

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROOCULÓGRAFO (EOG) PARA
EL PROCESAMIENTO Y LA CAPTURA DE UNA SEÑAL OCULAR CON EL FIN
DE CONTROLAR EL PUNTERO DE UN ORDENADOR.

JUAN CAMILO ATENCIA AMÍN
RAFAEL RICARDO RIVERA MÉNDEZ

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍA FÍSICO-MECANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA

2012

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN ELECTROOCULÓGRAFO (EOG) PARA
EL PROCESAMIENTO Y LA CAPTURA DE UNA SEÑAL OCULAR CON EL FIN
DE CONTROLAR EL PUNTERO DE UN ORDENADOR.

JUAN CAMILO ATENCIA AMÍN

RAFAEL RICARDO RIVERA MÉNDEZ

Trabajo de grado para optar al título de
Ingeniero Electrónico.

Director

Daniel Alfonso Sierra Bueno

Ingeniero Electrónico

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍA FÍSICO-MECANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
BUCARAMANGA

2012

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	12
2. OBJETIVOS.....	13
2.1. Objetivo general.....	13
2.2. Objetivos específicos	13
3. MARCO TEORICO	13
3.1. Tipos de movimientos oculares	13
3.2. Seguimiento del ojo.....	14
3.3. Captación de señales bioeléctricas de electrooculografía	14
3.3.1. Señal electrooculográfica	14
3.3.2. EOG	15
3.3.3. Electroodos	15
3.4. Interfaz piel-electrodo.....	15
3.5. Características de la señal ocular	16
3.6. Factores que afectan la captura de biopotenciales en el cuerpo humano	16
3.7. Dispositivos de interfaz humana.....	17
4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ELECTROOCULÓGRAFO	18
4.1. Preamplificación diferencial.....	18
4.2. Circuito del tercer electrodo	19
4.3. Filtrado.....	20
4.4. Amplificación.....	20
4.5. Esquema final del EOG.....	20
5. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL PROVENIENTE DEL EOG	20
5.1. Funciones para ADC V5.....	21
6. INTERFAZ EOG-PC	21
6.1. USB	21
7. FACTIBILIDAD ECONÓMICA DE LA INVESTIGACIÓN	22
8. RESULTADOS.....	22
8.1. Verificación del funcionamiento del electrooculógrafo sobre el PCB	22
8.2. Procesamiento de la señal	23
8.3. Detección del dispositivo HID tipo mouse por parte del controlador	24
8.4. Resolución del cursor.....	24
9. RECOMENDACIONES PARA EL DESARROLLO DE FUTUROS PROYECTOS	24
10. CONCLUSIONES	24
11. REFERENCIAS	24

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Fotoreceptores presentes en el ojo humano.	14
Fig. 2. Polarización de los electrodos.	14
Fig. 3. Dipolos formados por los movimientos oculares.	15
Fig. 4. Electrodo A-B derivación horizontal (línea verde), C-D derivación vertical (línea azul), E electrodo de referencia.	15
Fig. 5. Electrodo utilizado para la captación de la señal ocular, corte transversal del electrodo desechable.	15
Fig. 6. Capas de la piel y esquema eléctrico general de la interfaz piel electrodo.	16
Fig. 7. Interferencias capacitivas presentes en la captura del EOG	16
Fig. 8. Interferencias inductivas presentes en la captura del EOG	18
Fig. 9. Solución para eliminar la interferencia inductiva sobre bucles inductivos presentes en la captación de la señal.	18
Fig. 10. Estados después de conectar un dispositivo USB a un PC.	18
Fig. 11. Diseño planteado para la construcción del EOG.	19
Fig. 12. INA2128 esquema interior.	20
Fig. 13. Conexión del tercer electrodo en realimentación activa con el paciente.	20
Fig. 14. Distribución de amplificadores operacionales.	21
Fig. 15. Respuesta en frecuencia de diferentes clases de filtro.	21
Fig. 16. Filtro pasa baja hasta 30Hz, Bessel utilizado para adquirir la señal.	21
Fig. 17. Preamplificación y amplificación final de la derivación horizontal, utilizando el INA2128.	22
Fig. 18. Montaje para el tercer electrodo con el OPA4227.	22
Fig. 19. Filtro pasabajas.	22
Fig. 20. Esquema de conversión A/D de las señales del EOG.	22
Fig. 21. Circuito diseñado para la alimentación del EOG-MOUSE	23
Fig. 22. Distribución final de la tarjeta.	24
Fig. 23. Filtrado.	24
Fig. 24. Señal final después de la amplificación.	24
Fig. 25. Movimientos oculares, de sácada y seguimiento.	24
Fig. 26. Representación derivación horizontal.	24
Fig. 27. Representación derivación vertical.	24
Fig. 28. Medidas a distintos usuarios.	25
Fig. 29. Detección del mouse por parte del computador.	25
Fig. 30. Enumeración del dispositivo en el sistema operativo.	25

LISTA DE TABLA

Tabla 1. Características de una señal de EOG.	16
Tabla 2. Calculo del CMRR en diferentes condiciones.	19
Tabla 3. Características del amplificador de amplificación.	19
Tabla 4. CMRR necesario después de conectar el electrodo de referencia.	19
Tabla 5. Resumen de costos de la investigación.	22
Tabla 6. Resumen de costo – Recurso humano de 16 semanas.	22
Tabla 7. Resumen de costo – Equipo.	22
Tabla 8. Resumen de costo – Utilización de <i>software</i> .	22
Tabla 9. Resumen de costo—Materiales e insumos.	22
Tabla 10. Resumen de costo -- Documentación.	22

RESUMEN

TITULO: Diseño e implementación de un electrooculógrafo (EOG) para el procesamiento y la captura de una señal ocular con el fin de controlar el puntero de un ordenador*.

AUTOR:

Juan Camilo Atencia Amín
Rafael Ricardo Rivera Méndez**.

PALABRAS CLAVES: retina, cornea, electrooculógrafo, plejia, bioingeniería, biopotencial, amplificadores de instrumentación, HID.

RESUMEN: Este proyecto consiste en el diseño e implementación de un electrooculógrafo para controlar el puntero de un ordenador con los movimientos sacádicos del ojo humano, el cual está constituido por tres fases. En la primera se encuentra todo lo relacionado al diseño y la construcción del EOG el cual es un sistema de adquisición de biopotenciales de bajo costo, donde se implementa amplificadores de instrumentación para la captación de las señales oculares, en esta misma fase se desarrolla la etapa de filtrado para evitar las señales no deseadas y por último se amplifica la señal saliente para poder trabajar de una manera más apropiada y a la vez facilitar la adecuación de esta. La segunda fase consiste en la conversión analógica digital de las señales amplificadas resultantes de la primera fase. Por otro lado se usa un microcontrolador para la construcción de un mouse que hace la interfaz hombre-máquina con el ordenador y ejecuta una serie de instrucciones para poder cumplir con el objetivo principal de este proyecto, manipular el puntero del mouse con los movimientos provenientes del ojo. Se muestran los resultados, las fases, gráficas de las pruebas realizadas para verificar la viabilidad del sistema y dispositivos implementados.

* Trabajo de grado.

** Facultad de Ingenierías Físico mecánica. Escuela Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.
Director: PhD Daniel Alfonso Sierra Bueno Codirector: Carlos Andrés Niño Niño.

ABSTRACT

TITLE: Design and implementation of an electrooculógrafo (EOG) for processing and capturing an eye signal to control the pointer of a computer *.

AUTHOR:

Juan Camilo Atencia Amín
Rafael Ricardo Rivera Méndez**.

KEYWORD: retina, cornea, electrooculógrafo, plejia, bioengineering, Biopotential, instrumentation amplifiers, HID.

ABSTRACT: this project involves the design and implementation of a electrooculógrafo to control a computer cursor with saccades the human eye, that consists of three phases. The first is all about the design and construction of EOG that is a biopotential acquisition system low cost, where are implement instrumentation amplifiers to capture the eye signals, in the same stage develops filtering to prevent unwanted signals and finally amplifies the output signal ta work in a more appropriate and also facilitate the adaptation of this. The second phase consists of the digital analog conversion of the amplified signals resulting from the first phase.

On the other hand uses a microcontroller to build a mouse that makes human-machine interface with the computer and run a series of instructions to achieve the objective of this project, manipulate the mouse pointer movements from the eye. Shows the results the phases, graphs of the tests performed to verify the system and devices implemented.

* Work degree.

** Faculty of Physical-Mechanical Engineering.School of Engineerings Electrical, Electronic and Telecommunications.Directress:PhD Daniel Alfonso Sierra Bueno Codirector: Carlos Andrés Niño Niño.

Diseño e implementación de un Electrooculografo (EOG) para el control del puntero de un ordenador

Autores

Juan Camilo Atencia Amín
Juan.atencia@correo.uis.edu.co
Rafael Ricardo Rivera Méndez
rafa.rivera@correo.uis.edu.co

Director

Daniel Alfonso Sierra Bueno
PhD. en Ing. Biomédica de University of Connecticut (EEUU), Magister en Ing. Eléctrica, Especialista en Docencia Universitaria, Ingeniero Electricista, Ingeniero Electrónico. Profesor Asociado adscrito a la Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones de la Universidad Industrial de Santander(Colombia).
dasierra@uis.edu.co.

Codirector

Carlos Andrés Niño Niño
Ingeniero Electrónico. Profesor cátedra adscrito a la Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones de la Universidad Industrial de Santander (Colombia).
c.andresvt@yahoo.com.

Universidad Industrial de Santander
Ingeniería Electrónica
Viernes, 3 Febrero 2012

Resumen- Este proyecto consiste en el diseño e implementación de un electrooculógrafo para controlar el puntero de un ordenador con los movimientos sacádicos del ojo humano, el cual está constituido por tres fases.

En la primera se encuentra todo lo relacionado al diseño y la construcción del EOG el cual es un sistema de adquisición de biopotenciales de bajo costo, donde se implementa amplificadores de instrumentación para la captación de las señales oculares, en esta misma fase se desarrolla la etapa de filtrado para evitar las señales no deseadas y por ultimo amplificamos la señal saliente para poder trabajar de una manera más apropiada y a la vez facilitar la adecuación de esta. La segunda fase consiste en la conversión análoga digital de las señales amplificadas resultantes de la primera fase.

Por último se implementa un microcontrolador para la construcción de un *mouse* que hace la interfaz hombre-máquina con el ordenador y ejecuta una serie de instrucciones para poder cumplir con el objetivo principal de este proyecto, manipular el puntero del mouse con los movimientos provenientes del ojo. Se muestran los resultados, las fases, gráficas de las pruebas realizadas para veri-

ficar la viabilidad del sistema y dispositivos implementados.

Palabras Clave- Retina, Cornea, Electrooculografo, Plejia, Bioingeniería, Biopotencial, Amplificador de Instrumentación, HID.

I. INTRODUCCIÓN

Muchas afecciones del sistema nervioso tienen como manifestación importante o fundamental de su cuadro la disminución o pérdida de la capacidad de moverse en forma normal. A la disminución de la fuerza se la llama paresia, y a la imposibilidad total de moverse se la denomina plejia. La disminución o pérdida de las fuerzas (paresia o plejia) es causada por diferentes razones, esta puede alterar el funcionamiento de las articulaciones y los huesos, los músculos, o la parte motora del sistema nervioso [1]. Así mismo, lesiones diferentes pueden llevar a un nivel más bajo de la movilidad del paciente. A modo de ejemplo, los accidentes cerebro vasculares, la distrofia, la esclerosis múltiple y lesiones en la médula espinal puede ser una razón para la degradación de gran movilidad de la persona. Aunque

son de un origen diferente, todas ellas pueden causar la casi total inmovilidad de la persona afectada [2]. Esta condición incapacita las personas para poder utilizar las aplicaciones comunes y dispositivos en la vida cotidiana dentro de la sociedad de la información moderna. Estudios sobre grupos de personas con discapacidades motoras muestran que muchas de ellas tienen la capacidad de controlar sus movimientos oculares, y esto podría ser utilizado para desarrollar una interfaz con el fin de ayudarles a comunicarse con otras personas o control de algunos instrumentos especiales. La Interfaz Hombre-Máquina puede tener un diferente sentido a muchas personas, para algunos se abre al mundo de la realidad virtual y el control de las máquinas sin contacto físico, mientras que para otros significa una mayor independencia en su discapacidad.

II. OBJETIVOS

A. *Objetivo General*

Diseñar e implementar un dispositivo de electrooculografía para el control del puntero de un ordenador

B. *Objetivos Específicos*

- Diseñar un módulo de captura de movimientos oculares con un rango aceptable para el control del puntero utilizando electrooculografía.
- Implementar una interfaz para la interacción entre el movimiento ocular y un ordenador.
- Verificar el funcionamiento y la factibilidad económica de este dispositivo.

III. MARCO TEORICO

A. *TIPOS DE MOVIMIENTOS OCULARES [3]*

Los ojos se encuentran insertos en las órbitas oculares del cráneo. Sus movimientos los rigen seis músculos controlados por los nervios craneales tercero, cuarto y sexto. Estos músculos se organizan en tres pares antagónicos (recto superior vs. recto inferior, recto interno vs. recto externo y oblicuo superior o mayor vs. oblicuo inferior o menor) y orientan el ojo en dirección vertical, horizontal o circular. Los investigadores han puesto de manifiesto la existencia de diversos movimientos característicos del ojo que guardan una estrecha relación con diversos procesos y mecanismos psicológicos.

Movimientos compensatorios: Son movimientos reflejos que implican la participación coordinada de ambos ojos y surgen como un mecanismo de fijación del campo visual ante movimientos de la cabeza o del tronco que durante la locomoción nuestra cabeza se desplaza 30° a la izquierda el VOR (Reflejo vestíbulo ocular) iniciará la ejecución de un movimiento ocular de 30° a la derecha asegurando así la estabilidad de la imagen visual.

Sacádico y fijaciones (De gran importancia para nuestra propuesta): Los sacádico constituyen uno de los movimientos más característicos de los ojos. Son movimientos fundamentalmente voluntarios -también los hay involuntarios (los realizados en la fase REM de sueño y respuesta de orientación)- que nos permiten visualizar diversas zonas de una escena; los utilizamos para dirigir la mirada a diversas zonas del ambiente y

facilitar así la recogida de información. En esencia su objetivo no es otro que el de disponer la imagen visual en la fóvea que es la región de la retina que dispone de mayor agudeza visual. Durante la ocurrencia del sacádico se ocasiona el denominado fenómeno de supresión sacádico, es decir, durante el movimiento la recogida de información visual del medio queda prácticamente interrumpida (aunque no en su totalidad). Una experiencia que permite comprobar el fenómeno de supresión sacádico consiste en ponerse delante de un espejo y tratar de observar el movimiento de nuestros propios ojos: casi con toda la seguridad lo único que podremos percibir será una imagen estática de nuestros ojos y nunca el movimiento porque cada vez que éste se realiza se interrumpe la recogida de información.

Micromovimientos de fijación: Durante las fijaciones oculares es posible descubrir micromovimientos de naturaleza involuntaria, con una amplitud inferior a 1° , cuya misión es ubicar la imagen lo más exactamente posible en la fóvea. Los drifts son movimientos lentos ($0.1^\circ / s$). Los flicks son rápidos movimientos microsacádicos involuntarios cuya amplitud puede alcanzar 1° de ángulo visual que se suceden separados por intervalos de unos 20-30 ms. Durante las fijaciones también es posible descubrir minúsculos movimientos de temblor o vibración del ojo, con frecuencias entre 30Hz-150hz.

Movimientos de seguimiento o persecución lenta: Son movimientos que se producen de forma coordinada con ambos ojos y cuya finalidad es la de seguir estímulos visuales que se desplazan lentamente. Su velocidad oscila entre $1-30^\circ/s$. A priori no son movimientos voluntarios y su finalidad no es otra que la de estabilizar la imagen visual en movimiento sobre la retina; sin embargo es posible ejercer control sobre los mismos mediante entrenamiento.

Movimientos de vergencia: Alternativamente a los movimientos de persecución este tipo implica el movimiento de los ojos en direcciones opuestas. Como se puede adivinar su finalidad no es otra que la de proyectar la imagen sobre ambas retinas y obtener una única imagen fusionada. Los movimientos de vergencia son de dos tipos: convergencia y divergencia. En el primer caso (convergencia) el movimiento de los ojos se dirige hacia la nariz y ocurre cuando el campo visual u objeto a explorar se acerca hacia el sujeto; en el segundo caso (divergencia) el movimiento de los ojos se produce hacia el exterior y aparece en el supuesto contrario. Ambos movimientos de vergencia llegan a alcanzar velocidades de unos $10^\circ / s$ y su amplitud alcanza los 15° de ángulo visual.

Nistagmo ocular: El nistagmo es un patrón de movimiento ocular coordinado, caracterizado por una oscilación rítmica o alternante de los ojos. Dos fases han sido descubiertas: una fase de ida (fase lenta) y otra de retorno (fase rápida). En la fase lenta del nistagmo los ojos se mueven para focalizar un objeto en la retina -el movimiento de esta fase es similar al observado en los movimientos de seguimiento o persecución lenta- mientras que la fase rápida se caracteriza por un movimiento de vuelta o retorno similar a un salto sacádico. Tradicionalmente se han distinguido dos tipos de nistagmo: el optocinético y el vestibular.

El nistagmo optocinético se puede inducir en un sujeto haciéndole percibir un campo visual en movimiento que contenga patrones repetidos (por ejemplo, un tambor en movimien-

to con enrejados blancos y negros). La frecuencia del nistagmo es variable, aunque con movimientos del estímulo rápidos puede alcanzar los 5 Hz y un tiempo entre fases rápidas de 200 ms. Por su parte el nistagmo vestibular presenta un patrón de movimiento similar al anterior y aparece como consecuencia de una estimulación diferente en los canales semicirculares. Presentado en un sujeto de forma espontánea es indicio de lesión en el sistema vestibular, aunque se puede inducir en laboratorio denominándose entonces "nistagmo calórico" debido al tipo de prueba que se realiza: con una determinada posición de cabeza se inyecta en uno de los oídos agua fría o caliente que estimule de forma prolongada el canal semicircular, ocasionando de esta manera un nistagmo.

B. SEGUIMIENTO DEL OJO [5]

Son técnicas de grabación y análisis de los movimientos oculares utilizada en áreas como las ciencias cognitivas, la psicología, la interacción hombre-ordenador (Human-Computer Interacción, o HCI), los estudios de mercado, la investigación médica y muchas otras [4].

La difusión y aplicación de técnicas de análisis de los movimientos oculares ha estado limitada por numerosos vínculos tecnológicos; como la invasividad de algunos métodos y la complejidad de otros.

- **Electrooculografía** Este método utiliza el potencial continuo córnea-retina. El ojo forma un dipolo eléctrico cuyo polo positivo (delantero) y negativo (posterior) se encuentran más cerca de uno de los dos electrodos que registran en función de la posición del ojo en la órbita en un determinado momento. De esta manera se establece una diferencia de potencial variable entre los electrodos situados en el margen orbital externo e interno o entre los electrodos situados en el margen superior e inferior [6]. Este potencial se puede considerar como un dipolo eléctrico constante con un polo negativo en la retina y un polo positivo en la córnea [7], el nivel de tensión en el ojo puede medirse a través de un sistema de electrodos colocados alrededor de los ojos. El valor del potencial obtenido puede variar de 250 a 1000 μ V y su comportamiento es habitualmente lineal para movimientos del ojo a ángulos determinados [8].
- **Magneto-oculografía** Los movimientos oculares se deducen de las variaciones en el campo magnético en el que se encuentra el sujeto. Estas variaciones se deben al hecho de que en el ojo del sujeto se coloca una lente de contacto especial que contiene una espiral conductora. Es una técnica muy invasiva que puede ser realizada solamente por un oftalmólogo y con administración de anestésico local.
- **Videoculografía** Esta técnica emplea una cámara y dos emisores de luz infrarroja que se acoplan al PC, la cámara capta la imagen del ojo del usuario y el reflejo que los dos rayos provocan al incidir en el iris. Un programa de software se encarga de interpretar esta imagen calculando la posición del ojo del usuario, de modo que el puntero del ratón estará justo donde el usuario tenga fijada su vista.
- **Técnicas de reflexión de infrarrojos** El método de refracción de infrarrojos está basado en la iluminación de los

ojos con esta luz, y se mide la cantidad de luz reflejada por la superficie del ojo. La córnea es transparente a la luz visible, pero refleja la luz IR. Cuando los ojos se mueven, el vértice de la córnea se desplaza e influye en la cantidad de luz medida por los detectores fotográficos; la pupila puede utilizarse, por lo tanto, para medir la posición horizontal y vertical del ojo. La luz IR se absorbe completamente por la parte líquida del ojo, por lo que no puede extenderse a la retina y reflejarse desde la parte posterior.

C. CAPTACIÓN DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS DE ELECTROOCULOGRAFÍA

1) **SEÑAL ELECTROOCULOGRÁFICA:** El ojo es un órgano bastante complejo, su principal fuente de potencial es la retina, la cual está formada por fotorreceptores, los bastones especializados en la visión nocturna y los conos por su parte a la visión diurna. Sin entrar en los procesos fotoquímicos que se dan en el interior del ojo, en los fotorreceptores fluye una corriente eléctrica y continua desde el segmento interno al segmento externo por el exterior de la membrana celular [9]. La diferencia de concentración de células a los lados de las membranas dan lugar a un potencial que genera un campo eléctrico que se puede registrar.

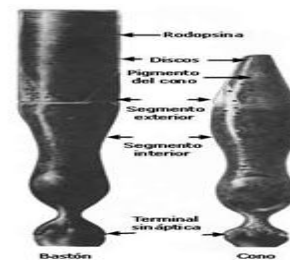


Fig. 1

FOTORECEPTORES PRESENTES EN EL OJO HUMANO. [10]

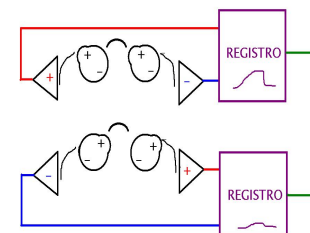


Fig. 2

POLARIZACIÓN DE LOS ELECTRODOS. FUENTE AUTORES.

2) **EOG:** Si se colocan 2 electrodos médicos en cercanía al glóbulo ocular el potencial del dipolo formado puede ser registrado, con lo cual se pueden identificar los movimientos realizados.

Si los ojos giran hacia un electrodo, este se polariza de una forma más positiva que el ojo que se aleja del otro electrodo y

por ende adquiriendo un potencial más negativo, dando lugar a una señal diferencial del movimiento y la posición del ojo. Como los ojos están ubicados simétricamente y el dipolo presenta un carácter circular, este principio se aplica para capturar los movimientos oculares verticales y horizontales.

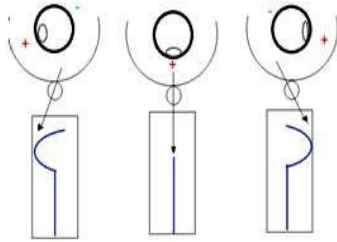


Fig. 3

DIPOLos FORMADOS POR LO MOVIMIENTOS OCULARES.FUENTE AUTORES

3) **ELECTRODOS:** Los 5 electrodos mostrados en la figura 4 son utilizados para la captación de la señal del EOG. Para la derivación horizontal, se colocan los electrodos en las sienes del paciente(A-B). Por su parte, para la derivación vertical se cambia la disposición de los electrodos (C-D), uno encima de la ceja y el otro en el en el maxilar superior como se muestra, para el electrodo de referencia (E), su disposición no es tan crítica sin embargo [11] aconseja que sea en la frente.

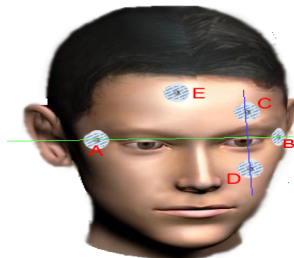


Fig. 4

ELECTRODOS A-B DERIVACIÓN HORIZONTAL (LÍNEA VERDE), C-D DERIVACIÓN VERTICAL (LÍNEA AZUL), E ELECTRODO DE REFERENCIA.FUENTE AUTORES

Para la captura de la señal se utilizan electrodos Ag-AgCl por sus características y economía; Se trata de un conductor metálico que utiliza una pasta electrolítica para establecer y mantener el contacto, con el fin de disminuir la resistencia entre la piel y el electrodo, tradicionalmente el electrodo se hace de plata alemana (una aleación plata-níquel). Antes de adherirlo al cuerpo, su superficie cóncava se cubre con una pasta electrolítica. La misión de los electrodos consiste en recoger la señal de la superficie cutánea.

■ **ESPECIFICACIONES TÉCNICAS DE LOS ELECTRODOS**

1. Impedancia de corriente alterna por debajo de 2 kW.

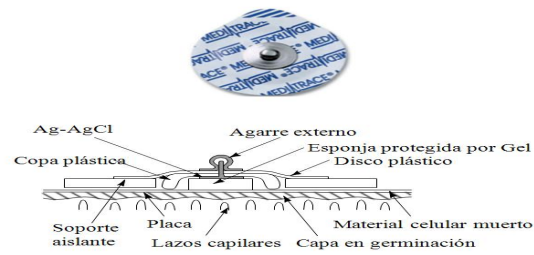


Fig. 5

ELECTRODO UTILIZADO PARA LA CAPTACIÓN DE LA SEÑAL OCULAR, CORTE TRANSVERSAL DEL ELECTRODO DESECHABLE [11].

2. Voltaje de desplazamiento de corriente directa menor de 100 mV.
3. Recuperación de Sobrecarga de desfibrilación menor de 100 mV., con una proporción de cambio de potencial residual de polarización menor de 1mV/s.
4. Inestabilidad combinada de desplazamiento y Ruido Interno no mayor de 150 mV.

D. INTERFAZ PIEL-ELECTRODO

La piel es un órgano de tres capas (epidermis, dermis, subdermis) encargado de aislar el organismo del medio ambiente y procurar el mantenimiento del balance hídrico y térmico que a su vez es un buen conductor de electricidad.

Cuando se coloca un electrodo en contacto con la piel a través de un electrolito se produce una distribución de cargas entre la interfaz electrodo-electrolito que da lugar a la aparición de un potencial conocido como potencial de media celda. De igual forma, si el electrodo se mueve respecto del electrolito, se producirá una alteración en la distribución de la carga que provocará una variación transitoria de este potencial, este tipo de interferencias producen una fluctuación de la señal a frecuencias muy bajas, no susceptibles de ser filtradas debido a la gran cantidad de información que poseen a estas frecuencias como es el caso de la señal del ECG y del EOG, y en general la mayoría de los biopotenciales, para resolver este problema se debe fijar el electrodo a la piel para evitar cual tipo de movimiento y utilizando electrodos de materiales que presenten polarizaciones menores como los electrodos de plata-cloruro de plata (Ag-AgCl) [11].

En una amplificación diferencial si los potenciales de contacto fueran iguales no existiría ningún problema, como es sabido en la práctica es imposible conseguir esta igualdad, ya que la señal bioeléctrica estará superpuesta a una tensión continua, siendo ambas amplificadas, lo que limita la ganancia de la primera etapa amplificadora, ya que esta tensión continua podría saturar el amplificador. Lo anterior mente mencionado puede modelarse con el siguiente esquema eléctrico presentado en la figura 6.

E. CARACTERÍSTICAS DE LA SEÑAL OCULAR [12]

Según [12] y los resultados que serán mostrados más adelante, la señal EOG tiene una forma cuadrada para los

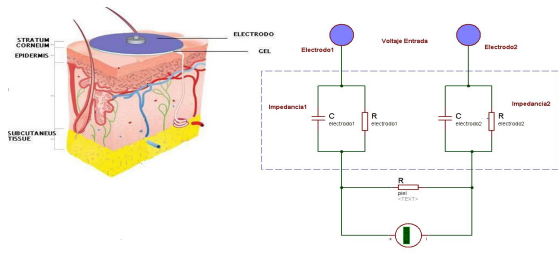


Fig. 6

CAPAS DE LA PIEL Y ESQUEMA ELÉCTRICO GENERAL DE LA INTERFAZ PIEL ELECTRODO.FUENTE AUTORES.

movimientos de posicionamiento de la mirada (sacadas) y forma senoidal cuando se sigue una imagen u objeto en movimiento.

Debido a factores como impedancia de la piel, distancia entre los electrodos y la cornea, resistencia de los conductores, interferencias, ruidos, entre otros, el potencial que se registra mediante la electrooculografía varía alrededor de 250 u V y 3500 u V. Por su parte, la frecuencia de la señal está comprendida entre 0Hz y 100hz, para el interés de esta investigación nos centraremos en los movimientos sacádico, los cuales, su frecuencia está por el orden de los 0Hz-30Hz.

EOG	AMPLITUD EN u V	FRECUENCIA Hz	FORMA
Sacádico	250-3500	0-30	Cuadrada
Seguimiento	250-3500	0.01-100	Senoidal

TABLE I

CARACTERÍSTICAS DE UNA SEÑAL DE EOG.

F. FACTORES QUE AFECTAN LA CAPTURA DE BIOPOTENCIALES EN EL CUERPO HUMANO [12]

Los potenciales que pueden afectar la señal del EOG en gran parte son los del electroencefalograma (EEG) y el Electromiograma (EMG), ya que la señal ocular está comprendida en el espectro de frecuencias de estos dos biopotenciales. Para el caso de EEG aunque se genera cerca de los ojos su amplitud es mucho menor que la del EOG, por lo cual no afectará en gran medida la información que lleva la señal ocular. Por el contrario, los potenciales generados por los músculos, ya sean abrir y cerrar los ojos, abrir la boca o el simple parpadeo no se pueden filtrar, debido a su ancho de banda como se dijo anteriormente; Para los casos de movimientos voluntarios se puede controlar por parte del paciente, así mismo, los electrodos se colocan cerca de huesos donde sea menos propenso al movimiento para disminuir su interferencia. En el caso de los movimientos involuntario (parpadeo en particular) este se puede confundir con una sacada ya que posee la frecuencia, aunque de amplitud menor, lo cual se debe tener en cuenta al momento del registro e interpretación

INTERFERENCIAS CAPACITIVAS:

Como el cuerpo humano es un buen conductor, este facilita

la captación de la señal electromagnética de red que está presente tanto en la alimentación como en el entorno que nos encontramos (casa, laboratorio) debido a los conductores por los cuales se transporta esta, dando lugar a ruido, logrando así inyectar los 60Hz a la señal del EOG, en algunos casos de mayor amplitud, dificultando así la identificación de esta. Por esta razón, en la etapa preamplificadora (se explicará en el próximo capítulo) se debe atenuar a un nivel deseado esta tensión de modo común que se acoplen al paciente esto es posible con un amplificador de instrumentación que tenga alto CMRR

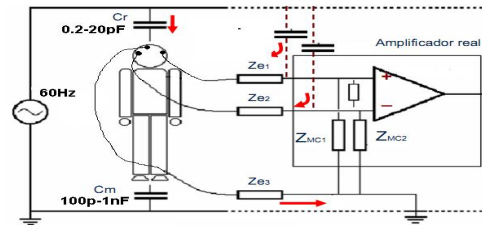


Fig. 7

INTERFERENCIAS CAPACITIVAS PRESENTES EN LA CAPTURA DEL EOG. [12]

INTERFERENCIAS INDUCTIVAS:

La Ley de Lenz nos dice que las fuerzas electromotrices o las corrientes inducidas serán de un sentido tal que se opongan a la variación del flujo magnético que las produjo. Esta ley es una consecuencia del principio de conservación de la energía. Por esta razón, la interferencia debida a la red produce campos magnéticos variables en el tiempo; estos campos atraviesan los caminos cerrados bucles que están presentes en el instrumento de medida.

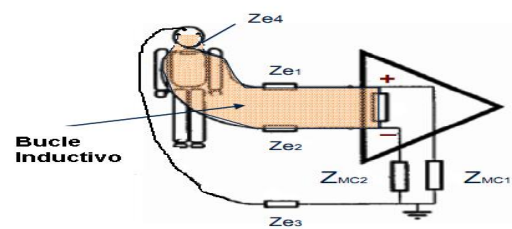


Fig. 8

INTERFERENCIAS INDUCTIVAS PRESENTES EN LA CAPTURA DEL EOG. [12]

De igual forma se sabe que el flujo es proporcional al área del elemento que atraviesa el campo magnético de esta forma:

$$e(t) = A \times B_o \times \omega \times \text{Cos}(\omega t) \quad (1)$$

Donde, $e(t)$ es el flujo magnético.

A área expuesta.

B_o el campo magnético.

ω Ángulo entre el vector campo magnético y el vector perpen-

dicular al plano.

Con el fin de disminuir este efecto, la forma más fácil de atenuar este efecto es reducir el área de los Bucles (Trenzado los cables que conectan los electrodos con el EOG) como se puede ver en la figura 9.

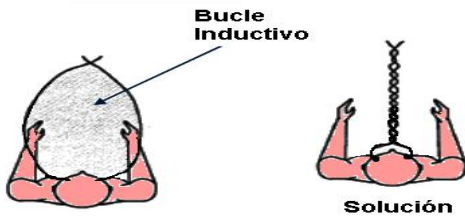


Fig. 9

SOLUCIÓN PARA ELIMINAR LA INTERFERENCIA INDUCTIVA SOBRE BUCLES INDUCTIVO PRESENTES EN LA CAPTACIÓN DE LA SEÑAL. [12]

G. DISPOSITIVOS DE INTERFAZ HUMANA. [15]

La clase HID se compone principalmente de los dispositivos que son utilizados por los seres humanos para el control de operación de los sistemas informáticos, ejemplos típicos de dispositivos HID pueden ser los teclados y dispositivos señaladores, por ejemplo, el mouse del pc ,teclados y *joysticks*. Entre los objetivos principales de implementar un dispositivo HID pueden estar:

- Ser lo más compacto posible para ahorrar espacio.
- No requiere controladores externos.

La Información sobre un dispositivo USB se almacena en los segmentos de la ROM, estos segmentos se llaman **DESCRIPTORES**; Un descriptor de interfaz puede identificar un dispositivo como perteneciente a uno de un número finito de clases.

1) **ESPECIFICACIÓN.** [15]: La especificación actual es Universal Serial Bus, Revisión 2.0¹. Se debe tener en cuenta que esta especificación sustituye las versiones anteriores 1.0 y 1.1 de las especificaciones. La Revisión de la especificación 2.0 cubre las tres velocidades de datos, y mantiene la compatibilidad de las anteriores.

2) **DISTRIBUCIÓN DE ENERGÍA.** [16]: La disponibilidad de una fuente de 5V es una característica muy atractiva del puerto USB, puede simplificar el diseño de un dispositivo de forma considerable y un dispositivo con una sola conexión también es atractivo para el usuario. Sin embargo, antes de diseñar un dispositivo alimentado por USB se debe tener en cuenta las limitaciones que este presenta, el voltaje en el dispositivo puede caer hasta 4.35V. De igual manera puede haber transitorios de ± 0.4 V, debido a la conexión de otros dispositivos. La corriente estándar disponible en el puerto USB es de 500 mA, en los dispositivos no está permitido tomar más de 100 mA para su funcionamiento. También debe reducir su consumo de corriente a 0,5 mA cuando está suspendida. Cabe destacar, que de estos 0,5 mA, la resistencia requerida pullup es de 1.5k teniendo así un

¹Se puede descargar gratuitamente en el sitio <http://www.usb.org>.

consumo de 0.3mA, esto deja un presupuesto de 0,2 mA para alimentar el resto de la circuitería del dispositivo. Dispositivos que requieren más de 500 mA están obligados a tener fuente externa. Por otra parte, la práctica de tratar de obtener energía a partir de dos puertos USB, mediante un cable modificado, no está permitido y puede dañar fácilmente los puertos.

3) **CONTROL DE UN DISPOSITIVO.** [16] : Antes de entrar en detalles, se explicara la forma en que el host reconoce e instala un dispositivo al conectarlo en términos generales. Teniendo en cuenta que sólo hay dos líneas de datos a utilizar (D+ y D-), es sorprendente cómo muchas condiciones diferentes se indican con ellos:

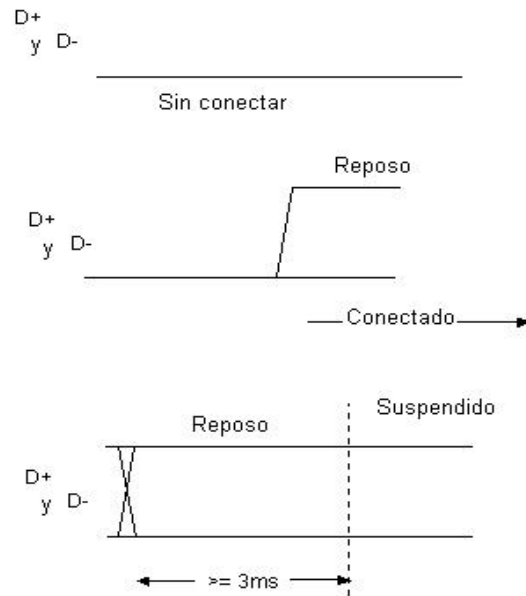


Fig. 10

ESTADOS DESPUÉS DE CONECTAR UN DISPOSITIVO USB A UN PC.

FUENTE AUTORES

SIN CONECTAR: Cuando no hay ningún dispositivo conectado, el host podrá ver las dos líneas de datos de baja, ya que su resistencia de 15 K[ohm] muestra cada línea de datos como baja. [17]

CONECTADO: Cuando el dispositivo está conectado al puerto, el host ve D + o D- cambiar a un nivel '1', y se sabe que un dispositivo se ha conectado, el '1' será el nivel D-para un dispositivo de baja velocidad, y D + de un dispositivo de máxima velocidad (o alta). [17]

INACTIVO: El estado de las líneas de datos cuando esta se detiene es alto, y la otra línea es baja, se llama el estado de reposo, este es el estado de las líneas de antes y después de un paquete es enviado. [17]

SUSPENDIDO: Una de las características del USB, que es una parte esencial del énfasis actual de productos "verdes.es su capacidad para apagar un dispositivo sin usar, esto se logra mediante la suspensión del dispositivo. Un dispositivo de suspensión puede tomar no más de 0,5 mA de V_{Bus} . Además un dispositivo en suspensión debe reconocer la señal de inicio,

y también la señal de reset.

Cuando se conecta un dispositivo USB en el host este se da cuenta que un dispositivo se ha conectado debido a la resistencia de pull-up en una línea de datos.

El host envía señales de un reinicio USB al dispositivo, con el fin de de iniciar en un estado conocido al final de la restauración. En este estado el dispositivo responde a la dirección 0 por defecto, hasta que el dispositivo se termine de restaurar el sistema impide que los datos sean enviados al host por el puerto.

El host puede ahora enviar una solicitud hasta el punto final de la dirección del dispositivo 0 y averiguar su tamaño máximo. Se puede descubrir que dispositivo es mediante el uso del comando Get Descriptor. Esta solicitud es la que el dispositivo debe responder incluso en la dirección 0. Por lo general el host ahora restablecerá de nuevo el dispositivo. A continuación, envía una solicitud de Ajuste de la dirección, con una dirección única para el dispositivo en la dirección 0. Después que la solicitud sea completada, el dispositivo asume la nueva dirección. Normalmente, el anfitrión va a comenzar ahora a prueba el dispositivo de todos los detalles que considere necesario, algunas solicitudes involucradas son:

- Obtenga descriptor del dispositivo
- Obtenga descriptor de configuración
- Obtener descriptor de cadena

Una vez que el host siente que tiene una imagen bastante clara del dispositivo que se conecto, carga un controlador de dispositivo adecuado.

El controlador del dispositivo seleccionará una configuración para el dispositivo, mediante el envío de una petición de configuración establecida en el dispositivo. El dispositivo ya está configurado, y puede empezar a trabajar según su diseño, a partir de ahora se puede responder a las solicitudes de dispositivos específicos, además de las solicitudes estándar. Se puede ver que hay una serie de peticiones que un dispositivo tiene que responder. Los datos se envían mediante 4 diferentes tipos de transferencia:

- Las transferencias de control
- Las transferencias de interrupción (*Interrupt Transfers*).
- Las transferencias *Bulk*
- Transferencias isócronas

IV. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ELECTROOCULÓGRAFO

Teniendo en cuenta las características de la señal ocular y las interferencias con que esta se puede ver afectada, se plantea un diseño para obtener la señal del EOG con la información necesaria para nuestro propósito. Como se puede ver en la figura 11, el sistema propuesto se divide en diferentes etapas, de las cuales la de preamplificación tiene una ganancia baja para no amplificar los ruidos presentes en la captura de la señal y saturar el amplificador, después con la etapa de filtrado se busca eliminar las componentes frecuenciales distintas a la información del EOG. De igual manera, un circuito para la referencia de la señal con el fin de reducir las capacidades necesarias de los instrumentos utilizados ya que se tiene realimentación activa. Al final la etapa de amplificación busca adecuar la señal hasta

una ganancia más elevada que será necesaria para un posterior tratamiento (conversión analógica digital).

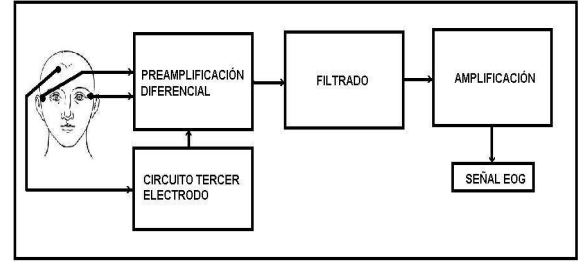


Fig. 11

DISEÑO PLANTEADO PARA LA CONSTRUCCIÓN DEL EOG, FUENTE AUTORES.

A. PREAMPLIFICACIÓN DIFERENCIAL [12]

Teniendo en cuenta las interferencias capacitivas, y en el escenario más favorable (paciente completamente aislado de tierra) las capacitancias C_p y C_b tendrán un valor aproximado de 0.2 p F y 100 p F respectivamente. Ahora bien, para saber qué tanto se ve afectada la señal ocular al momento de su captura tenemos la siguiente expresión que describe el comportamiento presentado en la figura 7.

$$V_{mc_p} = V_{rms} \times \frac{Z_m}{Z_r + Z_m} \quad (2)$$

$$V_{mc_p} = 2\sqrt{2} \times V_{red} \times \frac{C_r}{C_m + C_r} \quad (3)$$

$$V_{mc_p} = 0,62[V] \quad (4)$$

Donde, V_{mc_p} es la tensión en modo común del paciente.

V_{rms} tensión *rms* de la red.

c_m y c_r capacitancias parásitas.

Z_m y Z_r impedancias asociadas a las capacitancias parásitas.

Y para un caso extremo el resultado es de

$$V_{mc_p} = 6,3778[V] \quad (5)$$

Por lo anterior, y sabiendo que la señal del EOG tiene una amplitud mínima que está alrededor de los 250 u V, se puede decir que la afecta hasta el punto de ocultar la señal ya que es mas de 2000 veces más grande. La amplificación diferencial atenúa la señal de interferencia en modo común en su mayoría, esto se conoce como CMRR y se puede ver en la siguiente expresión:

$$V_{in} = \frac{V_{mc_p} \times A_{mc}}{A_d} = \frac{V_{mc_p}}{CMRR} \quad (6)$$

Donde, V_{in} , es la señal de interferencia de entrada.

V_{mc_p} , tensión en modo común del paciente referida a tierra.

A_{mc} Ganancia en modo común.

A_d , Ganancia diferencial.

Y se puede despejar el CMRR para obtener el valor necesario

para la implementación teniendo en cuenta que la señal del EOG varié alrededor del 1 %.

Por lo que al realizar los cálculos queda de esta forma:

	Condiciones Adecuadas	Condiciones Extremas
V_{mcp}	0.62	6.3778
V_{eog}	250	250
$CMRR$	107	128

TABLE II

CÁLCULO DEL $CMRR$ EN DIFERENTES CONDICIONES

Por esto y para una correcta atenuación de la señal de interferencia se debe escoger un amplificador diferencial con un $CMRR$ mínimo de 107 db.

Para realizar la etapa de preamplificación, se utilizó un amplificador de instrumentación, teniendo en cuenta distintas variables a la hora de escoger una referencia:

- Impedancia de entrada en modo común (Z_{mc}).
- Impedancia de entrada en modo diferencial (Z_d).
- Relación de rechazo en modo común ($CMRR$).
- Relación de rechazo frente variaciones de alimentación ($PSRR$).

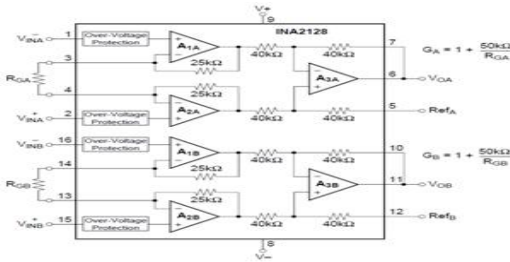


Fig. 12

INA2128 ESQUEMA INTERIOR. [14]

El integrado que se escogió fue el INA2128 gracias a que ofrece un balance en estos parámetros, además está compuesto por dos amplificadores de instrumentación lo que ayuda a un mejor aprovechamiento en area del PCB.

	Z_m	Z_d	$CMRR$	$PSRR$
Valor	(10e10)/2	(10e11)/9	20 dB	90-130 dB

TABLE III

CARACTERÍSTICAS DEL AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN.

B. CIRCUITO DEL TERCER ELECTRODO

Para reducir la tensión en modo común en el paciente se coloca un electrodo de referencia, ya que la impedancia de este electrodo es menor comparada con la que se puede dar entre el paciente y tierra. Sin tener en cuenta la resistencia Electrodo piel

(debido a la alta conductividad del cuerpo humano) la tensión a la que estará expuesto quedaría de esta forma:

$$[V_{mc}] = \frac{[V_{red}]}{[X_{cr} + Z_{e3}]} \times [Z_{e3}] = \frac{[V_{red}]}{[\omega \times C_r + Z_{e3}]} \times [Z_{e3}] \quad (7)$$

Donde, V_{mc} es la tensión en modo común.

V_{red} Tensión de la red.

Z_{e3} Impedancia del electrodo de referencia.

c_r capacitancias parásitas.

X_{cr} Reactancia de la capacitancia parásita C_r .

	Condiciones Adecuadas	Condiciones Extremas
$V_{mc} + 3er(uV)$	230	2070
$CMRR + 3er (dB)$	39	58

TABLE IV

CMRR NECESARIO DESPUÉS DE CONECTAR EL ELECTRODO DE REFERENCIA .

Es de notar la reducción que existe en la necesidad de un $CMRR$ alto después de esta configuración, dando lugar a un mejor rechazo de la tensión en modo común. Como se creó un camino a tierra por el paciente, se debe colocar una impedancia elevada entre el paciente y esta, así se reduce la posibilidad de corrientes de fuga en caso de cualquier daño presente en el EOG [13]. Esto se logra colocando una configuración de realimentación activa hacia el paciente, logrando así una tierra virtual para el tercer electrodo. Para conectar el tercer electrodo (electrodo de referencia) se sigue el esquema propuesto por el fabricante del opamp.

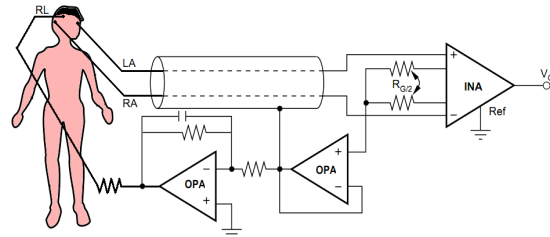


Fig. 13

CONEXIÓN DEL TERCER ELECTRODO EN REALIMENTACIÓN ACTIVA CON EL PACIENTE. [14]

Para el montaje de esta configuración se usó el OPA4227 de Texas Instrument, porque ofrece 4 amplificadores operacionales en su interior además de sus características y según el fabricante, uno de sus usos es la construcción de filtros activos. El OPA227 tiene un bajo nivel de ruido para un gran ancho de banda. De igual manera tiene un *Slew Rate* alto.

el cual tiene como características principales

- Alimentación: +-2.5V a +-18V
- Bajo ruido: 3nV/hz
- $CMRR$: 138 d

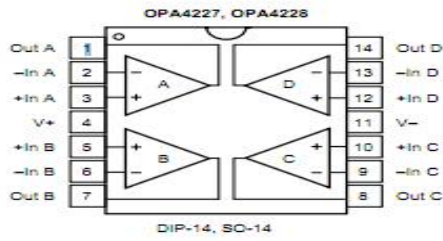


Fig. 14

DISTRIBUCIÓN DE AMPLIFICADORES OPERACIONALES [14].

C. FILTRADO

Realizada la primera adquisición y preamplificación de la señal se debe realizar el filtrado de la misma para eliminar todo el ruido posible presente en la señal. Para la elección de la respuesta deseada del filtro se debe tener en cuenta las características frecuenciales de la señal y las respuestas que ofrecen los distintos tipos de implementación. Como se mostró anteriormente la señal producida por entre la cornea y la retina (EOG) es una señal cuadrada con una fuerte pendiente inicial al momento del inicio de la sacada. Por esto el filtro que se debe colocar es aquel que su respuesta sea lo más plana posible en amplitud para no dar valores que puedan confundir la medición o captura. Utilizando el programa *FilterPro*², se diseño de acuerdo a las condiciones anteriormente expuestas y los resultados fueron los mostrados en la figura 16.

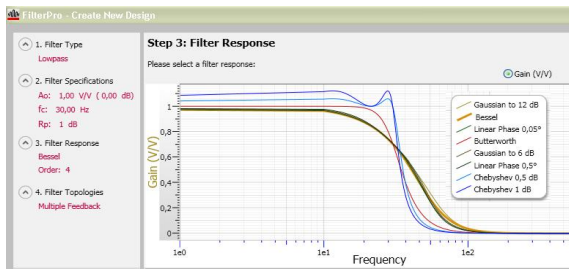


Fig. 15

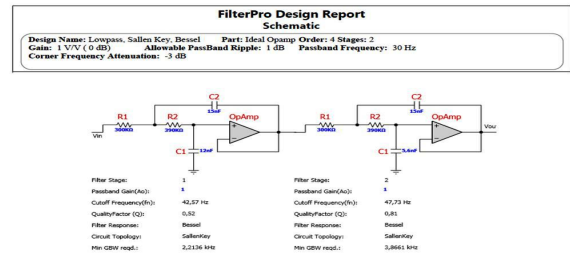
RESPUESTAS EN FRECUENCIA DE DIFERENTES CLASES DE FILTROS.FUENTE AUTORES

La configuración tomada fue la de Bessel, ya que 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.

D. AMPLIFICACIÓN

La etapa de amplificación final está compuesta por un amplificador operacional inversor que rectifica el desfase introducido de -180° por las etapas de acoplamiento. El circuito posee un

²Software con licencia gratuita obtenido en <http://www.ti.com/tool/filterpro>.



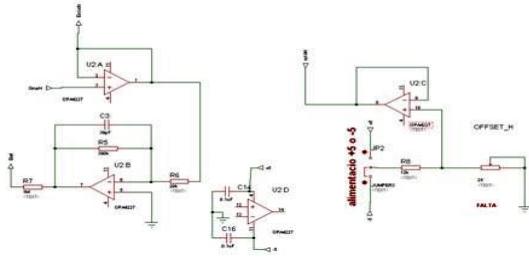


Fig. 18

MONTAJE PARA EL TERCER ELECTRODO CON EL OPA4227.FUENTE AUTORES

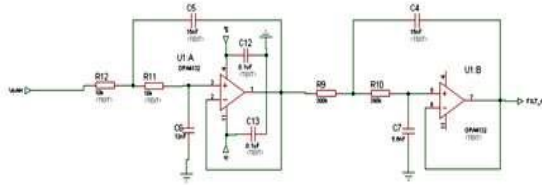


Fig. 19

MONTAJE PARA EL TERCER ELECTRODO CON EL OPA4227.FUENTE AUTORES

de 10bits, permitiendo una gran resolución para identificar los cambios presentes en una señal ya amplificada.

Así mismo, después de tener los valores digitales, estos se usan como un decodificador para lograr así una secuencia de salida (ON-OFF) de distintos puertos para conectarlos al mouse diseñado. Para utilizar el módulo de conversión analógica-digital MPLAB C18³ proporciona la librería `adc.h` la cual contiene funciones necesarias para la configuración e implementación del mismo.

La librería al ser utilizable en todos los microcontroladores 18F agrupa las funciones dependiendo de sus características, y para saber en cual entra el que estamos usando recurrimos al archivo `pconfig.h`, por ejemplo para el PIC18F2550 le corresponde `ADC V5`.

A. FUNCIONES PARA ADC V5

- `OpenADC(PARAM SCLASS unsigned char,PARAM SCLASS unsigned char,PARAM SCLASS unsigned char)`; Con ella se configura el reloj, el formato, tensión de referencia, puerto y canal de la conversión.
- `CloseADC()`; Desactiva el conversor y la interrupción.
- `SetChanADC(Unsigned char)`; Selecciona el canal que se va a utilizar.
- `ConvertADC()`; Comienza la conversión.
- `SetChanConvADC (Unsigned char)`; Selecciona canal y comienza conversión.
- `BusyADC()`; Comprueba si la conversión a finalizado.

³Versión demo de 60 días, descargable de la página <http://www.microchip.com>.

- `ReadADC()`; devuelve la lectura del canal analógico seleccionado.

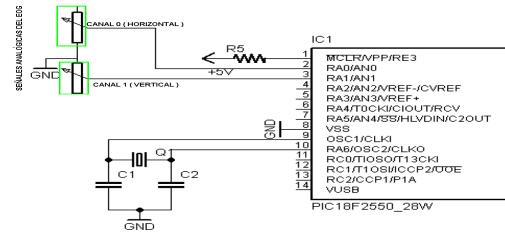


Fig. 20

ESQUEMA DE CONVERSIÓN A/D DE LAS SEÑALES DEL EOG. FUENTE AUTORES

VI. INTERFAZ EOG-PC

A. USB

El objetivo del USB fue encontrar una solución a la mezcla de métodos de conexión a la PC, porque satisface las necesidades básicas de *plug-and-play*.

1) CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO HID TIPO MOUSE: ESQUEMA DEL CIRCUITO DISEÑADO PARA LA IMPLEMENTACIÓN DEL MOUSE

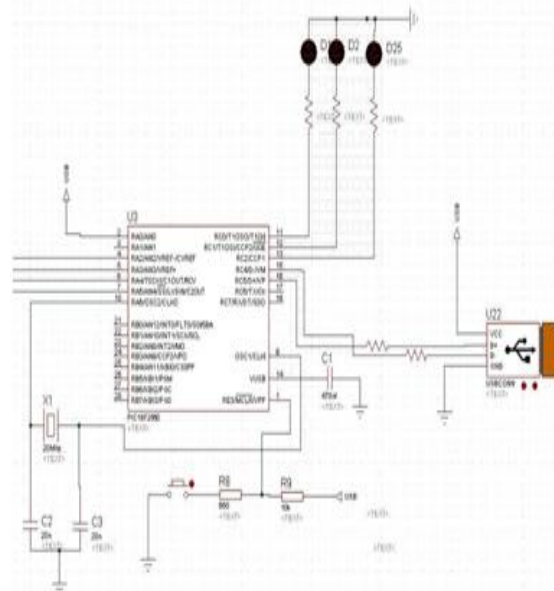


Fig. 21

CIRCUITO DISEÑADO PARA LA IMPLEMENTACION DEL EOG-MOUSE. FUENTE AUTORES

Para desarrollar este dispositivo se utiliza el PIC18f2550 debido a sus características: Soporta *Full Speed* y *Low Speed*, Soporta modos interruptivo, isócrono y *bulk transfer*, y tiene una arquitectura optimizada para C [17].

Cabe destacar, que se trabajo con Mplab IDE, el cual es un ensamblador, enlazador, gestión de proyectos, depurador y simulador. Para implementar el mouse, se programo en C18 utilizando MPLAB C18⁴, es un compilador que produce el código⁵, puede ser ejecutado por la familia de microcontroladores de Microchip PIC18XXXX. Entre las principales ventajas de la implementación con MPLAB C18 se tiene:

- Sigue la norma ANSI C.
- Librerías para comunicaciones SPI, I2C, UART, USART, USB, generación PWM, cadena de caracteres y funciones matemáticas de coma flotante.

VII. RESULTADOS

A. VERIFICACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL ELECTROOCULÓGRAFO SOBRE EL PCB

Después de verificar el funcionamiento del EOG sobre tarjetas prototipo, se procede a realizar el montaje final, corrigiendo los diversos errores de diseño en la etapa de creación, como espacio entre las ramas del circuito, ángulos, disposición de elementos, filtrado de la señal, entre otros.

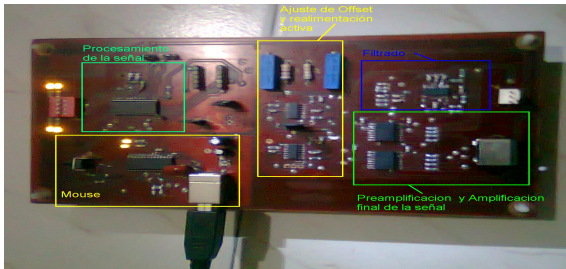


Fig. 22

DISTRIBUCIÓN FINAL DE LA TARJETA. FUENTE AUTORES

Al conectar las dos derivaciones horizontal y vertical según lo explicado en los capítulos anteriores, se compara los resultados teóricos contra los resultados obtenidos en el laboratorio y observados con el osciloscopio, esto son:

La señal ocular tiene una amplitud entre los 250 - 3500 μ V, según la ganancia propuesta(10.26 V/V) en nuestro diseño para la captura (preamplificación) se esperaba una salida de 2.56 - 35.91 mV, el resultado no está lejos de la realidad pues fue alrededor de los 10 mV en un ángulo específico.

Si se comprueba la salida en el filtro diseñado para corregir la presencia de biopotenciales no deseados se obtiene la información que suministra el EOG. Seguidamente este biopotencial se amplifica con un factor de 74.53 V/V para tener un mejor rango de amplitud.

Las formas de onda corresponden a los diferentes movimientos del ojo tales como sacada y seguimiento, el objetivo principal de este trabajo es controlar el puntero del mouse del PC, para esto se usa el sacádico porque su forma de onda es cuadrada lo cual facilita un procesamiento posterior, pues si se observa a un lado tiene un valor opuesto que si se mira al otro

⁴Versión demo de 60 días, descargable de la página <http://www.microchip.com>.

⁵Ver anexo B, código diseñado para que el computador reconozca el electrooculografo como un dispositivo USB tipo mouse.

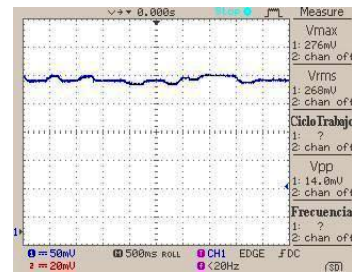


Fig. 23

FILTRADO. FUENTE AUTORES

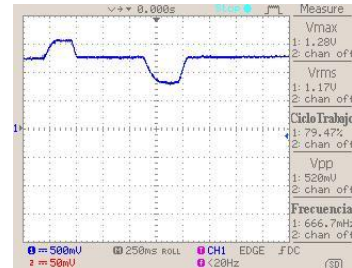


Fig. 24

SEÑAL FINAL DESPUÉS DE LA AMPLIFICACIÓN. FUENTE AUTORES

extremo, esto cumple para las dos derivaciones captadas por el electrooculografo.

Como se presento anteriormente, los biopotenciales no son determinísticos pues las condiciones entre pacientes varia de uno a otro, además factores externos como la luz, posición de los electrodos y posición del usuario, hacen que la señal varíe su nivel de tensión de offset y un poco la ganancia, a pesar de estos factores y por ajuste del instrumento se puede tener un valor de reposo (mirando al frente) comprendido entre 1 y 4 voltios.

B. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

La siguiente figura 28 muestra los valores obtenidos para 5 diferentes usuarios, es de notar que cada uno tiene un nivel diferente de tensión pero se mantiene una relación entre el nivel de reposo y cada movimiento sacádico, esto se puede aprovechar para crear un patrón de salida con el cual se va a controlar las distintas entradas del mouse.

Por ejemplo, al usuario cuyos movimientos están descritos por la gráfica en color rojo se le toma una lectura en su nivel de reposo (aproximadamente 2.25 voltios que corresponden a 460 en su valor digital) y se guarda en la memoria del micro, estableciendo una condición para que el puntero no se mueva. Ahora bien, si se mide al momento que este está mirando a un lado cualquiera (derecha: aproximadamente 2.75 voltios que corresponden a 562 en su valor digital) el micro está programado para ejecutar una acción, en este caso le dice al PC que mueva el puntero a la derecha si existe un valor de tensión superior al valor de reposo leído mas 50, lo mismo para la derivación vertical.

Por tal razón, el nivel de offset que se lea a los usuarios no afecta el procesamiento de esta señal.

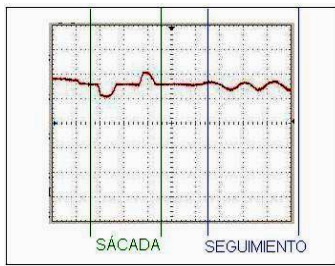


Fig. 25

MOVIMIENTOS OCULARES, DE SÁCADA Y SEGUIMIENTO. FUENTE AUTORES

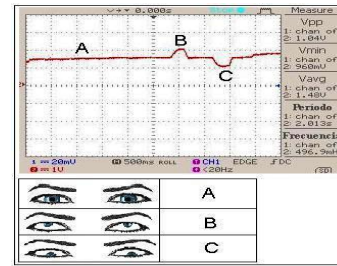


Fig. 27

REPRESENTACIÓN DERIVACIÓN VERTICAL. FUENTE AUTORES

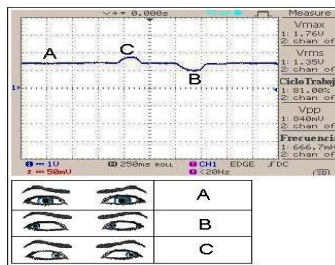


Fig. 26

REPRESENTACIÓN DERIVACIÓN HORIZONTAL. FUENTE AUTORES

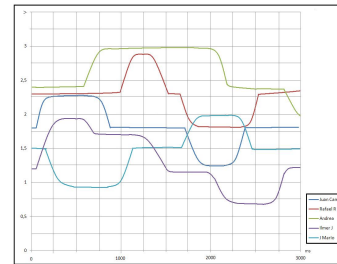


Fig. 28

MEDIDAS A DISTINTOS USUARIOS. FUENTE AUTORES

C. DETECCIÓN DEL DISPOSITIVO HID TIPO MOUSE POR PARTE DEL COMPUTADOR

Para finalizar este capítulo, se conecta el dispositivo al computador mediante el puerto USB, y lo reconoce como un *hardware* nuevo de interfaz humana junto a los demás instalados en el computador tales como teclados y joystick, sin instalar ningún software necesario para el funcionamiento de este en cualquier sistema operativo.

D. RESOLUCIÓN DEL CURSOR

Al conectar el dispositivo en diferentes computadores el resultado no varía, logrando un movimiento pixel a pixel según la dirección a la que el usuario ordena. esto se comprobó en 5 usuarios diferentes, asignándoles una tarea específica, la cual fue abrir un documento ubicado en el escritorio del PC y tratar de leerlo, de estas 5 personas 2 lograron cumplir su objetivo, pues adecuarse y manipular un nuevo *hardware* toma un tiempo.

VIII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Los resultados obtenidos en las diferentes pruebas a distintos usuarios permiten mostrar que mediante la electrooculografía se puede detectar con gran precisión los movimientos realizados por los ojo tales como los sacádicos y de seguimiento.

Así mismo, este proyecto está dirigido especialmente aquellas personas que poseen discapacidades motoras y desean realizar sus actividades cotidianas; en este caso, la utilización de un ordenador con el puntero del *mouse* manipulado por los

movimientos oculares.

Las señales verticales y horizontales de las diferentes personas a las cuales se les realizaron las pruebas, mostraron un comportamiento similar pero con una cierta variación del voltaje offset, el cual no afecta la captación ni la amplificación de las señales oculares porque al llegar a la etapa de adquisición el microcontrolador lee la entrada y la toma como referencia para su funcionamiento.

Con la ayuda de las visualizaciones que se obtuvieron en el osciloscopio se concluyó que los siguientes factores no permiten una adquisición adecuada e instantánea de las señales oculares:

- Los electrodos no siempre van a estar en la misma distancia ni en la misma posición.
- Como este proyecto fue desarrollado para personas que padecen disminución en la movilidad parcial o total, y las pruebas se realizaron a usuarios con todos sus movimientos motrices lo cual afecta la captación de las señales oculares pues el movimiento constante o el cambio de posición genera características diferentes en la señal de entrada.
- Los cables y las gafas ejercen un peso y una presión que afecta la ubicación de los electrodos.
- El no limpiar la zona donde se van a ubicar los electrodos y el sudor producido por el paciente.

Por lo anterior, y si estos factores están fuera del rango de operación propuesto para que el microcontrolador funcione se debe ajustar nuevos valores en la señal de offset con los que el instrumento diseñado pueda funcionar, esto se da porque el

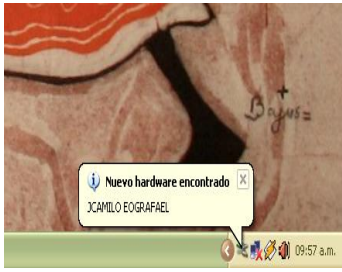


Fig. 29

DETECCIÓN DEL MOUSE POR PARTE DEL COMPUTADOR. FUENTE AUTORES



Fig. 30

ENUMERACIÓN DEL DISPOSITIVO EN EL SISTEMA OPERATIVO. FUENTE AUTORES

electrodo se aleja o acerca mas de la piel variando los niveles de amplitud en la señal de entrada saturando los amplificadores, para mejorar su funcionamiento se debe crear una forma de adquisición mas estable donde se reduzca al máximo el desplazamiento de los electrodos.

El dispositivo de interfaz humana USB presentado en este proyecto brinda una nueva herramienta para la interacción con el computador independiente del sistema operativo y sin necesidad de software externo, permitiendo así el diseño de teclados, *joystick*, entre otros periféricos de entrada solo con variar pocas líneas del código implementado, esto es posible al cambiar el descriptor del elemento requerido. La sincronización de tiempos y velocidades de transmisión son las mismas.

REFERENCES

- [1] Conrad Stephens, K. Semilogia de los trastornos motores deficitario. Temas de neurología 2003. Cap. 3; p. 2-6.
- [2] Nela Alvarado, R.M. Integración Normalizada de las Personas con Discapacidad. Temas de neurología.
- [3] Crespo, Antonio. Eye-movement and Pupillometry. Research Group.
- [4] Bates, Richard. THE UNIVERSAL ACCES HANDBOOK. Research Group.
- [5] Labs, Sr. THE EYE-TRACKING COMPANY.
- [6] Gonzales, Lucio. Luvoni, Sergio. Irigoian, Guillermo. Agüero, Pablo. D. Tulli, Juan. C. ELECTROOCULOGRAFÍA NUEVAS PERSPECTIVAS PARA DISCAPACITADOS MOTRICES. Universidad Nacional de Mar del Plata.
- [7] Barea Boquete, Mazo, L. Lopez, M. System for Assisted Mobility using eye Movements BAsed on Electrooculography IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. Universidad Nacional de Mar del Plata. 2002.

- [8] Otero Murillo, Oscar Javier. Ramires Fuentes, Gustavo. Diseño e Implementación de un Sistema de Control Móvil usando electrooculografía. Universidad Santo Tomas-Tunja.
- [9] Loayza Villar, Francisco. Atlas de anatomía ocular : 5to. aniversario del laboratorio de anatomía ocular del I.N.O. fundado el 1ro. de Julio de 1996 Lima, Ministerio de Salud. Instituto de Oftalmología, 2001
- [10] Farias, Maria Del Carmen. La ciencia para todos. Fondo de cultura económica de México ISBN 968-16-5259-2
- [11] Meneses Arévalo, Alexis. Toloza Cano, Daissy Diseño y construcción de un monitor de signos vitales básicos en un computador
- [12] Ferrero Corral, José. Bioeléctronica, señales bioléctricas Universidad Politécnica de Valencia, Cap.2 p.478-503
- [13] Gallego Navarrete, David. Desarrollo de un sistema de adquisición y procesado de señales electrooculograficas para el diagnostico de la Ataxia
- [14] Texas Instrument. www.ti.com
- [15] Devis class definition for human interface devise (HID) firmware specification 27/6/01, versión 1.11.
- [16] Axelson, Jan USB complete fourth edition, 2009.
- [17] Moyano, Jonathan. PIC18F2550 y USB Desarrollo de aplicaciones
- [18] Kherlopian, Armen R. Gerrein, Joseph P. Kim, Kristina. Sukumaran, Madhav. BEElectrooculogram based system for computer control using a multiple feature classification model Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006
- [19] Venkataramanan, S. Pranay, Prabhat, Nemade, Harshal B. Biomedical Instrumentation based on Electrooculogram (EOG) Signal Processing and Application to a Hospital Alarm System Department of Electronics and Communications Engineering, Indian Institute of Technology Guwahati, INDIA.