



Amplificador de biopotenciales para electroretinografía

C.A. Herrera Ramírez, A. Moreno Pérez member, IEEE, K. G. Chávez Gutiérrez,
L. Niño de Rivera y Oyarzabal, J. M. Herrera Ramírez, V. Ponomaryov

Resumen: Este trabajo propone un sistema para la adquisición de biopotenciales eléctricos provenientes de la retina y que pueden ser medidos en la cornea del ojo para aplicaciones en electroretinografía (ERG). El sistema aquí presentado fue construido con circuitos discretos y tiene un nivel mínimo de amplificación de 60 dB y un máximo de 100 dB, así mismo, cuenta con un filtro pasa banda *Butterworth* de segundo orden con un ancho de banda de 0.16 Hz a 300 Hz. En los resultados se muestran señales biológicas adquiridas de la cornea de un ser humano.

Abstract: This work proposes an electrical biopotential acquisition system coming from the retina and could be measured on the eye's cornea with applications in electroretinography (ERG). The presented system was built with discrete elements and has a minimum amplification level from 60 dB to 100 dB maximum, besides, it has a second order *Butterworth* band pass filter with a bandwidth from 0.16 Hz to 300 Hz. The acquired biosignals from a human cornea are shown in the results.

Keywords: electroretinography, biopotentials amplifier.

Introducción

Los electroretinógrafos actuales muestran un patrón de puntos que encienden de manera aleatoria y es

observado por un paciente con problemas en la retina; cuando el patrón proyectado por el monitor llega a la retina, excita a las células fotorreceptoras llamadas conos y en conjunto con otras células, producen una señal eléctrica que puede ser medida en la cornea del ojo con un electrodo especial [1].

El electrodo se encuentra conectado a un amplificador de biopotenciales diseñado para, eliminar el ruido de alta frecuencia, amplificar la señal y transmitirla a un sistema de adquisición, como se observa en la figura 1, donde la información es procesada y mostrada gráficamente de tal forma que el oftalmólogo pueda interpretar y emitir un diagnóstico para un adecuado tratamiento de la enfermedad.

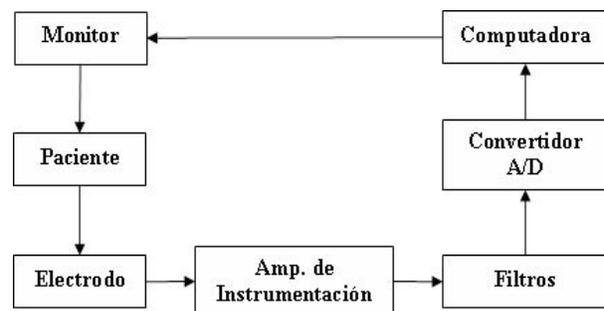


Fig.1 Diagrama de bloques del Electroretinógrafo.

La función esencial de los amplificadores de biopotenciales es tomar una señal eléctrica débil de origen biológico e incrementar su amplitud para después ser procesada, grabada ó desplegada [2]; usualmente éstos son amplificadores de voltaje. Para su uso biológico todos los amplificadores de biopotenciales deben cumplir con ciertos requerimientos básicos, entre ellas, deben tener alta impedancia de entrada con el objeto de proveer carga mínima a la señal que va a ser medida [3].

Las características que el amplificador de ERG debe reunir según el estándar ISCEV (de sus siglas en inglés: "International Society for Clinical Electrophysiology of Vision"), se muestran en la tabla 1 [4].

Carlos Alonso Herrera Ramírez, ESIME Culhuacán
cahr21@yahoo.com.mx
Alejandro Moreno Pérez, ESIME Culhuacán
Aiglos86@hotmail.com
Luis Niño de Rivera y Oyarzabal, ESIME Culhuacán
lndr@prodigy.net.mx
Av. Santa Ana 1000, Col. San Francisco Culhuacan, 04430.
Delegación Coyoacán. México D.F.
Karla Gabriela Chávez Gutiérrez APEC
kgchg77@hotmail.com
Vicente García Torres 46 México, D.F., C.P. 04030 Delegación
Coyoacán
José Martín Herrera Ramírez, CIMAV
martin.herrera@cimav.edu.mx
Miguel de Cervantes No. 120, C.P. 31109, Chihuahua, Chih.,
México.



Tabla.1 Especificaciones para el amplificador de ERG.

Característica	Especificación
Ganancia	100000 to 200000
CMRR	80 dB min
Ancho de Banda	3 a 300 Hz
Impedancia de entrada mínima	10 MΩ

Las características de los electrodos de biopotenciales pueden afectar al equipo por la carga eléctrica que ven, que combinado con la carga, pueden ser minimizados haciendo la impedancia de entrada del amplificador lo más alta posible, resultando en la reducción de la distorsión. Los amplificadores de biopotenciales modernos tienen una impedancia de entrada de al menos 10 MΩ. Por otro lado, la entrada al circuito del amplificador debe proveer protección al organismo que va a ser estudiado. Cualquier corriente o potencial a través de las terminales de entrada, es capaz de afectar el potencial biológico que está siendo medido [2, 5].

A causa del nivel pequeño de las señales de biopotenciales, es importante limitar el ancho de banda del amplificador, lo cual es necesario para procesar adecuadamente la señal obteniendo así, niveles óptimos de relación señal-ruido. Usualmente, las señales ERG oscilan entre los 2μV y 700μV – dependiendo de la estimulación – por tal motivo, dichas señales deben ser amplificadas a niveles compatibles con equipos de grabación o visualización, esto significa que la mayoría de los amplificadores deben tener altas ganancias en el orden de mil o superiores [2, 6].

El CMRR que debe ofrecer un amplificador debe ser al menos de 80 dB y que a la impedancia de entrada del dispositivo a los 60 Hz sea de al menos 1 GΩ para prevenir desbalances provenientes de la fuente o del paciente [2].

Los electrodos utilizados son de dos tipos, el electrodo de lente y el electrodo de superficie. El primero es una lente flexible que cuenta con un anillo de oro en su cara interior y un cable conductor de cobre conectado al controlador; éste es colocado sobre el globo ocular. El electrodo de superficie es la referencia y puede ser colocado en la frente, en la sien o bien en el lóbulo de la oreja [1]. Ambos electrodos son colocados antes de iniciar la prueba, como se muestra en la figura 2, y sus terminales de ambos van hacia el amplificador de biopotenciales que está diseñado para proporcionar una alta ganancia [7].

Desarrollo

La figura 3 muestra el diagrama a bloques del sistema propuesto para la adquisición de señales para ERG, dicho circuito está constituido por un amplificador de instrumentación, un filtro pasa banda, un filtro de muesca y una etapa más de amplificación para alcanzar un nivel aceptable en la señal.

Amplificador de instrumentación

El amplificador de instrumentación es un dispositivo creado a partir de amplificadores operacionales. Está diseñado para tener una alta impedancia de entrada y un alto rechazo en modo común. Estos dispositivos se utilizan especialmente para situaciones en las que los amplificadores operacionales ordinarios no pueden responder satisfactoriamente a las especificaciones del diseño tales como: bajos niveles de ruido en la salida y elevado CMRR [3].



Fig. 2 Colocación de los electrodos.

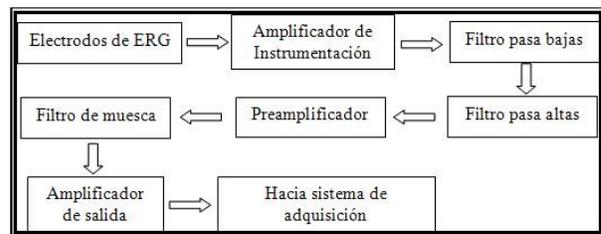


Fig. 3 Diagrama a bloques del amplificador de biopotenciales.



En este diseño se usará el amplificador de instrumentación AD521JD de *Analog Devices* por sus características de fácil ajuste de ganancia con dos resistencias R_G y R_S , alto CMRR, ajuste del *offset* de salida, alta impedancia de entrada y bajo nivel de ruido (tabla 2) [8].

Tabla.2 Especificaciones para el amplificador AD521JD.

Característica	Especificación
Ganancia	0.1 a 1000
CMRR	110 dB min
Nivel de ruido	$0.5 \mu V_{p-p}$, 0.1 a 10 Hz
Impedancia de entrada mínima	$3 G\Omega$

Filtro de muesca

Con el objeto de eliminar la interferencia de la línea de alimentación (60 Hz), es necesario colocar un filtro que atenúe en gran medida la señal de 60 Hz. El tipo de circuito es un filtro de muesca (figura 4) y se construye en base al filtro pasa-banda de banda estrecha y un restador y su función es la de quitar la señal proveniente del filtro a la señal original [3, 6]. Por sus características del restador que permiten darle una ganancia a la señal, se colocó un potenciómetro con un valor de $1 M\Omega$ el cual le da una ganancia variable que va de 0.1 hasta 100.

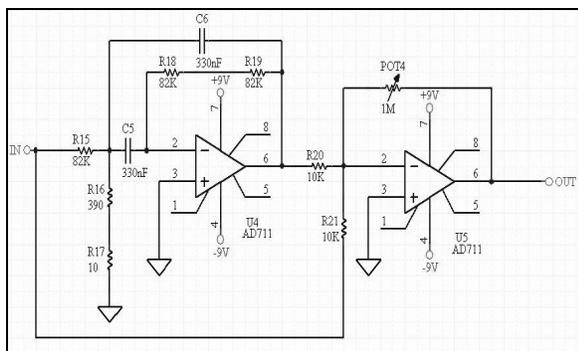


Fig. 4 Filtro de muesca.

Filtro pasabanda

Un filtro pasa-banda es un selector de frecuencia. Permite seleccionar o pasar únicamente una banda particular de frecuencias de entre otras que pueden estar presentes en el circuito [3]; para este diseño es necesario la implementación de un filtro pasa-banda de banda ancha el cual está constituido por dos filtros un

pasa-bajas con una frecuencia de corte de 300 Hz y un pasa-altas con una frecuencia de corte de 0.16 Hz, para esto se emplearon filtros *Butterworth* de -40 DB/Decada (figura 5) [9, 10].

Etapas de ganancia

En la tabla 3 se observa que la ganancia máxima del amplificador es inferior a la especificación, esta situación se soluciona agregando dos etapas más de amplificación, una se encuentra integrada dentro del filtro de muesca con una ganancia variable que va de 0.1 hasta 100 y la otra etapa consiste en un amplificador no inversor con una ganancia fija de 10 (figura 6).

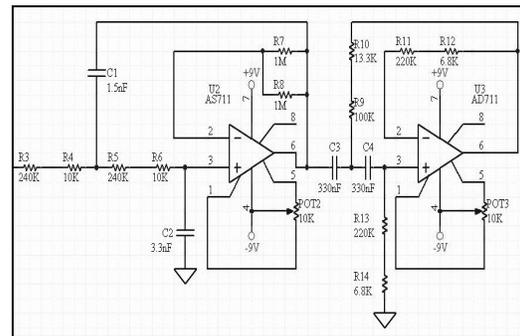


Fig. 5 Filtro pasa-banda.

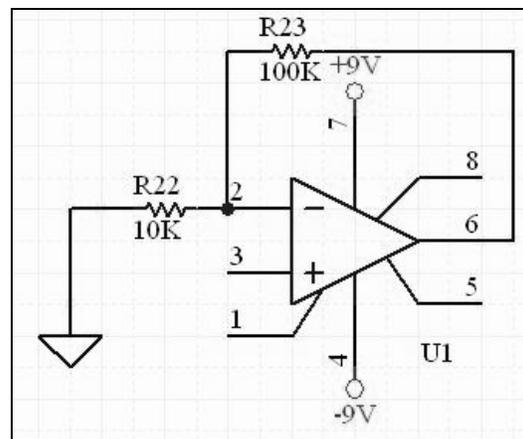


Fig. 6 Circuito amplificador de ganancia 10.

Finalmente, en la figura 7 se muestra el circuito amplificador que se pretende utilizar para la adquisición de señales transcorneales.

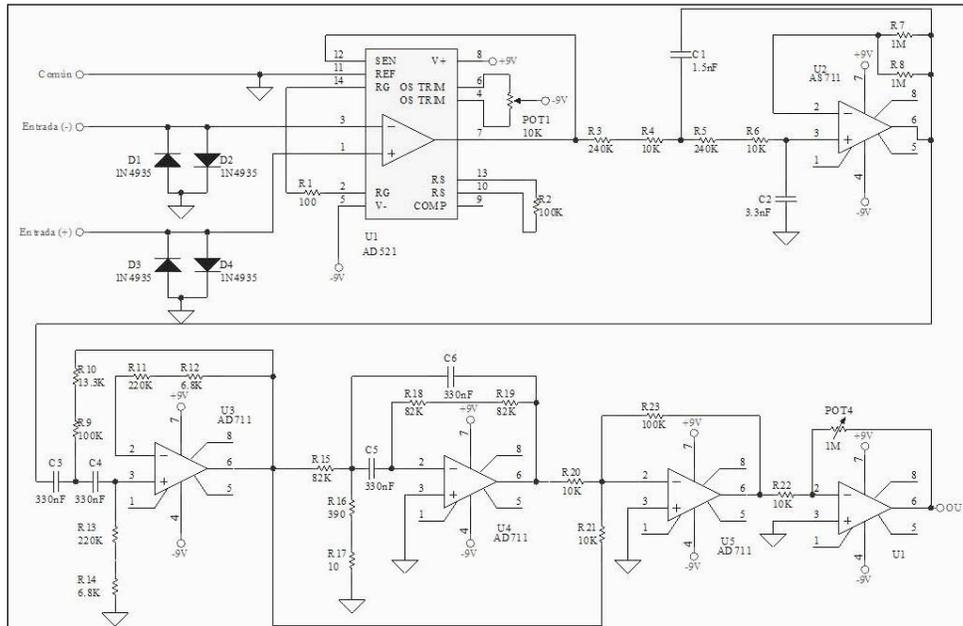


Fig. 7 Amplificador de señales transcorneales.

Resultados

Una vez que se hicieron las pruebas y se verificó el correcto funcionamiento del amplificador se procedió a hacer pruebas en seres vivos; para evitar que la persona bajo prueba sufra una descarga proveniente de la línea de alimentación que pudiera ocasionar daños severos en su sistema visual, todos los equipos fueron operados con baterías desde el amplificador hasta el equipo de medición que en este caso fue un osciloscopio, de esta manera se evitó toda conexión con la línea.

Ya que se tiene completamente aislado al paciente de la línea de alimentación se procede a preparar al paciente de la siguiente forma [11]:

Preparación del paciente.

Se le coloca una gota de *Tropicaina* y *Fenilefrina* con la finalidad de dilatar la pupila y así entre la mayor cantidad posible de luz.

Se limpia la piel de la persona con *Propanediol* crema cuya función es la de eliminar la primera capa de la epidermis y todas las impurezas de la piel del paciente

y así disminuir la presencia de artefactos y reducir la impedancia en la piel [5].

Posteriormente se le colocan los electrodos de piel al paciente, éstos deben tener en su superficie *Polyoxyethylene* que es una crema conductora y permite un apropiado acoplamiento entre la piel y el electrodo.

Se coloca una gota de *Tetracaina* en el ojo, esta sustancia se utiliza para anestesiarse el ojo y así disminuir la sensación de objeto extraño cuando el electrodo es colocado.

Al electrodo de lente se le coloca una gota de *Hipromelosa 2%* cuya función es favorecer la conducción entre la cornea y el electrodo.

Se coloca el electrodo de lente sobre la cornea.

Las pruebas se efectuaron en un cuarto con poca iluminación y como luz de estímulo se utilizó un *Ganzfeld* el cual cuenta con una luz de estimulación de 10 cd/m² a una frecuencia de 1 Hz enviando 5 pulsos en cada periodo de estímulo.

La figura 8 muestra el resultado de la primera lectura realizada en la cornea de un paciente con visión sana. En la figura se aprecian los cinco picos



correspondientes a los cinco estímulos luminosos emitidos por el *Ganzfeld*

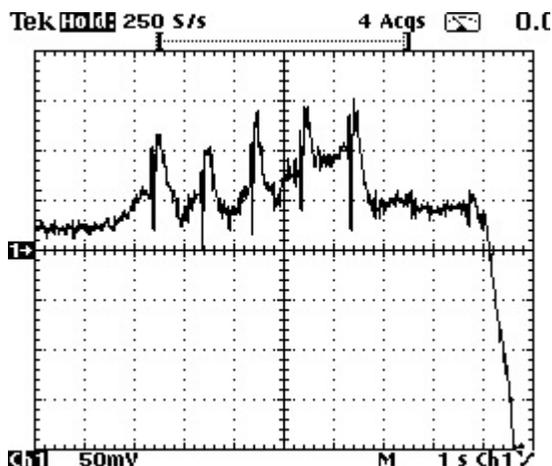


Fig. 8 Señal adquirida estimulando con cinco pulsos luminosos.

En la figura 9 se aprecia una captura mas con el amplificador de biopotenciales diseñado; para esta prueba se modificó el número de estímulos utilizando 7 pulsos luminosos.

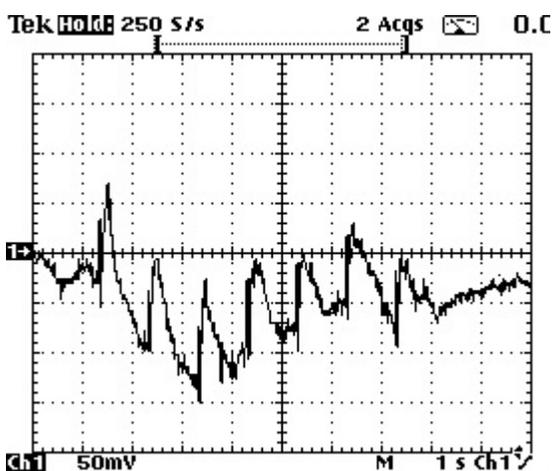


Fig. 9 Señal adquirida estimulando con siete pulsos luminosos.

Como es posible apreciar en las figuras los pulsos registrados por el amplificador de biopotenciales se encuentran montados sobre una señal de baja

frecuencia, así mismo, se observan cambios abruptos de la señal esto se debe a que en el organismo hay diferentes pulsos eléctricos producidos por diferentes órganos, de igual forma, si la persona a la cual se le está realizando el estudio parpadea esto se registra en la lectura, otro factor es el ruido de alta frecuencia que a pesar de los filtros se logra apreciar en la salida. Algunas de las señales que se mencionan son eliminadas mediante *software* realizando filtrado digital y algunas otras aumentando el orden de los filtros.

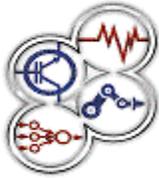
Conclusiones

La obtención de señales biológicas del orden de los micros es en extremo difícil de adquirir, puesto que existen en el medio señales de ruido provenientes de fuentes cercanas que de igual manera que las señales biológicas son amplificadas, por tal motivo, el sistema debe contar con estructuras tales como filtros o *softwares* que hagan distinción entre las señales deseadas y las no deseadas.

El amplificador de biopotenciales para electroretinografía presentado en este trabajo muestra que es capaz de adquirir señales biológicas provenientes de la retina a través de la cornea pero, como ya se mencionó, éste debe ser complementado con un software que ayude a mejorar la calidad de la señal.

Referencias

- [1] D. Robles y L. Niño de Rivera, Modelo adaptable de generación de formas de onda y reconstrucción de imágenes para excitación celular en la retina humana, México D.F., México. Instituto Politécnico Nacional, 2006.
- [2] Eduardo Ramos Diaz, Tesis de maestría: Diseño y construcción de amplificadores multicanales portátiles y sistema de radiotelemedicina para su uso en Electroencefalografía, Instituto Politécnico Nacional, Marzo 2004.
- [3] Robert F. Coughlin, Frederick F. Driscoll, Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales, cuarta edición.
- [4] Michael F. Marmor, Graham E. Holder, Mathias W. Seeliger, & Shuichi Yamamoto, Standar for clinical electroretinography, International Society



for Clinical Electrophysiology of Vision (ISCEV), 2004 update.

- [5] Carlos Alonso Herrera Ramírez, tesis de maestría: “Diseño y construcción de un equipo para electroretinografía”, Instituto Politécnico Nacional”, Julio 2009.
- [6] José Antonio Loaiza Brito, Jaime Román Acevedo, Tesis profesional: “Diseño y construcción de un monitor de electrocardiografía”, Instituto Politécnico Nacional, 1997.
- [7] Robert F. Coughlin and Frederick F. Driscoll, Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales, Prentice Hall, 1993
- [8] Manual de usuario analog devices
- [9] Andrew Eli Grumet, Extracellular electrical stimulation of retinal ganglion cell, Massachussets Institute of Technology, September 1994.
- [10] Andrew Eli Grumet, Electric stimulation parameters for an Epi-Retinal prothesis, Massachussets Institute of Technology, September 1999.
- [11] D. Robles Camarillo, L. Niño de Rivera, H. Quiroz Mercado, M. J. López-Miranda, V. Ponomaryov, E. Escamilla, G. García, C. Herrera, Cornea’s Stimulator Electronic System, Biosignal 2008.

Currículo corto de los autores

M.C. Carlos Alonso Herrera Ramírez.

Ingeniero en Electrónica egresado en 2005 del Instituto Tecnológico de Celaya. Del 2005 a enero del 2007 desempeñó el cargo de Ing. de calidad y asistente en el área de diseño en Mabe refrigeradores. Maestría en ciencias de la ingeniería en micro electrónica en la Sección de Estudios de Postgrado e Investigación, donde realicé investigación en el ramo de visión artificial. Actualmente haciendo estudios de doctorado en la misma sección.

Ing. Alejandro Moreno Pérez.

Graduado en el 2008 del Instituto Tecnológico de San Luis (ITSLP) en Ingeniería Electrónica; actualmente, estudia la Maestría en Ciencias de Ingeniería en Microelectrónica de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica Unidad Culhuacan (ESIME-IPN), donde realiza investigación en el campo de visión artificial.

Dr. Luis Niño de Rivera y Oyarzábal.

Doctorado en Ciencias por la Universidad Autónoma Metropolitana 1999. Maestría en Ingeniería Eléctrica por el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN, 1970. Ingeniería en Comunicaciones y Electrónica por la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, IPN 1968. Actualmente es Profesor Titular “C” de tiempo completo de la Sección de Estudios de Postgrado e Investigación de ESIME Culhuacán. Investigador Nacional.

Dr. José Martín Herrera Ramírez.

Doctorado en Ciencias e Ingeniería de Materiales, Escuela Nacional Superior de Minas de París, Francia; Maestría en Ingeniería Metalúrgica, ESIQIE-IPN; Ingeniería Química, Escuela Militar de Ingenieros. Actualmente Investigador Titular A (CIMAV), SIN 1.

Médico Oftalmólogo Karla Gabriela Chávez Gutiérrez.

Médico egresado de la facultad de medicina de la universidad autónoma de Sinaloa, ha participado en numerosos congresos, simposios y cursos internacionales relacionados con enfermedades oculares, miembro adjunto de la sociedad colombiana de oftalmología, actualmente labora en el hospital para evitar la ceguera en México y colabora con el grupo de investigación en visión artificial de la ESIME Culhuacán.

Dr. Volodymyr Ponomaryov

(Ph.D.’1974, Dr. Sc.’1981, Full Professor’1984). El trabaja como profesor investigador en el Instituto Politécnico Nacional (México, D. F). Sus principales actividades de investigación se basan en: procesamiento de imágenes y señales, filtrado en tiempo real, sensores médicos, sensores remotos, etc. El es autor en más de 150 artículos científicos, 300 artículos para conferencias, además de 23 patentes en exUSSR, Rusia y México, y numerosos libros científicos