilizados usualmente en EEG, debido a que son re-utilizables. También es utilizado un gel electrolítico entre la piel y el electrodo a fin de minimizar las interferencias causadas por movimientos o rozamientos de los electrodos contra la piel de alto componente de potencial continuo. La amplitud de la señal electrooculográfica, entre 250u y 1000u voltios, es muy baja como para filtrarla directamente por tanto, es necesario pre amplificarla. Se utiliza amplificadores de instrumentación diferencial que presentan, entre otras, la característica de rechazo en modo común (CMRR) que permite descartar señales que no son requeridas, como ECG o EEG. Mientras mayor sea el índice CMRR mejor será el rechazo que el amplificador presente.

- *RH1.2 Implementación de una etapa de filtrado.*

En la etapa de filtrado se requiere descartar las frecuencias fuera del rango de las señales electrooculográficas que están entre 0.1Hz y 30Hz, para lo cual se implementa un sistema de filtrado analógico. Con este fin dos filtros deberán ser construidos. Un filtro pasa altas, con frecuencia de corte de 0.1Hz, y otro filtro pasa bajas de 30Hz.

- *RH1.3 Implementación de una etapa de amplificación.*

Luego de que la señal se encuentra filtrada y tiene valores de voltaje con los cuales se pueda trabajar sin temor a atenuarla, se procede a amplificarla a valores más elevados con la finalidad de que sea más simple su tratamiento digital posterior. Se amplifica 10 veces la señal previa a ser convertida en digital. Este proceso es realizado para ambos sentidos de detección de las señales EOG, tanto vertical como horizontal y la calibración de la ganancia y offset mediante software y potenciómetros respectivamente. La etapa de pre amplificación, filtrado y amplificación utiliza baterías de 9 voltios convencionales.

RH2. Requerimientos de Placa Impresa.

- *RH2.1 Placa impresa de dos capas.*

La placa impresa deberá constar de dos placas con la finalidad de disminuir su tamaño, disminuir efectos eléctricos negativos y darle mejor apariencia.

- *RH2.2 Dimensiones y forma de la placa.*

La placa impresa con el prototipo de circuito para el control del cursor mediante señales EOG, deberá por comodidad ser de menor o igual tamaño que la tarjeta de adquisición de datos, para de esta forma acoplarlas mecánicamente y lograr así un sistema estéticamente homogéneo.

RH3. Controles e indicadores.

- *RH3.1 Controladores manuales del sistema.*

El sistema deberá contar con controladores manuales para las siguientes funciones. - Encendido y apagado. - Selector de ganancia positiva o negativa - Controles de ganancia para compensación de offset.

- *RH3.2 Indicadores del sistema.*

Con la finalidad de darle al usuario herramientas de monitoreo visual del equipo se identifica la necesidad de los siguientes indicadores. - Estado del Equipo (encendido o apagado)

RH4. Adaptación con la tarjeta de adquisición de datos e interfaz con el computador.

- *RH4.1 Interfaz con la tarjeta de adquisición de datos.*

Se colocara un bus de datos para la conexión de la tarjeta elaborada con la tarjeta de adquisición de datos.

- *RH4.2 Adaptación con el computador.*

Mediante software se definirá el rango de valores de voltaje que la tarjeta de adquisición de datos recibirá en función de los valores que el circuito amplificador transmita.

5.2 ANÁLISIS DE FACTIBILIDAD

Es necesario hacer este estudio de factibilidad para determinar el soporte tecnológico y la capacidad técnica que implica la adopción de este sistema por parte del usuario, así como también los beneficios, los costos y el grado de aceptación de la herramienta que se presenta. Este análisis permite determinar que tan posible es diseñar este sistema, como también su puesta en marcha.

Los aspectos que se toman en cuenta se clasifican en tres áreas. A continuación se describen cada una de ellas.

Factibilidad Técnica

Se evaluó la tecnología existente en el mercado tanto nacional como internacional con el fin de recolectar información sobre los componentes que esta a disposición y hacer uso de estos en el desarrollo de la implementación de sistema que se propone.

De acuerdo a la tecnología disponible y necesaria tanto en el mercado nacional e internacional para la implementación del sistema se proponen dos enfoques: hardware y software, este segundo se establece en esta sección dada la necesidad de establecer las conexiones que permitan un completo entendimiento de la forma de funcionar del sistema.

En cuanto a hardware del sistema, se definen los necesarios para obtener la tarjeta de adquisición de las señales EOG y de igual manera las características mínimas del computador.

Requisitos para el tratamiento de la señal EOG se requieren los siguientes componentes:

- Circuito integrado amplificador diferencial de instrumentación.
- Circuitos amplificadores operacionales.
- Circuitos de filtros activos.
- Elementos pasivos (condensadores, potenciómetros y resistencias).
- Baterías.
- Selectores.
- Cables para EEG.

A continuación se describe brevemente los dos circuitos integrados mas importantes a utilizar.

Circuito integrado amplificador diferencial de instrumentación.- Para la amplificación diferencial es posible adquirir el circuito integrado INA2126 que presentan, entre otras, la característica de rechazo en modo común (CMMR) que permite descartar señales que no son requeridas, como ECG o EEG. Mientras mayor sea el índice CMMR mejor será el rechazo que el amplificador presente. El INA2126 presenta un CMMR de 94dB en condiciones típicas, que permite una calidad suficiente en la señal adquirida.

Circuitos de filtros activos.- El circuito integrado UAF42 (Texas Instruments) será utilizado debido a la facilidad de calculo que presenta gracias a la herramienta Filter42. Este programa computacional basado en DOS fácilmente permite la implementación de gran variedad de filtros con diferentes configuraciones.

El resto de elementos son fáciles de conseguir y no requieren mayor detalle.

Para la adquisición de la señal en el computador se utilizara la tarjeta de adquisición de datos NI USB-6009 (National Instruments) que tiene una velocidad de recopilación de datos de 48K muestras por segundo, suficiente para el ancho de banda de 30Hz en donde la señal electrooculográfica esta presente. Esta tarjeta de adquisición de datos es suministrada de energía mediante el puerto USB del computador.

Elemento	Mínimo	Recomendado
Procesador	Pentium III/Celeron 866 MHz o equivalente	Pentium 4/M o equivalente
RAM	256 MB	1 GB
Resolución de Pantalla	1024 x 768 píxeles	1024 x 768 píxeles
Sistema Operativo	Windows: XP/Vista/7	Windows: XP/Vista/7
Espacio en Disco	353 MB	3.67 GB

Cuadro 4: Requerimientos de la computadora

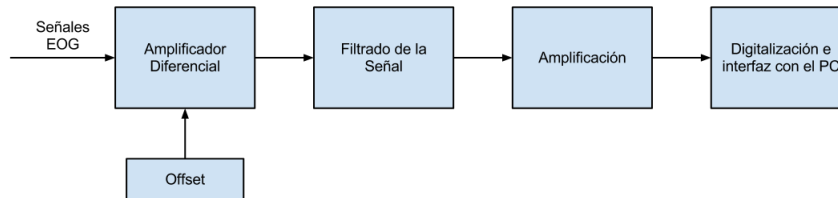


Figura 24: Diagrama de bloques del sistema

De esta manera y considerando el software a utilizar se definen los requerimientos de la computadora requeridos en el cuadro 4.

5.3 DISEÑO DE HARDWARE

Para elaborar el diseño del circuito de amplificación para la adquisición de las señales EOG se tomara en cuenta dos condicionamientos. Por un lado las condiciones técnicas, que se han aclarado anteriormente en este capítulo. Estas incluyen tanto las necesidades de adquisición como acondicionamiento de la señal. Por otro lado se impone unas condiciones técnicas sobre el diseño por motivos de seguridad y fiabilidad.

Para la adquisición de la señal del EOG es necesario construir un amplificador que la acondicione, amplificándola, eliminando las señales de interferencia externas.

En la figura 24 se describe mediante un diagrama de bloques las distintas etapas del sistema.

Amplificación diferencial

En etapa de preamplificación se elaborara el siguiente circuito

- Circuito interface paciente - electrodo. Compuesta por los electrodos y las partes internas del circuito conectadas directamente a la amplificación diferencial con compensación de offset.

Se debe hacer una adquisición de la señal EOG mediante un amplificador que ofrezca un rechazo a tensiones en modo común (V_{mc}). El circuito que forma la interface paciente-electrodo está formado por la entrada de la señal a través de los electrodos y por el circuito de compensación de offset. Los electrodos forman una entrada doble a través de las resistencias R_1 y R_2 . Estas resistencias tienen un valor resistivo bajo de 1K y una tolerancia de 5 % para reducir al mínimo las diferencias entre ambas entradas. Se usan resistencias con una tolerancia del 5 % para mantener al mínimo desequilibrios y no provocar un aumento de corrientes de desplazamiento que desemboquen en interferencias por acoplamiento capacitivo con lo electrodos que aumentarían la tensión en modo común del equipo.

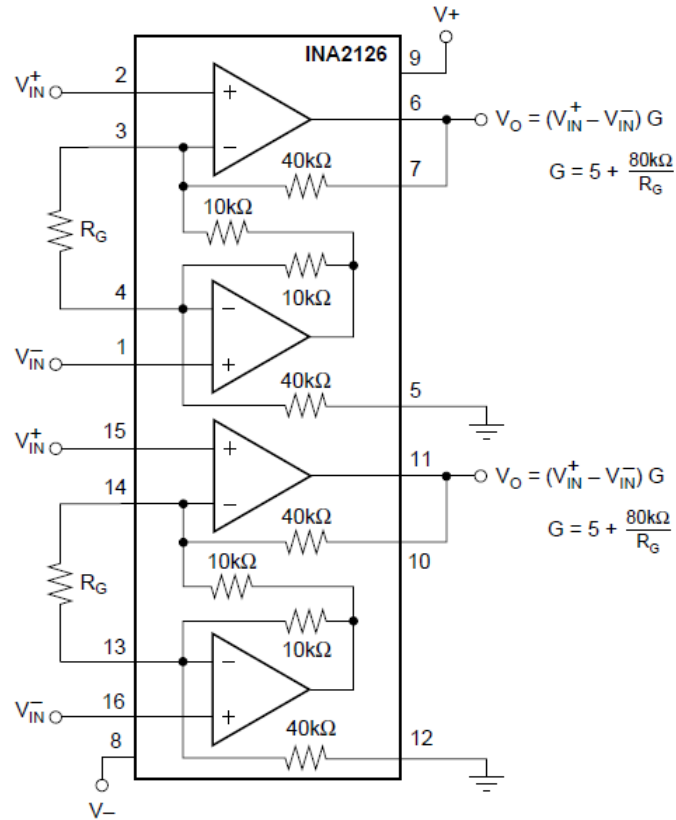


Figura 25: Esquema INA2126, Texas Instruments

Las principales características que se debe tener en cuenta a la hora de escoger un INA son:

- La impedancia de entrada en modo común (Z_{mc}).
- La impedancia de entrada en modo diferencial (Z_d).
- La relación de rechazo en modo común (CMRR).
- La relación de rechazo frente variaciones de alimentación (PSRR).

El integrado encontrado con un mejor equilibrio entre estos 4 parámetros para esta aplicación es el INA2126.

La orquilla de valores para el CMRR depende de la ganancia (de 10 hasta 1000) y son válidos para una V_{mc} de entrada de hasta $\pm 11,25V$ con una variación entre las impedancias de entrada de hasta $1K\Omega$. Se debe tener en cuenta que el índice CMRR y el PSRR varían con la frecuencia, por lo que se deberá tener en cuenta las gráficas del rendimiento de acuerdo al fabricante.

Dentro del rango de frecuencias donde se mueve la señal del EOG, entorno los 40Hz, el CMRR será máximo para la ganancia dada al INA. Para esta aplicación con una ganancia de máximo 15 veces, tendremos un CMRR como mínimo de 85. Presenta un CMRR de 94dB en condiciones típicas, que permite una calidad suficiente para esta aplicación en la señal adquirida. En la figura 25, el esquema del INA, mientras que en la figura 26 se observa la relación CMRR en comparación con la frecuencia.

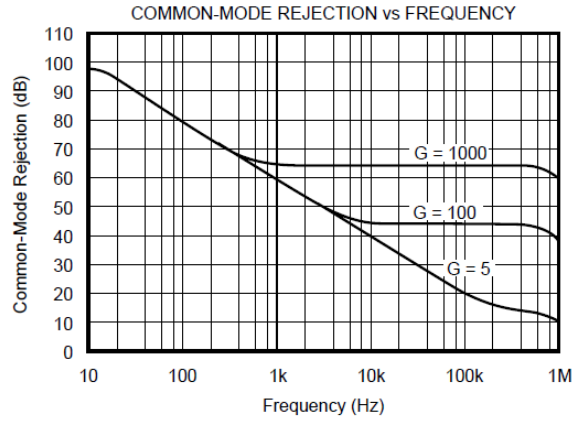


Figura 26: COMMON-MODE REJECTION vs FREQUENCY

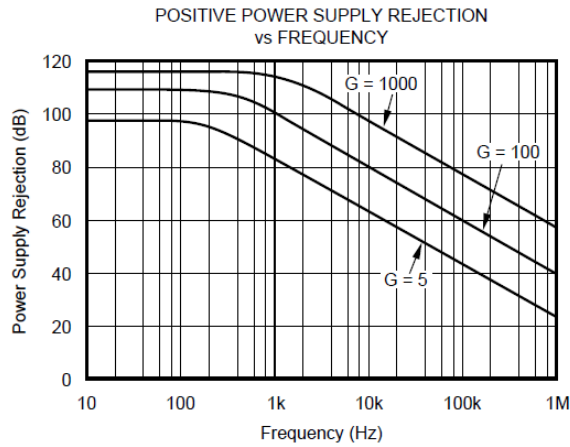


Figura 27: POSITIVE POWER SUPPLY REJECTION vs FREQUENCY

La ganancia G esta dada por la ecuación:

$$G = 5 + \frac{80k\Omega}{R_G} \quad (5.1)$$

Dado que se requiere una ganancia modesta no mayor a 15 veces la señal de entrada para no amplificar señal mas ruido, se establece una $R_G = 10k\Omega$, que da una ganancia de 13 veces.

Hasta los 100Hz para una $G = 10$ ambos canales de alimentación mantienen una PSRR por encima de 100 de tal manera que se espera un comportamiento bastante estable del INA2126 frente a interferencias por el rizado en la línea de alimentación. En la figura 27 se observa la relación PSRR vs la frecuencia.

Compensación de Offset. Es necesario un circuito de compensación de offset conectado al pin de ajuste (5 y 12, Ref.) del INA para intentar reducir al máximo posible el offset de salida. Mediante esta compensación de offset se puede compensar también posibles desviaciones de la señal debido a interferencias de caracter DC o variaciones significativas entre las impedancias de los electrodos de entrada. Para realizar la compensación en offset se usa un divisor de tensión variable compuesto

por R3 y R4 conectado a una línea de alimentación de $\pm 5V$. Es posible seleccionar una tensión de corrección negativa o positiva mediante un interruptor según sea de interés compensar un offset negativo o positivo. Para un offset positivo se selecciona una compensación negativa y para uno negativo la positiva siempre buscando equilibrar la señal a la base isoelectrica.

Usando un potenciómetro para R4 se varia la tensión de ajuste de salida ingresado al INA a través del seguidor de tensión A3. Si a R3 se asigna un valor de 12K y al potenciómetro R4 un valor de 2k se obtiene un rango de tensiones de ajuste de entre pocos μV hasta unos 700mV.

En cuanto al acoplamiento del circuito de preamplificación la solución más utilizada en aparatos médicos modernos es poner una etapa de conversión analógico-digital (A/D) en conexión directa con las partes aplicadas al paciente entre los electrodos y el resto del aparato mediante un microprocesador y optoacopladores. [Norris & Prutchi, 05].

Etapas de filtrado y tratamiento de la señal.

Una vez realizada la primera adquisición y amplificación de la señal, se deberá realizar el filtrado de la misma para eliminar todo el ruido posible presente en la señal.

La etapa de filtrado consta de un filtro pasa bajos (PB) y un filtro pasa altos (PA) que elimina la componente DC.

Junto a la determinación del ancho de banda para filtrar la señal del EOG lo más importante a la hora de escoger el diseño de un filtro es el tipo de filtro usado y el tipo de respuesta del mismo. Tal como se vio en secciones anteriores existen varios tipos de filtros y respuestas de estos.

- Tipos de filtro: pasivos o activos.
- Respuesta del filtro: las más comunes son Bessel, Butterworth, Chebyshev.

Los filtros pasivos en la adquisición de biopotenciales se construyen a partir de configuraciones RC ya que la configuración LC es impracticable ya que los inductores necesarios deberían ser relativamente grandes y pesados debido a las bajas frecuencias con las que se trabaja. Los filtros pasivos RC tienen como ventaja que son simples, no utilizan elementos de ganancia ni alimentación externa, la contribución de ruido a la señal queda solo limitada al ruido térmico de sus componentes resistivos. A pesar de esto, pueden resultar poco prácticos cuando se combinan etapas de filtrado sucesivas ya que aumentan mucho la superficie del circuito necesario y aumentan su complejidad, en especial si se requiere de filtros de un orden elevado. A pesar de esto existen aun dispositivos electrónicos que utilizan esta tecnología, mayormente en el campo de las mediciones en el ámbito medico.

En contra posición, los filtros activos, utilizan los amp-op junto con condensadores y resistencias para simular las características de filtrado de un elemento inductivo, de esta manera se pueden enlazar etapas de filtrado. Esto gracias a que estas tienen muy poca interacción las unas con las otras, se reduce espacio y son más baratos. Además, se puede encontrar integrados que tienen implementados filtros activos de elevado orden a bajo coste y que ocupan un espacio mínimo, (ej: UAFxx de Texas instruments). Por estas razones, en el diseño de la etapa de filtrado se usan filtros activos encapsulados.

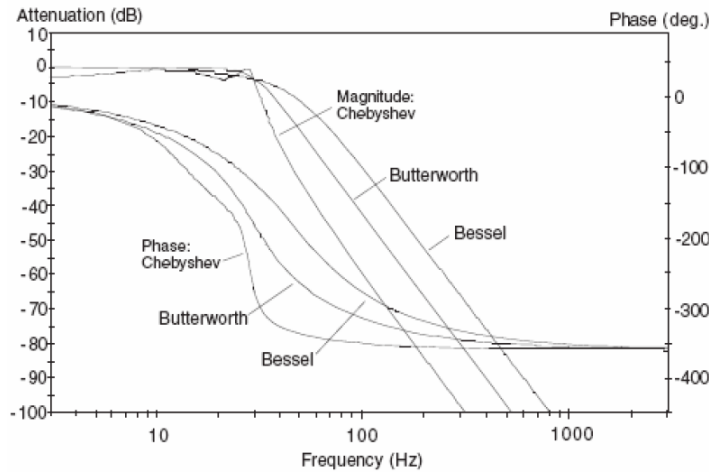


Figura 28: Respuesta de las distintas implementaciones de un filtro de cuarto orden. [Norris & Prutchi, 05]

Lo que se requiere conseguir en esta aplicación son sobrepicos en la pendiente inicial en respuesta a una sacada, se deberá buscar un filtro que tenga una respuesta lo más plana posible en amplitud, esto es sin distorsiones ocasionadas por el filtro en la banda de paso, para no dar falsos positivos.

Este requisito en el filtrado de la señal del EOG descarta de entrada un filtro activo en configuración Chebyshev ya que estos filtros experimentan un sobrepico en la frecuencia de corte que puede presentar como respuesta un sobrepico inducido por el filtro en la pendiente por la respuesta a una sacada y esta podría ser interpretada como una sacada anómala. La configuración Butterworth, aunque su función de transferencia ofrece una respuesta más plana en la banda de paso con una transición casi lineal, no tiene un cambio de fase lineal como la configuración Bessel lo que repercute en un retraso de las distintas frecuencias que componen la señal apareciendo pequeñas oscilaciones en la parte alta de una señal cuadrada. En cambio la configuración Bessel, con su cambio de frecuencia lineal, retrasa todas las componentes frecuenciales por igual conservando perfectamente la forma cuadrada de la señal, solo atenuada en el cambio de escalón de la señal donde los componentes de alta frecuencia son atenuados apareciendo los bordes de la señal más redondeados al tener una transición más lenta en amplitud. En la figura 29, se observa una comparación entre las respuestas al escalón de los dos últimos filtros mencionados.

Aunque la respuesta Bessel redondea los sobrepicos que puedan dar sacadas anómalas que serán de alta frecuencia, la atenuación no será significativa ya que esta atenuación no será mayor a los -10dB teniendo las sacadas anómalas una componente frecuencial inferior a los 100Hz . Por lo tanto usaremos filtros en configuración Bessel que distorsionan mucho menos la forma de onda cuadrada y son menos propensos a dar sobrepicos falsos en la zona de transición sacádica.

Determinación del ancho de banda necesario.

Para determinar el ancho de banda necesario sin entrar en detalle en cuanto al análisis espectral se evaluará la duración de la frecuencia alta y baja dentro de la señal, método propuesto por propuesta por Koide [1996][Prutchi & Norris, 05].

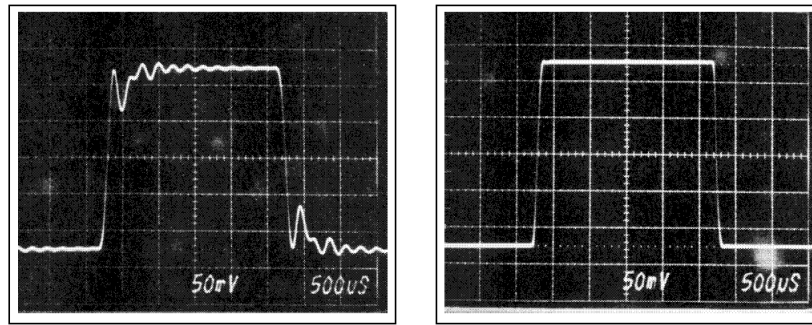


Figura 29: Respuesta al escalón de un filtro de 5to orden a 5kHz, PB. (Izq: Ripple Chebyshev. Der: Bessel).

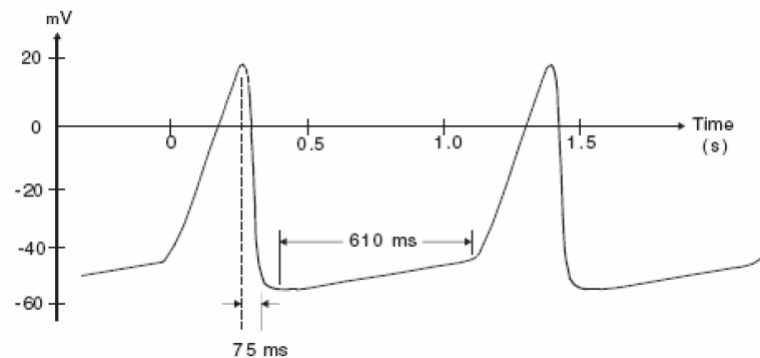


Figura 30: Obtención del ancho de banda propuesto por Koide [1996]

La duración de la componente con la frecuencia más alta (T_{hf}) es estimado a partir de una señal ideal a través del tiempo mínimo de subida o caída en la variación de la señal. La duración del componente con frecuencia más baja (T_{lf}) es obtenido de la inclinación de la señal sobre la línea de base isoelectrica o la componente con frecuencia más baja de interés presente en la señal.

En la figura 30 se observa una señal (s) que ilustra el método enunciado. El menor tiempo en alta frecuencia se da en la caída del pico, siendo $T_{hf} = 75\text{ms}$. La variación de la señal (s), antes de volver a presentar un pico dura 610ms, por lo tanto $T_{lf} = 610\text{ms}$. Al aplicar las fórmulas del cuadro 5, se obtiene que para una distorsión negligible de la señal, es necesario un ancho de banda de 0.0026 a 41.3Hz. Considerando un ancho de banda con distorsión aceptable de la señal (hasta un 5 %) éste sería de 0.013 a 18.7Hz.

Para determinar el ancho de banda necesario con distorsión negligible para la técnica EOG se debe tener en cuenta el tiempo de duración de una sácada media que es de 45ms para un desplazamiento angular de 10 grados, y la duración de la inclinación de la señal sobre la línea isoelectrica que será máxima cuando el ojo este fijado en un punto.

Con el ojo en reposo y sin iluminar la retina directamente, el potencial decrece de forma continua sobre la línea de base isoelectrica durante 8 a 10min hasta estabilizarse. Si se ilumina la retina el potencial cae más abruptamente durante 60 a 75 segundos, seguido de una recuperación, durante 7 a 14 minutos hasta volver a estabilizarse. [ISCEV, 06]

Para la obtención de T_{lf} debemos tomar la componente de más baja frecuencia que correspondería a la recuperación de la señal después

Frecuencia de corte (-3dB)	Distorsión negligible (1 %)	Distorsión aceptable (5 %)
PA (Hz)	$\leq \frac{0,0016}{t_{LS}(s)}$	$\leq \frac{0,008}{t_{LS}(s)}$
PB (Hz)	$\leq \frac{3,1}{t_{HF}(s)}$	$\leq \frac{31,4}{t_{HF}(s)}$

Cuadro 5: Frecuencias de corte necesarias para la adquisición de una señal fisiológica aceptable por el método de Koide.

de la iluminación de la retina, siendo esta de 10.5min de media o 630s. Aplicando las fórmulas de Koide a las componentes en alta y baja presentes en la señal obtendríamos que, para una distorsión del 1 % de la señal, lo ideal es un ancho de banda de entre 68.89Hz. A efectos prácticos la componente de baja frecuencia tiene un valor virtualmente infinito y por lo tanto la frecuencia de corte para el pasa-altos es 0.61054

Etapas de filtrado.

En la etapa de filtrado se requiere descartar las frecuencias fuera del rango de las señales electrooculográficas que están entre 0.1Hz y 30Hz, para lo cual se implementa un sistema de filtrado analógico. Dos filtros son construidos. En esta aplicación, debido a que no se requiere hacer una adquisición de la señal EOG para aplicaciones que requieran fidelidad se disminuye este ancho de banda, como se describe a continuación, de esta manera se simplifica los circuitos a construir. Un filtro pasa altas, con frecuencia de corte de 5mHz, y otro filtro pasa bajas de 20Hz. El circuito integrado UAF42 (Texas Instruments) es utilizado debido a la facilidad de cálculo que presenta la herramienta de diseño de filtros "Filter42".

El UAF42 es un filtro activo universal que se puede configurar para una amplia gama de filtros: paso bajo, paso alto, y la banda de paso. Utiliza una arquitectura analógica con un amplificador inversor y dos integradores. Los integradores incluyen en el chip condensadores de 1000pF a 0,5 %. Esta arquitectura resuelve uno de los problemas más difíciles del diseño y obtención de filtro activo de tolerancia estrecha, los condensadores.

Un programa de diseño de filtros compatible con DOS permite una fácil implementación de muchos tipos de filtros, como Butterworth, Bessel y Chebyshev. Un cuarto amplificador operacional, no conectado, de entrada (idéntico a los otros tres) se pueden utilizar para formar etapas adicionales, o para filtros especiales, tales como elimina banda y Chebyshev inverso.

La topología clásica de los UAF42 forma un filtro de tiempo continuo, libre de las anomalías y de ruido.

Este programa computacional basado en DOS "Filter42" fácilmente permite la implementación de gran variedad de filtros con diferentes configuraciones. La desventaja de este programa es la interfaz que no es tan amigable con el usuario, pero esto no representa problema mayor a la hora de diseñar los filtros. En la figura 31 se presenta las gráficas de los resultados de los cálculos mediante filter42. El circuito integrado UAF42 brinda la posibilidad de ser configurado mediante subcircuitos de varias maneras. En la figura 31 se observa que la configuración de los subcircuitos debe ser PP3.

El UAF42 por si solo puede ser configurado como un filtro de dos polos, pero puede ser conectado en cascada con mas integrados dando la posibilidad de construir filtros de mayor orden. Para esta aplicación

UAF42 Filter Component Values								
Response: Lowpass		Input Config: Inverting		f-3db : 20.00Hz				
Type : Bessel				Order n : 4				
				Resistors : nearest 1%				
	Subckt	f _o	Q	f _z	RF1,2	RQ	RG	R2A
	C ext	Rp	Cp	Rz1	Rz2	Rz3	Ckt-gain	
Sub Ckt 1	PP3	28.77Hz	521.9m	----	1.740MΩ	51.10kΩ	50.00kΩ	5.490kΩ
	----	----	----	----	----	----	1.000	
Sub Ckt 2	PP3	31.89Hz	805.5m	----	4.990MΩ	35.70kΩ	50.00kΩ	----
	----	----	----	----	----	----	1.000	
Gain, Max Vin: 1.00U/V , 10.0U								
<Space> to exit								

UAF42 Filter Component Values								
Response: Highpass		Input Config: Inverting		f-3db : 50.00mHz				
Type : Bessel				Order n : 4				
				Resistors : nearest 1%				
	Subckt	f _o	Q	f _z	RF1,2	RQ	RG	R2A
	C ext	Rp	Cp	Rz1	Rz2	Rz3	Ckt-gain	
Sub Ckt 1	PP3	35.10mHz	521.9m	----	4.530MΩ	88.70kΩ	50.00kΩ	----
	1.00u	----	----	----	----	----	1.000	
Sub Ckt 2	PP3	31.14mHz	805.5m	----	511.0kΩ	35.70kΩ	50.00kΩ	----
	10.0u	----	----	----	----	----	1.000	
Gain, Max Vin: 1.00U/V , 10.0U								
<Space> to exit								

Figura 31: Resultado de los cálculos de filter42. Superior: Filtro PB. Inferior: Filtro PA

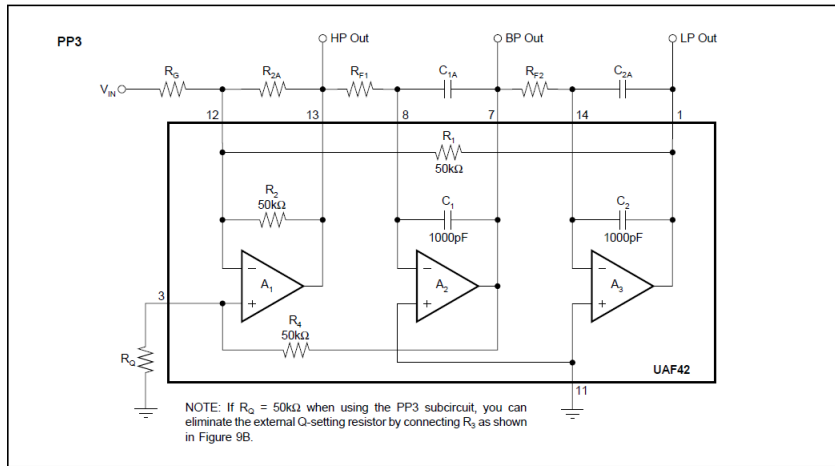


Figura 32: Configuración de subcircuito PP3

se ha construido filtros de 4 polos, es decir dos UAF42. En la figura 32, la configuración del subcircuito PP3.

Los filtros tanto PB y PA, se construyeron con los datos obtenidos de los cálculos realizados mediante la herramienta de diseño filter42.

Etapas de amplificación.

La etapa de amplificación final está compuesta por un amplificador operacional no inversor. La ganancia del amplificador es calculada mediante la formula enunciada en secciones anteriores. En esta etapa se ha utilizado el op-amp de alta presicion y bajo ruido OPA227 de Burr - Brown. Se ha introducido una ganancia de 10.

Parte VI

DISEÑO Y PROGRAMACIÓN DEL SOFTWARE DEL SISTEMA

DISEÑO Y PROGRAMACIÓN DEL SOFTWARE DEL SISTEMA

En este capítulo se describe la etapa de programación de la aplicación que será utilizada para el control del cursor del computador. En la primera etapa se trata el diseño de la aplicación. Posteriormente se describe la aplicación propiamente dicha, sus partes y funcionalidad. Es importante recordar que la programación se realizará en Labview que presenta la principal ventaja de una interfaz gráfica para la elaboración del software.

6.1 DISEÑO DEL SOFTWARE

La aplicación a programar deberá tener entre sus funcionalidades:

- Robustez en la interpretación de las señales adquiridas.
- Adaptabilidad al usuario.
- Facilidad de uso.

Robustez en la interpretación de las señales

La aplicación deberá interpretar correctamente las señales recibidas provenientes de la etapa de hardware. Para esto es necesario tener certeza de que las señales recibidas son sin lugar a dudas ordenes EOG. Con esta finalidad de realizara nuevamente filtrado digital de los datos obtenidos. Además dada la naturaleza relativamente lineal de las señales EOG en función de la dirección de la mirada, se realizará una adquisición RMS (Root Mean Square). Asegurando así la obtención de los potenciales con validez práctica para esta aplicación.

Adaptabilidad al usuario

Como se ha descrito en las secciones anteriores, la señal EOG de cada persona se encuentra sujeta a varios factores que no permiten realizar una aproximación general para todo individuo. La señal EOG es como “la huella digital de cada persona”. Es por lo que sera necesario desarrollar un algoritmo que permita acoplar al programa computacional a cada persona, estableciendo señales de referencia y limites para la detección de las ordenes emitidas por el usuario.

Facilidad de uso

En las secciones anteriores de ha descrito los requerimientos del software enfocado en aplicaciones educativas y se ha tratado de igual manera para personas con discapacidad. Para esta aplicación estos dos enfoques convergen en un programa computacional que sea primordialmente de fácil uso y que brinde las herramientas necesarias para una comunicación fluida en lo posible.

Con esta finalidad la principal característica que se tiene en cuenta es la facilidad de uso, tanto del usuario como del asistente. Esto se logra con comandos simples y herramientas bien identificadas en la interfaz.

La incorporación de opciones para la comunicación se implementan tales como: botones con comandos de voz, utilización del teclado virtual de Windows.

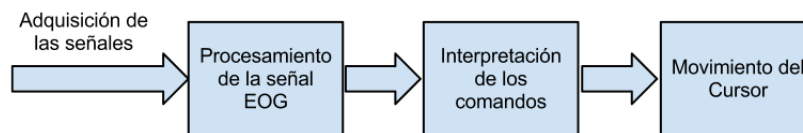


Figura 33: Diagrama de funcionamiento del software

6.2 PROGRAMACIÓN DE LA APLICACIÓN

En esta sección se describe primeramente las partes constitutivas de la aplicación para posteriormente poder detallar cada componente.

La aplicación se constituye de algunas etapas comenzando por la adquisición de la señal. Si bien esta se podría considerar dentro de la sección hardware, se la enuncia aquí debido a que en su aplicación no se hace mas que programar los parámetros para la adquisición adecuada de la señal EOG mediante software en el programa Labview. Posteriormente se describirá el procesamiento de la señal adquirida. Este procesamiento se lo realiza mediante el filtrado y la adquisición de las señales mas relevantes para esta aplicación.

Una vez adquiridas las señales de interés para el control del cursor, se interpretan estas ordenes. Para esto se establece unos algoritmos que permiten la diferenciación de cada nivel de voltaje y se convierte en una orden.

También se describe el método utilizado para convertir las ordenes distinguidas en los movimientos del cursor.

Como parte adicional y con la finalidad de darle mayor versatilidad al programa, se elaborará una interfaz para la utilización del sistema con botones que permiten dar comandos de voz y que permitan una comunicación básica mas rápida con ordenes directas.

Se describe lo descrito de mejor manera en la figura 33.

Adquisición de las señales.

Para la adquisición de la señales EOG de manera discreta se ha utilizado la tarjeta de adquisición de datos NI USB-6212 de National Instruments¹. La configuración de los parámetros se realiza directamente en el programa de Labview. En la figura 34 se observa una impresión de pantalla donde se localizan las opciones para configurar la tarjeta de adquisición de datos.

A continuación una breve descripción de cada uno de estos parámetros que son de interes para la aplicacion:

- **Channel Settings.** (Opciones de canal).- Permite la definición de las señales a introducir. Aquí se define mediante que canal físico se realizara la adquisición de la señal, asi como también la naturaleza de la misma, ya sea voltaje, corriente, datos analógicos, digitales, impulsos de conteo, etc.
- **Voltage Input Setup.** (Opciones del voltaje de ingreso).- Una vez seleccionado el voltaje como señal de ingreso en las opciones de canal, es necesario configurar las opciones de voltaje:
 - Signal Input Range: Es el rango del voltaje de ingreso al cual el sistema se configurará. Con un rango de $\pm 10V$, es

¹ DAQ MIO de la Serie M de 16 bits, 400 kS/s, <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/es/nid/207096>

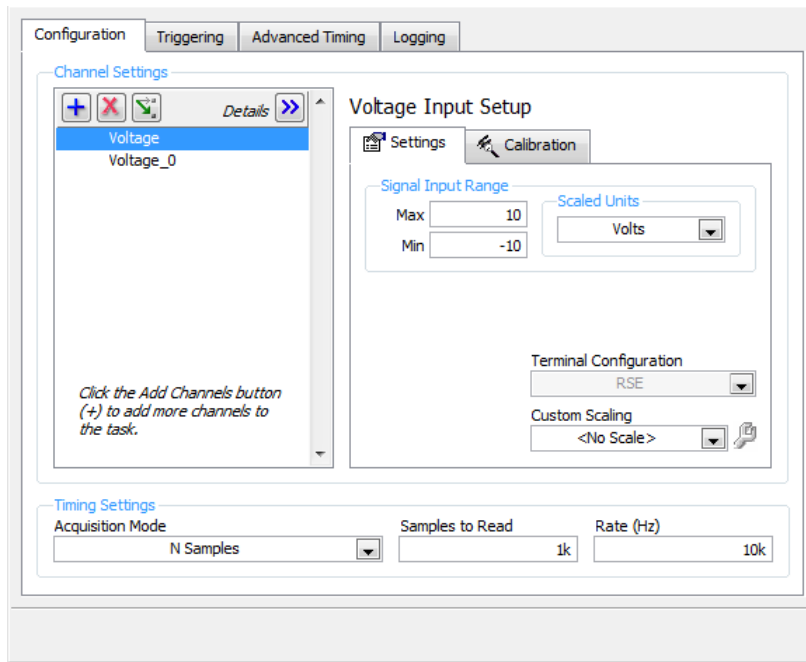


Figura 34: Parámetros de la tarjeta de adquisición de datos mediante “DAQ Assistant”

suficiente para esta aplicación, dado que las baterías de alimentación para los op-amp es de 9V por lo que no será necesario un mayor rango.

- Scaled Units: Es la escala de unidades a la cual se establecerá la entrada de la tarjeta. Dado que en las opciones de canal se estableció voltios, estos mismos se verán replicados en esta opción. En caso de que se hubiese seleccionado los datos de ingreso de otra naturaleza, se podría configurar esta escala de acuerdo a la necesidad.
- Terminal Configuration: Especifica el modo de toma de tierra usado para el canal virtual. Se definen varias modalidades:
 - * Diferencial- Dependiendo de hardware específico, las entradas positivas y negativas para el canal físico está bien referenciado o se conectan a tierra del sistema de medición a través de impedancias iguales. La configuración del terminal diferencial mide la diferencia entre las entradas positiva y negativa y proporciona un buen rechazo de la tensión en modo común y el ruido.
 - * RSE- Medición efectuada con respecto a tierra.
 - * NRSE- Medición efectuada con respecto a AISENSE.
 - * Seudodiferenciales- Las entradas positiva y negativa para el canal físico se referencia a tierra del sistema de medición a través de diferentes impedancias. La configuración del terminal pseudodiferenciales mide la diferencia entre las entradas positiva y negativa.

Para esta aplicación se selecciona la configuración con referencia a tierra.

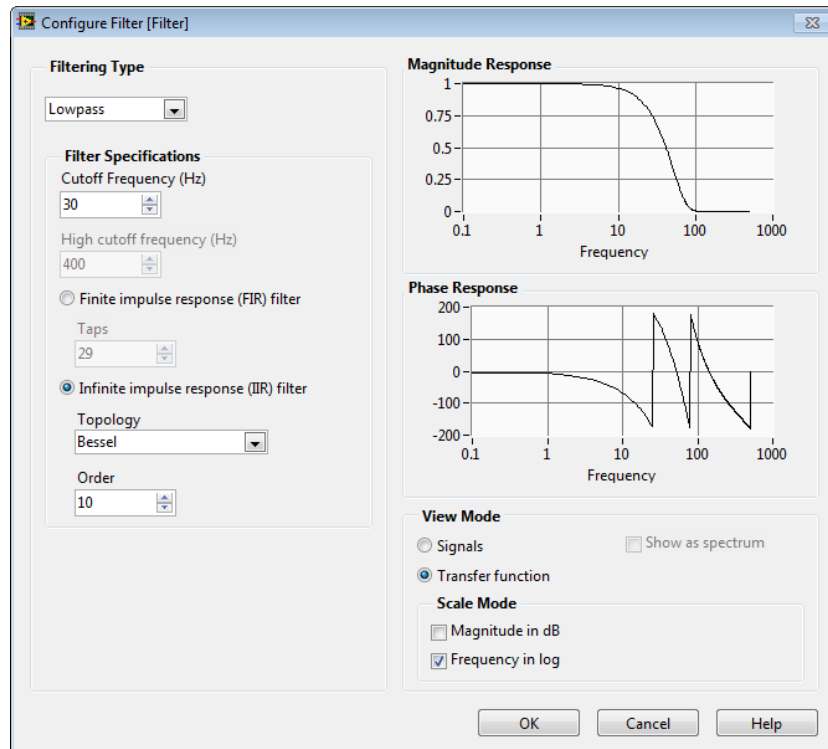


Figura 35: Interfaz de configuración de filtros en Labview.

- **Timing Settings.** (Opciones de tiempo).- Se define parámetros que dependen del tiempo, tales como frecuencia de muestreo, tipo de muestreo, etc. En la presente aplicación, los parámetros que se observan en la figura 34 se han definido. Esto permite obtener una señal de alta fidelidad, sin perder información proveniente de la etapa analógica.

Procesamiento de la señal EOG

Como se ha descrito en la etapa de diseño, mediante software se filtra nuevamente la señal con la finalidad de descartar ruido que podría haberse introducido en la etapa analógica. Labview permite realizar este procedimiento mediante la herramienta de filtros. En la figura 35 se presenta el interfaz de esta herramienta.

Se identifican principalmente las siguientes partes:

- **Filtering Type.** (Tipo de filtrado).- En esta sección se encuentra los detalles del filtrado, tanto el tipo de filtro como los detalles del filtro. Dentro de esta, se encuentra las especificaciones del filtro:
 - **Frecuencias de Corte:** Aquí se detalla las frecuencia de corte del filtro seleccionado. Si este es un PB o PA, se seleccionara solamente la frecuencia de corte. Si este fuere un filtro pasa banda o elimina banda, se seleccionara las frecuencias de corte tanto para inicio como para finalización del filtrado.
 - **Tipo de filtro digital:** Este puede ser tanto un filtro FIR (Finite Impulse Response) o IIR (Infinite Impulse Response). Para esta aplicación se utilizara el tipo IIR dada la posibilidad de que puede ser configurado como los tipos de filtros que ya se han tratado con anterioridad, estos son las topologías Bessel, Butterworth, etc.

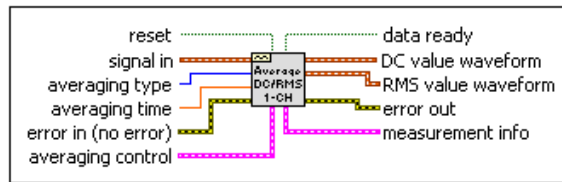


Figura 36: VI de promedios DC y RMS.

Límite	Símbolo	Movimiento
Máximo Horizontal	Hmax	⇒
Mínimo Horizontal	Hmin	⇐
Máximo Vertical	Vmax	↑
Mínimo Vertical	Vmin	↓

Cuadro 6: Valores límites para ejecución de ordenes.

- **Orden:** Permite seleccionar el orden del filtro. Dado que este proceso de filtrado se lo realiza mediante un computador, este parámetro puede ser alto, en nuestro caso 10, ya que esto no representa mayor demanda computacional.
- **Gráficas de respuesta del filtro.** Labview permite la visualización de las respuestas de estos filtros.

Se implementan 4 filtros en Labview, dos filtros PA y PB para cada canal.

Luego del filtrado digital de la señal EOG, se obtiene el valor RMS con la finalidad de obtener los datos más significativos. Esto se realiza mediante el instrumento virtual (VI) de Labview “*Averaged DC-RMS*”. Este VI calcula los valores RMS y de Corriente continua de una forma de onda de entrada o conjunto de formas de onda. Pertenece a la paleta *Waveform Measurements VIs*.

En la figura 36 se presenta el VI.

Interpretación de los comandos

Una vez adquirida la señal EOG y luego de haber sido procesada es necesario interpretarla. Para esto se elaborará una lógica de comparaciones.

Dada la naturaleza continua de las señales es posible identificar valores límites. Es decir una vez que el valor supere un nivel preestablecido se entenderá como orden de movimiento. Para esto se establecen previamente valores límites.

El asistente conjuntamente con el usuario realizan la configuración de estos valores límites. Si la orden EOG supera estos valores, se habilita una orden de movimiento. Si los valores OEG no superan ninguno de estos límites, no se ejecuta ninguna orden. En el cuadro 6 se sintetizan los valores límites conjuntamente con los movimientos resultantes. Es posible además la ejecución conjunta de las ordenes, es decir el movimiento ya sea horizontal y vertical a la vez resultando en un movimiento inclinado del cursor. En la figura 37 se presenta un fragmento de la lógica de comparación para el movimiento en el eje horizontal.

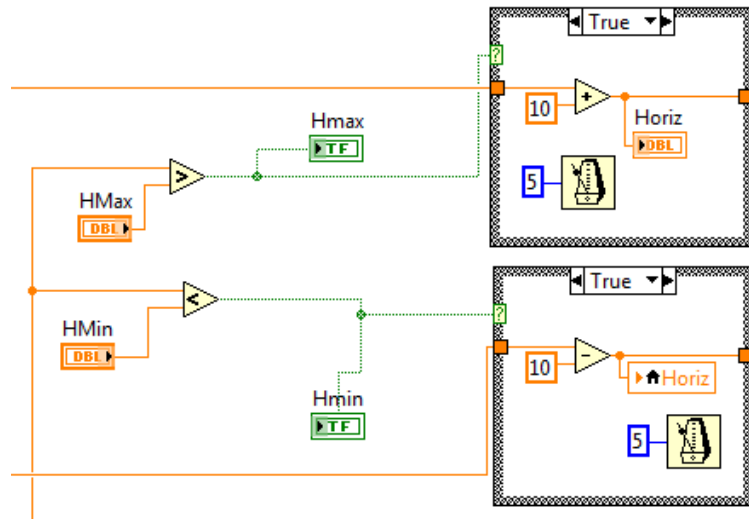


Figura 37: Fragmento de la lógica de comparación para el movimiento del cursor

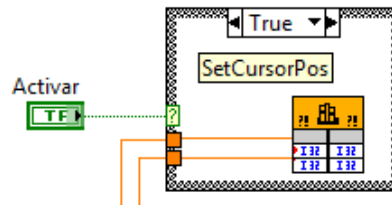


Figura 38: VI para movimiento del Cursor

Movimiento del cursor

Para el movimiento del cursor como consecuencia de los comandos ejecutados por el usuario se hace uso de un Vi propio de Labview.

En la figura 38 el Vi con la respectiva lógica para activar el movimiento.

Al Vi llegan las coordenadas de posicionamiento del cursor. Esto depende la resolución de la pantalla. Por ejemplo en una configuración con una resolución de 800 x 600 (que ya no se utiliza), si las coordenadas establecidas son 400 en el eje horizontal y 300 en el eje vertical, el cursor se posicionara en el centro de la pantalla. Para realizar el corrimiento del cursor en cualquier dirección requerida, se realiza una suma o resta en intervalos de tiempo de 10 en 10ms al valor actual de posición del cursor hasta que la orden de movimiento sea desactivada.

Parte VII

PRUEBAS DEL SISTEMA Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

PRUEBAS DEL SISTEMA Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En la presente sección se recopila la información obtenida luego de los distintos pasos de construcción de sistema, tanto en software como en hardware.

7.1 PRUEBAS DEL SISTEMA

Se realiza una comprobación del funcionamiento de los componentes así como los subcircuitos que la conforman, para validar las especificaciones de cada una de ellas. Estas pruebas de validación se han realizado sobre una placa Protoboard.

La metodología utilizada para la comprobación del funcionamiento de las distintas etapas del sistema es mediante el circuito mínimo que representa, aproximando este circuito a una caja negra donde lo más importante son las señales de entrada y salida, mas no su funcionamiento interno. Se prueba el funcionamiento de estas conjuntamente con su anterior hasta finalizar la comprobación del sistema.

Prueba de la etapa de preamplificación.

En el Protoboard se implemento el siguiente subcircuito.

- Amplificador diferencial con INA2126 - Circuito de realimentación activa.

Con la finalidad de comprobar la ganancia del INA2126, se procedió de la siguiente manera.

1. Se conecta el generador de funciones a la entrada del INA y la salida al osciloscopio.
2. Se aplica una señal de frecuencia variable y de amplitud constante.
3. Se comprueba que el voltaje de salida sea proporcional al de entrada con la ganancia correspondiente teórica configurada en el amplificador.

En la figura 39 se presenta un esquema de conexión de la presente etapa.

En el cuadro 7 se recopila los datos luego de exponer al circuito a varias frecuencias conservando el voltaje de ingreso V_{in} .

Se observa que la relación V_{out}/V_{in} se mantiene relativamente constante con un promedio de 12.76, valor aproximado al calculado (13).

Prueba de la etapa de filtrado

En el Protoboard se armaron los siguientes subcircuitos.

- Filtro Bessel PA con UAF42 en dos etapas de dos polos cada una. En total un filtro activo PA de 4 polos, con frecuencia de corte 50mHz.
- Filtro Bessel PB con UAF42 en dos etapas de dos polos cada una. En total un filtro activo PB de 4 polos, con frecuencia de corte 20Hz.

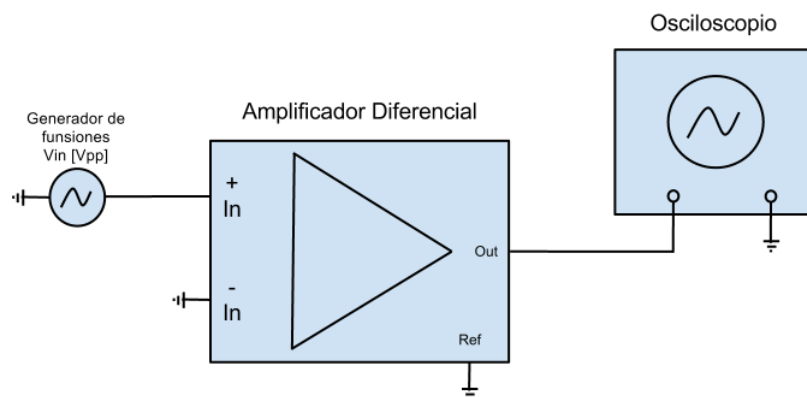


Figura 39: Esquema de conexión para la etapa de preamplificación.

FRECUENCIA [Hz]	$V_{in}[V_{pp}]$	$V_{out}[V_{pp}]$	$V_{out}/V_{in}[V_{pp}]$
5	0.0266	0.334	12.56
10	0.026	0.332	12.77
15	0.026	0.334	12.85
20	0.026	0.334	12.85
30	0.026	0.334	12.85
40	0.026	0.334	12.85
50	0.026	0.33	12.69
60	0.026	0.334	12.85
80	0.026	0.33	12.69
100	0.026	0.33	12.69

Cuadro 7: Datos de la respuesta de la etapa de preamplificación.

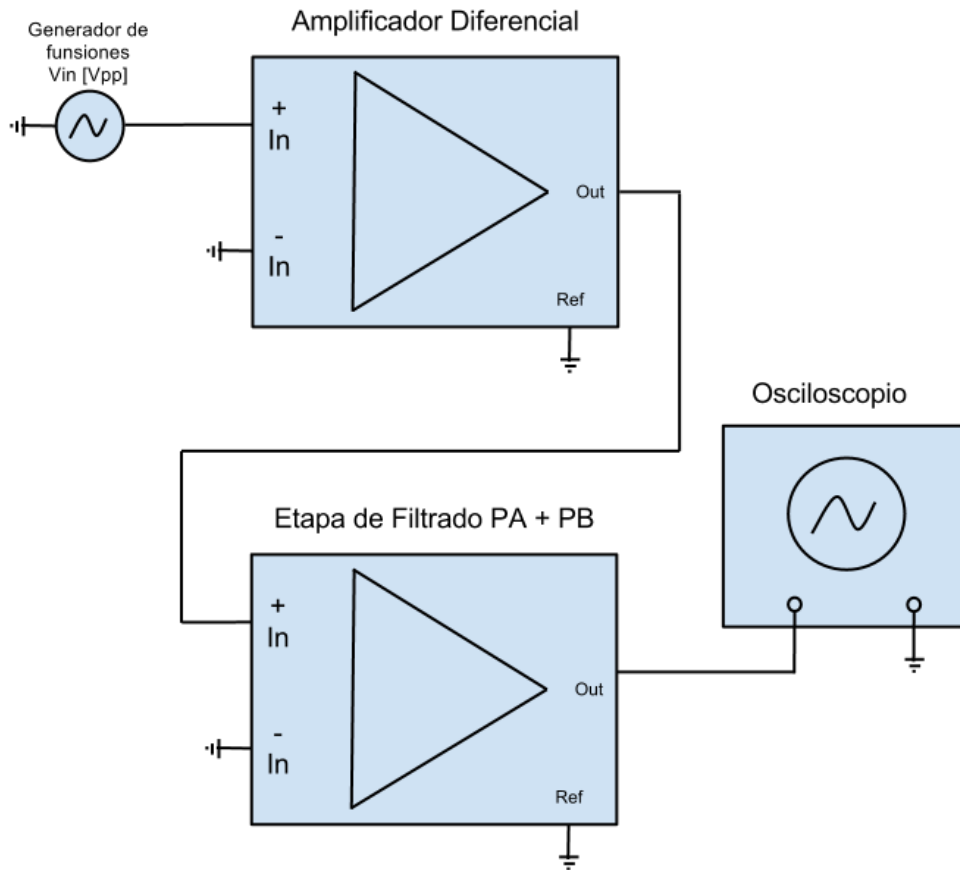


Figura 40: Esquema de conexión de etapa de preamplificación + filtrado.

Para comprobar el funcionamiento de la etapa de filtrado se procedió de la siguiente manera.

1. Se conecto la salida del circuito preamplificador a la entrada del filtro PA.
2. La salida del circuito del filtro PB se conecto al osciloscopio.
3. Se aplica una señal de frecuencia variable y de amplitud constante.
4. Se comprueba que la señal de salida se vea atenuada con forme la frecuencia en el ingreso aumente.

En la figura 40 se presenta un esquema de conexión de la presente etapa.

En el cuadro se presentan los datos recopilados.

Prueba de la etapa de amplificación

En el Protoboard se armaron los siguientes subcircuitos.

- Circuito no inversor con circuito integrado Tlo74.

Con la finalidad de comprobar el circuito de amplificación final del sistema previo a la digitalización se realizó el siguiente procedimiento.

1. Se conecto la salida del circuito de filtrado entrada del filtro amplificador.
2. La salida del circuito amplificador se conecto al osciloscopio al canal 2 mientras que la entrada se la conecto al canal 1.

FRECUENCIA {Hz}	Salida Normalizada
5	1
10	0.796435743
15	0.598484848
20	0.424242424
30	0.212121212
40	0.077272727
50	0.032970615
60	0.015151515
80	0.006134068
100	0.003833792

Cuadro 8: Datos de la salida del filtrado del sistema

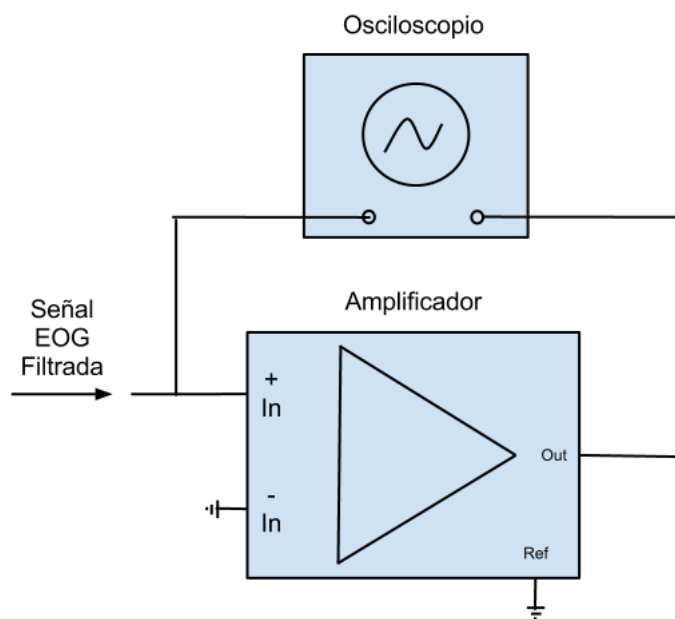


Figura 41: Esquema de conexión de etapa de amplificación.

3. Se aplica una señal de frecuencia variable y de amplitud constante.
4. Se comprueba que la señal de salida sea varias veces mayor a la señal de ingreso.

En la figura 41 se observa el esquema de conexión de la etapa final de amplificación.

Para esta prueba se configuro al amplificador no inversor para obtener una ganancia de tres veces con 5 Hz de frecuencia nominal. En la cuadro 9 se presenta los resultados obtenidos. En el diseño se estableció una ganancia de 10, para esta etapa de amplificación pero el offset introducido por el potencial de cada persona provocaba que los op-amp se saturen en alguna dirección. Para solucionar este problema es posible implementar un circuito de corrección de offset tal como se realizó en la etapa de preamplificación. Pero una solución mas simple es disminuir

Entrada	Salida	Salida/Entrada
2.64	7.71	2.920454545
2.09	6.11	2.923444976
1.58	4.51	2.85443038
1.12	3.24	2.892857143
0.56	1.51	2.696428571
0.204	0.588	2.882352941
0.086	0.24	2.790697674
0.04	0.108	2.7
0.016	0.032	2

Cuadro 9: Datos de salida del amplificador

la amplificación de esta etapa y multiplicar la señal una vez que esta sea digital, es decir mediante software.

Prueba del sistema con la tarjeta de adquisición de datos

Para comprobar el funcionamiento del sistema conjuntamente con la tarjeta de adquisición de datos, se procede de la siguiente manera.

1. Se conecta el sistema de filtrado analógico a la tarjeta de adquisición de datos.
2. En la entrada del sistema (sin los electrodos) se aplica la mínima tensión posible brindada por el generador de funciones. Esta tensión es contaminada con ruido con la finalidad de simular interferencias que podrían contaminar las señales EOG.
3. Con la tarjeta de adquisición de datos se toman tres muestras en el proceso de tratamiento de la señal, para comprobar paso a paso el tratamiento de la señal. A la entrada del sistema, luego de la etapa de filtrado y luego de la etapa de amplificación (con una amplificación de aproximadamente 11 veces).
4. Se realiza esta prueba del sistema con frecuencias diferentes.

En la figura 42 se observa los resultados con una frecuencia de 20Hz.

El voltaje de ingreso introducida en la etapa de amplificación es de 160mV. Al final de la etapa de filtrado se obtiene una señal de amplitud 547mV es decir la etapa de preamplificación esta funcional con amplificación de 3.4 veces. Luego de la etapa de amplificación la señal de salida es de 6.1V, es decir 11.15 veces superior a la entrada, sido de 10 la ganancia considerada en el diseño.

Para una frecuencia de 40Hz se evidencia que el sistema esta funcionando correctamente. La señal es fuertemente filtrada, siendo la señal de ingreso de amplitud 145mV y como resultado luego del filtrado una amplitud de 100mV. A los 70Hz, la señal filtrada posee una amplitud de 8mV, comprobando así que el sistema esta funcionando correctamente. En la figura 43 se observa las gráficas obtenidas del sistema con esta frecuencia. En la gráfica interior de la figura 43 se observa que la amplitud pico-pico de la señal es muy baja, pero es claro que existe offset en esta señal. Comportamiento del cual se trato en párrafos anteriores.

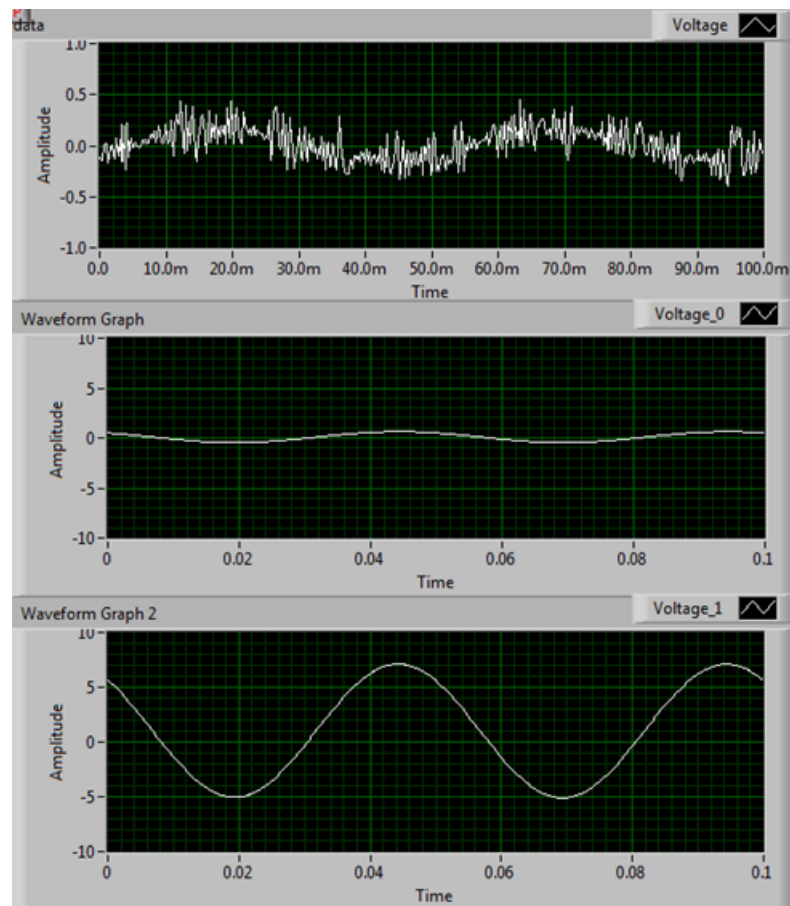


Figura 42: Gráficas de datos adquiridos con la tarjeta de adquisición de datos en pruebas. 20Hz. Gráficas de la señal de arriba hacia abajo: Introducida, filtrada y amplificada.

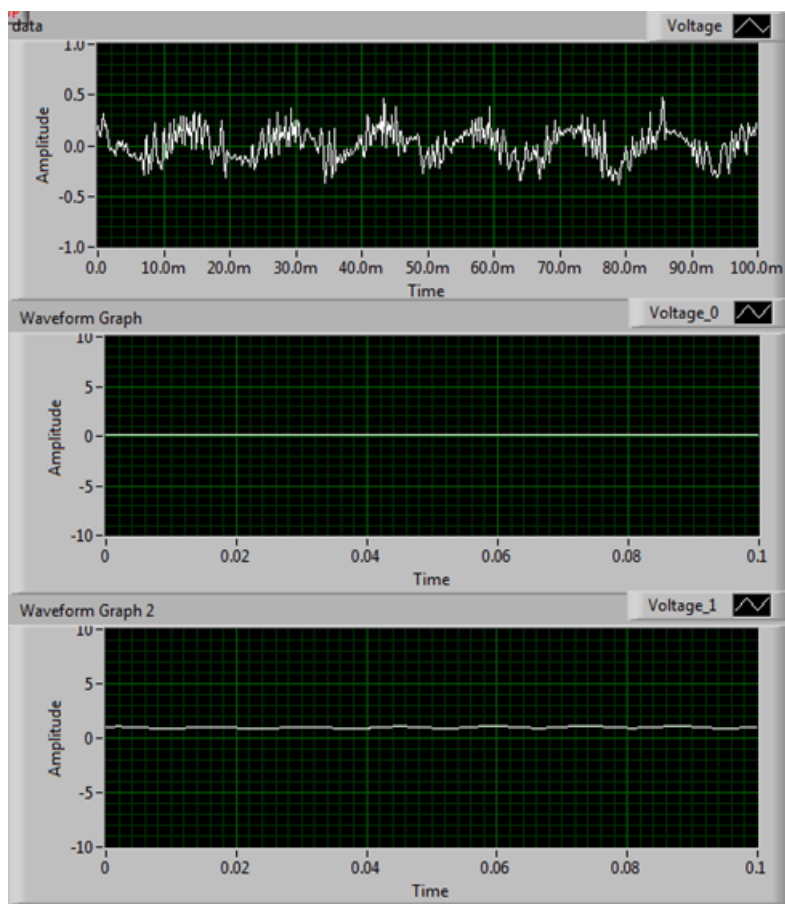


Figura 43: Gráficas de datos adquiridos con la tarjeta de adquisición de datos en pruebas. 70Hz. Gráficas de la señal de arriba hacia abajo: Introducida, filtrada y amplificada.

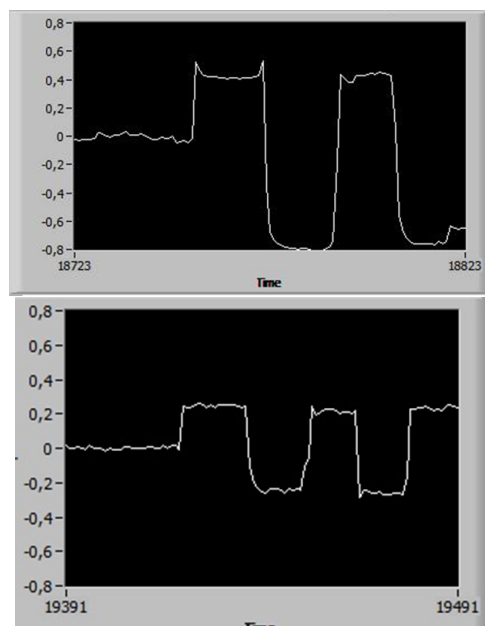


Figura 44: Registro de la señal EOG. (Arriba) desplazamiento horizontal. (Abajo) desplazamiento vertical.

Pruebas de sistema en la adquisición de señales

Electrooculográficas.

Una vez probado el correcto funcionamiento del sistema se procede a la adquisición de señales EOG y el uso del sistema de software elaborado para el control del cursor del computador. Para lo cual se procede de la siguiente manera:

1. Se coloca el gel conductivo para acople entre la piel y los electrodos en la copa de la cabeza del mismo de tal manera que quede cubierta pero sin que se desborde por los extremos de la cabeza del electrodo.
2. Se ubica cada uno de los electrodos en las posiciones establecidas por el estándar ISCEV. Dos electrodos que censarán los movimientos horizontales de los ojos; dos para los verticales y un electrodo de referencia. Se los sujeta con cinta de tal manera que no se muevan.
3. Se activa el sistema y se definen los parámetros de los límites de movimiento.
4. Se activa mediante software el control del cursor.

En la figura 44 se registra movimientos en los ejes tanto horizontal como vertical. Se aprecia que la señal en primera instancia parte desde cero, el usuario con la mirada en el punto de referencia central en la pantalla, luego se requiere que dirija su mirada hacia la derecha (se observa un pico superior) y luego a la parte inferior, en donde se ve como el valor de la señal cae. El usuario repitió varias veces este procedimiento y se observa como la curva cambia a valores positivos o negativos dependiendo de la dirección de la mirada, conservando en los valores extremos la misma amplitud. Se comprueba gráficamente que los valores pico se repiten. Este procedimiento se repite con desplazamiento en el eje vertical y se registra en la gráfica de inferior de la

Ctro-Der	Der-Ctro	Ctro-Izq	Izq-Ctro	Ctro-Arr	Arr-Ctro	Ctro-Aba	Aba-Ctro
9.3	12.1	8.13	14.33	4.32	4	6.06	5.21
8.47	13.5	7.73	13.68	3.76	3.81	11.52	6.4
8.68	11.95	6.49	9.31	3.81	3.77	8.79	6.04
7.59	12.63	14.13	9.47	4.17	5.37	5.92	6.09
7.9	13.21	12.34	11.37	6.28	5.03	6.82	7.93
12.27	9.26	14.29	9.05	4.49	3.74	6.52	5.71
6.85	7.27	6.65	15.65	5.01	3.6	11.14	7.43
7.05	9.08	7.25	15.95	4.92	3.4	15.81	9.99
6.37	7.89	7.43	13.96	3.98	3.69	12.07	5.98
11.65	13.24	7.19	15.39	7.71	5.09	10.73	9.24

Cuadro 10: Tiempos del desplazamiento en determinadas direcciones.

Ctro-Der	Der-Ctro	Ctro-Izq	Izq-Ctro	Ctro-Arr	Arr-Ctro	Ctro-Aba	Aba-Ctro
7.745	10.6425	7.505	13.89	4.705	3.765	10.245	6.8375

Cuadro 11: Tiempo promedio de desplazamiento a determinados puntos de referencia.

figura 44. La diferencia en los valores pico de las dos gráficas se debe a que los electrodos que registran el desplazamiento horizontal se ubican mas cerca al globo ocular. Por otra parte, los electrodos que registran el eje vertical del movimiento se ubican mas distantes y no son colocados simétricamente.

Se estableció cinco puntos de referencia, donde el usuario deberá observar según se le indique y de esta manera se toma el tiempo que le toma en ubicar el cursor en determinada posición. Los cinco puntos son: cuatro en las cercanías de los bordes de la pantalla del computador y un quinto en el centro. Se le pidió al usuario que fije su mirada en el punto indicado que se encuentra en el centro de la pantalla. Luego, tomando el tiempo, se le pide que dirija el cursor hacia un extremo de la pantalla hacia alguno de los puntos de referencia. En el cuadro 10 se tabulan los datos obtenidos.

Por otra parte en el cuadro 11 se tabula el tiempo promedio de movimiento del cursor en las direcciones indicadas. En sentido vertical se observan los tiempos mas cortos. Se deduce que se debe a la geometría de la pantalla de los computadores.

7.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los resultados obtenidos se analizan de acuerdo al área del diseño a la cual pertenecen.

En cuanto al hardware se consiguió diseñar e implementar un dispositivo de adquisición y filtrado de señales EOG con un circuito pequeño lo que representa ahorro de recursos. Lamentablemente los elementos utilizados no son de fácil adquisición en el mercado nacional como por ejemplo los filtros activos universales UAF. Este circuito brinda una calidad aceptable de la señal EOG adquirida para la aplicación que se le da, con un ancho de banda aproximado de 30Hz es posible registrar

movimientos con un mínimo de 33ms de duración, es decir el ojo de la persona tuviese que desplazar la mirada y regresar a su posición original en 33ms para que el sistema no detecte ese movimiento.

El correcto funcionamiento del sistema de adquisición analógico esta completamente ligado a la ubicación de los electrodos en las cercanías de globo ocular de la persona. Si los electrodos se ubican de manera incorrecta, la diferencia de potencial registrada no tendrá los mismos valores cuando el ojo se desplace un determinado angulo en una dirección y luego en la contraria.

Una característica propia de cada persona es la energia electrostatica que carga, esto da como resultado una señal de offset que es impredecible. Dado este comportamiento en la etapa final de amplificación se opto por disminuir la ganancia para que la señal de salida no sea saturada como resultado a este parámetro. Esta ganancia disminuida es compensada mediante software una vez que la señal ha pasado la etapa de digitalización.

La etapa de digitalización es llevada a cabo gracias a la tarjeta de adquisición de datos de National Instruments, la misma que tiene un costo alto pero que es sin duda compensado por la simpleza que brinda para digitalizar la señal.

Una vez digitalizada la señal el software de la aplicación entra en escena. El procesamiento de la señal es relativamente simple gracias a las prestaciones gráficas que brinda el software Labview. La detección del valor RMS, una vez filtrada digitalmente, da como resultado una señal directa que permite cuantificar en "tiempo real" la magnitud del angulo de giro del ojo. Si no fuese así, se debería cuantificar la magnitud de las ondas sinusoidales generadas en el ojo y posteriormente su análisis para inferir la posición del ojo, lo que introduciría un tiempo de análisis aun mayor.

Dado que se realizó un proceso de reconocimiento de las ordenes brindadas por el usuario puramente comparativas, el resultado más directo es el tiempo que tarda el usuario en posicionar el cursor de la computadora en la ubicación deseada. Esto también dependerá de la práctica y el entrenamiento al utilizar el dispositivo.

Una de las mas grandes ventajas de utilizar dll's propios del sistema operativo, en este caso Windows 7, es que permite una integración del software con otros programas, como por ejemplo el teclado virtual de Windows, programas de vocalización de texto, etc. solo siendo un limitante la velocidad y la destreza con la que se maneje el cursor del computador.

Parte VIII

MANUAL DE USUARIO

En este capítulo se brinda al usuario los pasos a seguir para la conexión al dispositivo con el fin de que se lo realice de una manera adecuada.

8.1 DESARROLLO DE MANUAL DE USUARIO.

Energización del dispositivo.

El sistema de adquisición de señales EOG opera con dos baterías de 9 voltios (figura 45), que deberán ser conectadas adecuadamente en el dispositivo. Estas baterías si son de buena calidad tienen una duración de 30 horas.

Conexión del sistema al usuario.

Este proceso deberá ser realizado por un asistente. Para lo cual es necesario utilizar gel conductor. Se debe colocar en la copa del electrodo una cantidad que permita el correcto acople entre la parte metálica y la piel del usuario. Esta cantidad será tal que se observe una semiesfera la copa del electrodo, esto se observa claramente en la figura 46.

Los electrodos son claramente identificados mediante colores. Los cuales deberán ser colocados en las ubicaciones que se describen en la figura 47.

Una vez colocados los electrodos se deberá asegurar estos con algún tipo de cinta para que impidan su movimientos ya que esto originaria señales en DC que no corresponden a EOG. Se procede a encender el equipo. Cuando el sistema esta activo se observa un LED encendido.

Adaptación de sistema al usuario.

Una vez conectado el sistema al usuario se procede a correr el programa en el computador. Se debe realizar el siguiente procedimiento para adaptar el sistema al usuario.



Figura 45: Batería de 9v.



Figura 46: Electrodo con gel conductor.

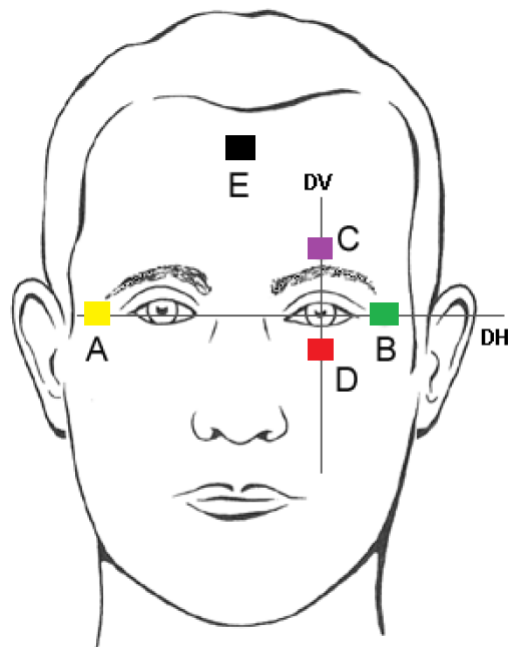


Figura 47: Disposición de los electrodos.

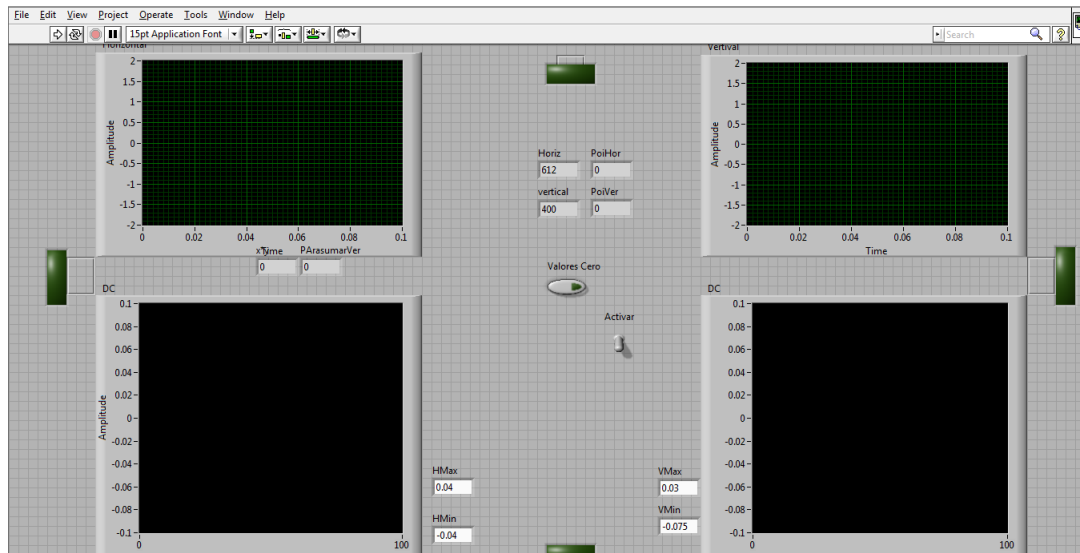


Figura 48: Interfaz en Labview del programa.

1. Se debe identificar que las señales lleguen y estén variando en función del tiempo en los monitores de la parte superior del interfaz elaborado.
2. Se le pide al usuario que mantenga fija su mirada en el centro de la pantalla.
3. Se deben mover los potenciómetros y si es necesario los switches con el fin de conseguir que la señal se mantenga lo mas cercano a cero en las ventanas de monitorio de los valores RMS de la parte inferior de la interfaz.
4. Se pide al usuario que dirija su mirada tanto en dirección horizontal como vertical para registrar los máximos de la señal de ingreso.
5. Mediante una barra se ajusta los valores de la ventana de monitoreo de los valores RMS, de tal manera que los máximos correspondan.
6. Se registra gráficamente los valores de $3/4$ el máximo y se los introduce en el respectivo espacio de la interfaz.
7. Se observara que indicadores de color verde se encienden cuando el usuario dirige su mirada a determinada dirección.

Puesta en funcionamiento del sistema.

Mediante la combinación de teclas (Control + F11) en el teclado del computador se activa el control del cursor mediante el sistema. Y con la misma combinación se lo detiene. En la figura 48 se observa la interfaz de usuario.

Control + F10, permiten poner a las señales en una referencia cero, es decir hay la posibilidad de solicitarle al usuario que dirija su mirada al centro de la pantalla con la finalidad de que el sistema tome nuevos valores de referencia y así calibrarlos.

El usuario podrá controlar el cursor del computador en cualquier dirección y a su voluntad.

Parte IX

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

Conclusiones

Este proyecto de tesis se desarrollo en las siguientes partes: investigación y búsqueda de información. Diseño e implementación de hardware y software y una última parte de pruebas y validación de resultados.

La etapa que mas dedicación requirió fue el diseño e implementación del circuito amplificador EOG debido a que no es una área dominada en la localidad ni en el país. Una paso fundamental para conseguir el sistema es un pleno entendimiento del concepto de las señales electrooculográficas y sus características tanto en la generación como en la captación. Sin embargo los resultados obtenidos si bien cumplen con los requerimientos y objetivos planteados no son del todo satisfactorios ya que se ven limitados en cuanto al uso del sistema por el usuario. Esto debido a que sera necesario siempre una persona que acompañe en el manejo de este dispositivo.

De los objetivos planteados se ha conseguido los siguientes resultados:

1. **Diseñar y construir un sistema de adquisición, filtrado y amplificación de señales electrooculográficas.** Se consiguió una base teórica robusta en el conocimiento de la naturaleza de las señales EOG que sentaron las bases para el correcto diseño e implementación del dispositivo captador de las mismas. Este consta de una etapa de preamplificación diferencial formada de una amplificador de instrumentación y un circuito de compensación de offset controlada mediante un potenciómetro para cada uno de los dos ejes. Esta etapa también contiene un electrodo conectado a la tierra del sistema con la finalidad de aumentar la seguridad del paciente y reducir interferencias en modo común. Posteriormente hay una etapa de filtrado para delimitar el ancho de banda necesario para la captación de las señales EOG con una mínima distorsión. Finalmente una etapa de amplificación que permite un acople de impedancias entre la etapa de filtrado y la tarjeta de adquisición de datos. Esta amplificación como tal no se dio tan robustamente debido al problema que genera el offset propio de cada individuo por lo que prefirió no dar una ganancia tan grande en esta etapa para hacerlo mediante software en el computador.
2. **Desarrollar el software en Labview que permita el control del cursor de un computador, mediante señales electrooculográficas.** La etapa de diseño de la aplicación en Labview, de igual manera se la fundamento en la investigación realizada en cuanto a los conceptos de software para aplicaciones que colaboren con personas con discapacidad. Se llego a concluir que el sistema de control del cursor del computador permite la utilización de cualquier herramienta que su interfaz con el usuario sea mediante el cursor del computador. El programa desarrollado en Labview colabora con la etapa de adquisición de la señal ya que incorpora una etapa de filtrado digital y de obtención del valor RMS. Una

vez obtenido la información mas relevante, el algoritmo para obtener las ordenes realiza comparaciones entre la señal obtenida y los valores de referencia previamente definidos para enviar las ordenes al script de Windows en Labview y asignar así la ubicación del cursor en el computador.

3. **Elaborar el manual de usuario para la utilización del sistema para controlar el cursor de un computador mediante señales electrooculográficas para personas con discapacidad motriz.** Se elaboro un manual que brinda a las personas que podrían utilizar este sistema, tanto usuario como asistente, un instructivo en el correcto funcionamiento y adaptación. Se detalla paso a paso las acciones a tomar para la conexión del sistema al usuario. De igual manera se define los consumibles a utilizar.

Trabajo Futuro

Este proyecto sienta bases de diseño para la elaboración de futuros proyectos que ayuden a mejorar las prestaciones de un sistema de adquisición y procesamiento de señales EOG, así como también su utilización en el campo de la asistencia a la discapacidad.

Luego de la conclusión de este trabajo se proponen las siguientes líneas de trabajo con la finalidad de conseguir un sistema más robusto, eficiente y económico.

Se sugiere la utilización de algoritmos de redes neuronales que permitan realizar el aprendizaje de los patrones de las señales EOG y de esa manera una interpretación directa de los movimientos oculares. Esto sería de gran utilidad para aplicaciones donde se requiera el seguimiento instantáneo de los ojos.

Parte X

APENDICE

BIBLIOGRAFÍA

- [1] E. Marg, "Development of electro-oculography," *Arch Ophthalmol*, vol. 45, pp. 169 – 185, 1951. (Citado en página 7.)
- [2] Z. Mei, J. Liu, Z. Li, and L. Yang, "Study of the Eye-tracking Methods Based on Video," in *Computational Intelligence, Communication Systems and Networks (CICSyN), 2011 Third International Conference on*, July 2011, pp. 1 – 5. (Citado en página 7.)
- [3] J. H. J. Allum, J. R. Tole, and A. D. Weiss, "MITNYS-II-A Digital Program for On-Line Analysis of Nystagmus," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. BME - 22, no. 3, pp. 196 – 202, May 1975. (Citado en página 9.)
- [4] S. Gutiérrez, *Retinosis pigmentaria: Clasificación y tratamiento*. Universidad de Oviedo, 1995. (Citado en página 9.)
- [5] F. A. Abraham, "Sector retinitis pigmentosa," *Documenta Ophthalmologica*, vol. 39, pp. 13 – 28, 1975, 10.1007/Bf00578757. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/BF00578757> (Citado en página 9.)
- [6] I. Collings, T.J., "Eog video eye motion data time correlation for spacelab vestibular studies," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1988. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, nov. 1988, pp. 1063 –1064. (Citado en página 9.)
- [7] P. O'Brien, "Eyeblink monitoring as a means of measuring pilot physiological state," in *Aerospace and Electronics Conference, 1988. NAECON 1988., Proceedings of the IEEE 1988 National*, may 1988, pp. 890 –892 vol.3. (Citado en página 9.)
- [8] H. Escola, P. Gaillard, M. Jobert, and C. Tismer, "Automatic detection of ocular movements during sleep with an application to a sleep-disorders study," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1992 14th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 6, 29 1992-nov. 1 1992, pp. 2738 –2739. (Citado en página 10.)
- [9] A. Kaufman, A. Bandopadhyay, and B. Shaviv, "An eye tracking computer user interface," in *Virtual Reality, 1993. Proceedings., IEEE 1993 Symposium on Research Frontiers in*, oct. 1993, pp. 120 –121. (Citado en página 10.)
- [10] P. Tigges, N. Kathmann, and R. Engel, "Semiautomated extraction of decision relevant features from a raw data based artificial neural network demonstrated by the problem of saccade detection in eog recordings of smooth pursuit eye movements," in *Neural Networks for Signal Processing [1995] V. Proceedings of the 1995 IEEE Workshop*, aug-2 sep 1995, pp. 465 –474. (Citado en página 10.)
- [11] M. Panse and S. Kulkarni, "Application of digital signal processing in ophthalmic research: a new horizon in biomedical engineering," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995 and 14th Conference of the Biomedical Engineering Society of India. An International*

- Meeting, Proceedings of the First Regional Conference., IEEE, feb 1995, p. 2/88. (Citado en página 10.)*
- [12] A. Lloyd, "Neural signals: the natural human-to-computer interface, a demonstrated talk," in *WESCON/95. Conference record. 'Microelectronics Communications Technology Producing Quality Products Mobile and Portable Power Emerging Technologies'*, nov 1995, p. 704. (Citado en página 10.)
- [13] S. Shushtarian, "Early diagnosis of chloroquine toxicity on human visual system using electrooculogram (eog)," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995 and 14th Conference of the Biomedical Engineering Society of India. An International Meeting, Proceedings of the First Regional Conference., IEEE, feb 1995, pp. 3/103 –3/104. (Citado en página 10.)*
- [14] J. Keegan, E. Burke, and J. Condron, "An electrooculogram-based binary saccade sequence classification (BSSC) technique for augmentative communication and control," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE, Sep. 2009, pp. 2604 –2607. (Citado en página 10.)*
- [15] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. Lopez, and L. Bergasa, "EOG guidance of a wheelchair using neural networks," in *Pattern Recognition, 2000. Proceedings. 15th International Conference on*, vol. 4, 2000, pp. 668 –671 vol.4. (Citado en página 10.)
- [16] D. Kumar and E. Poole, "Classification of EOG for human computer interface," in *Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint*, vol. 1. IEEE, 2002, pp. 64– 67 vol.1. (Citado en página 11.)
- [17] M. Lin and G. Mo, "Eye gestures recognition technology in human-computer interaction," in *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011 4th International Conference on*, vol. 3, Oct. 2011, pp. 1316 –1318. (Citado en página 11.)
- [18] N. Kim-Tien and N. Truong-Thinh, "Using electrooculogram and electromyogram for powered wheelchair," in *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2011 IEEE International Conference on*, Dec. 2011, pp. 1585 –1590. (Citado en página 11.)
- [19] F. Alanon, "Anatomía y fisiología del aparato ocular," *Anatomía y fisiología del aparato ocular*, p. 11. [Online]. Available: http://www.sepeap.org/archivos/libros/OFTALMOLOGIA/Ar_1_8_44_APR_18.pdf (Citado en página 11.)
- [20] C. Urtubia, "Neurobiología de la Visión," 1997. (Citado en páginas 12 and 15.)
- [21] S. Martinez, "Microsaccadic eye movements and firing of single cells in the striate cortex of macaque monkeys," *Nature Neuroscience*, vol. 3, pp. 251 – 258, 2000. (Citado en página 13.)
- [22] M. Marmor, M. Brigell, D. McCulloch, C. Westall, M. Bach, and , "Iscev standard for clinical electro-oculography (2010 update)," *Documenta Ophthalmologica*, vol. 122, pp. 1–7, 2011,

- 10.1007/s10633-011-9259-0. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/s10633-011-9259-0> (Citado en página 15.)
- [23] E. Huigen, "Noise in biopotential recording using surface electrodes," Ph.D. dissertation, Msc thesis, Delft Technical University, 2000. (Citado en página 16.)
- [24] E. Huigen, A. Peper, and C. Grimbergen, "Investigation into the origin of the noise of surface electrodes," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 40, pp. 332 – 338, 2002, 10.1007/Bf02344216. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1007/BF02344216> (Citado en página 16.)
- [25] J. Huijsing, *Operational amplifiers: Theory and design*. Springer Verlag, 2011. (Citado en página 23.)
- [26] D. A. Laws, "A Company of Legend: The Legacy of Fairchild Semiconductor," *Annals of the History of Computing, IEEE*, vol. 32, no. 1, pp. 60 – 74, 2010. (Citado en página 33.)
- [27] A. P. Malvino, *Principios de electrónica*. McGraw-Hill, 1991, vol. 2. (Citado en página 34.)

COLOPHON

This thesis was typeset with $\text{\LaTeX} 2_{\epsilon}$ using Hermann Zapf's *Palatino* and *Euler* type faces (Type 1 PostScript fonts *URW Palladio L* and *FPL* were used). The listings are typeset in *Bera Mono*, originally developed by Bitstream, Inc. as "Bitstream Vera". (Type 1 PostScript fonts were made available by Malte Rosenau and Ulrich Dirr.)

The typographic style was inspired by ?'s genius as presented in *The Elements of Typographic Style* [?]. It is available for $\text{\LaTeX}$ via CTAN as "**classicthesis**".

NOTE: The custom size of the textblock was calculated using the directions given by Mr. Bringhurst (pages 26–29 and 175/176). 10 pt Palatino needs 133.21 pt for the string "abcdefghijklmnopqrstuvwxyz". This yields a good line length between 24–26 pc (288–312 pt). Using a "double square textblock" with a 1:2 ratio this results in a textblock of 312:624 pt (which includes the headline in this design). A good alternative would be the "golden section textblock" with a ratio of 1:1.62, here 312:505.44 pt. For comparison, DIV9 of the `typearea` package results in a line length of 389 pt (32.4 pc), which is by far too long. However, this information will only be of interest for hardcore pseudo-typographers like me.

To make your own calculations, use the following commands and look up the corresponding lengths in the book:

```
\settowidth{\abcd}{abcdefghijklmnopqrstuvwxyz}
\the\abcd % prints the value of the length
```

Please see the file `classicthesis.sty` for some precalculated values for Palatino and Minion.

Final Version as of 23 de enero de 2013 at 14:06.