

## Aplicación De Técnicas Electrooculográficas En El Control De Una Silla de Ruedas Eléctrica Para Personas Con Discapacidad Motriz.

V.P. Ariadna, H.A. Isaak

Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, México.

**Resumen**— Este proyecto presenta el diseño e implementación de un sistema para obtención y procesamiento de señales Electrooculográficas en tiempo real para el control de un sistema móvil de dos ruedas que simula una silla de ruedas eléctrica. El sistema consta de una etapa de adquisición y una etapa de procesamiento. La primera adquiere, amplifica y filtra de manera analógica la señal procedente de los músculos oculares para que la siguiente etapa procese, determine, filtre digitalmente y envíe los patrones realizados por el usuario. La etapa de adquisición consta de dos derivaciones, preamplificadas cada una con un CI “AD620” y filtradas mediante el uso de filtros activos con dos LM324 cada una. La etapa de procesamiento es implementada con el uso de un microcontrolador “PIC18F4550”, el cuál realiza todo el trabajo digital a una frecuencia de trabajo del CPU de 48 MHz. Es decir, se ha desarrollado un prototipo no invasivo que, en conjunto de acciones brinda al usuario con discapacidad motriz la posibilidad de desplazarse fácilmente alrededor de su entorno como lo haría la mayoría de las personas, siendo este el principal objetivo.

**Palabras clave**—Discapacidad motriz, Electrooculografía, Procesamiento de señales en tiempo real.

### I. INTRODUCCIÓN

En México, un 58.3% de la población padece algún problema de discapacidad motriz [1], provocando problemas de movilidad en un entorno normal de la vida diaria. Por este motivo, la tecnología y los ingenieros han desarrollado sistemas que permiten la movilidad del paciente con asistencia para cualquier forma de locomoción.

Una técnica no invasiva de asistencia es con el uso de bioseñales del cuerpo. La electrooculografía (EOG), consiste en obtener las señales eléctricas procedentes de la córnea y la retina para determinar el ángulo de posición de los ojos. La esfera ocular se modela como un dipolo eléctrico con una parte positiva en la córnea y otra negativa detrás de la retina [2], por lo que la recolección de bioseñales se realiza en la parte frontal del ojo usando cinco electrodos Fig. 1: dos correspondientes a la derivación horizontal y dos para la derivación vertical, mientras que el último es la referencia de voltaje para las dos.

Las dos derivaciones permiten obtener casi cualquier movimiento angular del ojo con la ventaja que su comportamiento es casi lineal para ángulos de mirada de 40 grados con una precisión  $\pm 2$  grados, en un rango de voltaje

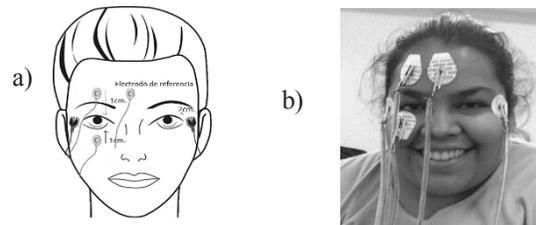


Figura 1A Posición de los electrodos del EOG: los dos electrodos oscuros registran la derivación horizontal y los dos electrodos claros la derivación vertical. 1B Posición de los electrodos del EOG en el usuario.

entre 50-3500  $\mu\text{V}$  con sensibilidad de 20  $\mu\text{V}/\text{grado}$  [3], y en un ancho de banda de 1 a 40 Hz [4].

Una aplicación importante de la EOG en el área tecnológica es el control de distintos dispositivos: cursores de computadora, motores, servomotores o prótesis completas. Algunos trabajos relacionados con el uso de la EOG se enfocan a las aplicaciones para una computadora personal [5]. Existen expertos alrededor del mundo que han elaborado propuestas para mejorar la calidad de vida en estos pacientes, llegando a implementar diversas soluciones novedosas y eficientes que permiten, en cierto modo, controlar su entorno. Entre los proyectos académicos más resaltantes se tienen los llevados a cabo en Argentina, Inglaterra y Vietnam.

En el caso de Argentina, en el año de 2009, un equipo de ingenieros publicó un trabajo titulado “Comunicador controlado por señales Electrooculográficas”, el cual describe el desarrollo de un sistema capaz de escribir y pronunciar frases cortas mediante la selección de teclas a través de señales electrooculográficas, está destinado a personas que no puedan emplear dispositivos como botoneras joystick o un mouse [6].

El proyecto Vietnamita llamado “Using Electrooculogram and Electromyogram for powered wheelchair” fue desarrollado por ingenieros mecatrónicos, quienes diseñaron un algoritmo capaz de controlar una silla de ruedas mediante un procesamiento conjunto de señales electromiográficas provenientes de los músculos faciales ubicados alrededor de los ojos [7].

La principal ventaja del uso de la EOG es que no es invasivo para el usuario, ya que sólo se requiere del uso de electrodos Ag/AgCl alrededor de los ojos. Aunque usándolos por un largo periodo de tiempo puede provocar que se despeguen o contaminen la señal, además de que el uso de cables no especializados para el área médica fue un inconveniente dentro de la aplicación de esta técnica.

La ingeniería biomédica estudia el desarrollo de sistemas aplicados a la salud y a la asistencia de personas con

discapacidad. En la actualidad el sistema de salud nacional no brinda sistemas autónomos fiables más inteligentes y de bajo costo para proporcionar movilidad a las personas con discapacidad motriz severa, a pesar de los diversos avances realizados en esta área [8]. Teniendo en cuenta que el uso de la EOG ha sido de gran utilidad en el área clínica para la detección de enfermedades como la enfermedad de Best, Toxicidad medicamentosa, distrofias hereditarias retinianas, distrofias hereditarias de retina-vítreo y distrofias hereditarias de las coroides [9], el hecho de orientar esta técnica a un ambiente más tecnológico permite a la ingeniería biomédica demostrar cómo la innovación puede solucionar en gran medida la vida de los pacientes con alguna discapacidad motriz severa.

## II. METODOLOGÍA

El prototipo desarrollado se compone de tres etapas importantes que se muestran en la Fig. 2.



Figura 2: Diagrama de bloques del sistema propuesto

### A. Etapa electrónica

El sistema desarrollado utiliza cinco etapas de amplificadores operacionales para aumentar la ganancia de las señales recogidas por los electrodos. La simulación de los circuitos y los filtros se realizaron con el software *Eagle* y el circuito se implementó en una placa universal Fig.3. Los electrodos utilizados son de Ag/AgCl marca AMBIDERM, se utilizó un gel conductor estándar para detectar de manera adecuada las señales procedentes de la córnea y la retina. El preamplificador principal se implementó con un circuito AD620 utilizando una resistencia  $R_G$  de 1 k $\Omega$  para obtener una ganancia de 50.4 usando (1).

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1 \quad (1)$$

Para discriminar las frecuencias de las señales EOG del ruido, se usaron cuatro filtros activos con un amplificador operacional LM324 implementándolos en 4 etapas, mostradas en la Tabla I.

Tabla I Parámetros de los filtros utilizados en los circuitos EOG.

Etapa	Frecuencia de corte (Hz)	Ganancia	Figura
Preamplificación	--	50.4	4
Filtro pasa altas	0.15	2	4
Filtro pasa bajas	40	2	5
Filtro Notch	60	4	5
Ajuste de señal	--	11	6

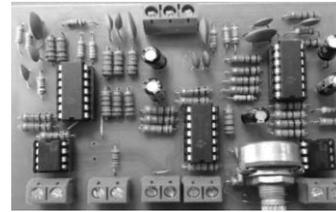


Figura 3 EOG en placa PCB de 10 x 7 cm.

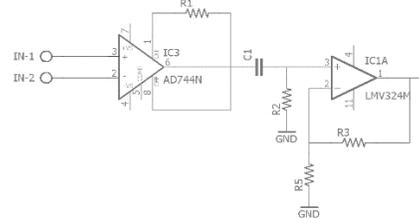


Figura 4 Circuito de preamplificación con filtro pasa altas.

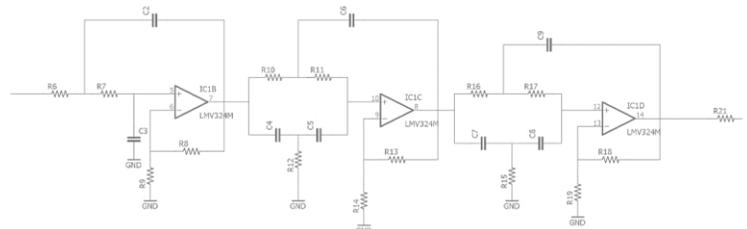


Figura 5 Filtros activos pasa-baja y filtro Notch.

A la entrada del microcontrolador se implementó un circuito sumador con ganancia de 11 que elimina los voltajes negativos (Fig. 6).

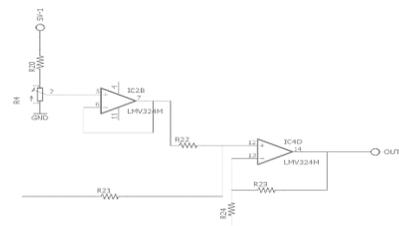


Figura 6 Circuito de ajuste de señal.

El microcontrolador ( $\mu\text{C}$ ) utilizado es el modelo PIC18F4550 de Microchip, con el que se digitalizan las señales, se realiza el filtrado, análisis y procesamiento.

### B. Etapa de procesamiento de las señales.

La primera señal EOG recolectada por el sistema electrónico se muestra en la Fig. 7a. Esta señal presentaba un ruido considerable debido a las frecuencias del entorno y por la red eléctrica y señales de radiofrecuencia; aun después de la etapa de filtrado analógico. Por lo que, con el objetivo de atenuar el ruido persistente, se implementó un filtro digital de Respuesta Finita al Impulso (Finite Impulse Response, FIR). Obteniendo una nueva señal Fig. 7b. Los filtros FIR se basan

en obtener las salidas a partir de entradas actuales y anteriores, son fáciles de implementar y presentan una respuesta de fase lineal [10]. Una de las principales desventajas de la implementación de este tipo de filtros es el hecho de que requieren de un gran número de términos para sus ecuaciones, lo que los hace más costosos en cuanto a cálculo y carga computacional. Se escogió un filtro FIR debido a que no entra en oscilación y poseen una respuesta de fase lineal para frecuencias de corte no tan abruptas en la banda de transición, en comparación con los filtros IRR que alcanzan frecuencias de corte abruptas en bandas de transición cortas y requieren una menor carga computacional, con la desventaja de volverse bastante inestables debido a su retroalimentación [11]. Para obtener la salida  $y(n)$  del filtro FIR se utilizaron los coeficientes  $h(k)$  para convolucionar la señal de entrada  $x(n)$ . Los coeficientes  $h(k)$  se multiplicaron por una ventana de tipo “Flat top” debido que esta ventana es excelente para determinar amplitudes cuando las componentes en frecuencia de la señal están separadas varias líneas [12], como en el caso de las señales EOG. Se escogió un orden  $M=16$  para la frecuencia de corte de 40 Hz. Tabla II. Un filtro FIR de orden  $M$  se expresa con (2):

$$y(n) = \sum_{k=0}^{M-1} h(k) * x(n - k) \quad (2)$$

Las señales filtradas para cada uno de los patrones implementados se pueden observar en la fig. 7c, 7d, 7e y 7f.

Tabla II Coeficientes implementados en el filtro

M	h(k)
0	-0.0019801522824797434
1	-0.004023358566025384
2	-0.0035374782665570804
3	0.0075356144150865315
4	0.039560173523547397
5	0.095541797179369448
6	0.16088282565061429
7	0.20602057834644452
8	0.20602057834644452
9	0.16088282565061429
10	0.095541797179369448
11	0.039560173523547397
12	0.0075356144150865315
13	-0.0035374782665570804
14	-0.004023358566025384
15	-0.0019801522824797434

Se implementó un programa en lenguaje C para microcontroladores (compilador XC8 de MPLAB) que analiza las señales generadas por el usuario, para poder compararlas con la secuencia de patrones previamente establecidos esto identificara las acciones que el usuario quiere realizar. Los patrones implementados son cinco y se muestran en la Tabla III. El algoritmo cuantifica el tiempo en el que la onda permanece dentro de un intervalo de voltajes para determinar el tipo de onda que el usuario mandó. Posteriormente, el tiempo es comparado con valores previamente definidos para cada tipo de onda mostrada en la fig. 7, de esta manera se afirma la correcta detección del patrón.

Tabla III Patrones de referencia implementados para comparar las señales del paciente y generar acciones en el prototipo.

Comandos	Patrones	Tiempo (s)	Figura
1.Detener motores	3 pestaños	--	7d
2.Girar a la derecha	Mirada a la derecha	1	7e
3.Girar a la izquierda	Mirada a la izquierda	1	7e
4.Ir hacia adelante	Mirada hacia arriba	1	7f
5.Ir hacia atrás	Mirada hacia abajo	1	7f

### C. Prototipo escalado de silla de ruedas

El sistema a controlar se implementó a escala mediante un chasis con dos motores TESLABEM, controlados por medio de una placa Arduino Uno y un puente H modelo L298. Se empleó una placa Arduino Uno en el chasis debido a la confiabilidad que existe para controlar el puente H, ya que esta etapa es la encargada de recibir los patrones. Para permitir el desplazamiento del chasis mediante el control por patrones que el usuario genera se utiliza una batería de 9 V para cada parte del prototipo de silla de ruedas (Arduino y L298). Las baterías permiten 45 minutos de autonomía para el sistema. El  $\mu$ C transmite (Tx) los 5 comandos de la Tabla III al Arduino por medio de una conexión Bluetooth (con comunicación serial EUSART entre  $\mu$ C-Bluetooth) para que realice las acciones correspondientes.

## III. RESULTADOS

Para verificar que el sistema de detección ocular funciona correctamente, se realizaron pruebas de manejo con cinco personas donde cada persona realizó la prueba 10 veces. Estas pruebas consistieron en llevar a cabo un recorrido de tres metros de distancia en forma de ocho para verificar la respuesta de los 5 comandos establecidos para el control del chasis presentado en la tabla III. De esta manera se obtuvo que 15 segundos es el tiempo de referencia que corresponde al tiempo en el cual el chasis realiza el recorrido de forma automática con un control remoto normal.

Los resultados de las personas controlando el chasis para realizar el mismo recorrido se presenta en la tabla IV.

Tabla IV Resultados Obtenidos

Usuario	Promedio (s)	Desviación estándar (s)
1	25.1	7.2
2	29.5	8
3	27.9	8.7
4	30.6	5.53
5	27.3	8.12

## IV. DISCUSIÓN

El sistema presenta un tiempo promedio de 28.08 segundos (casi el doble del tiempo propuesto) para un recorrido de tres metros donde se observa en promedio una desviación

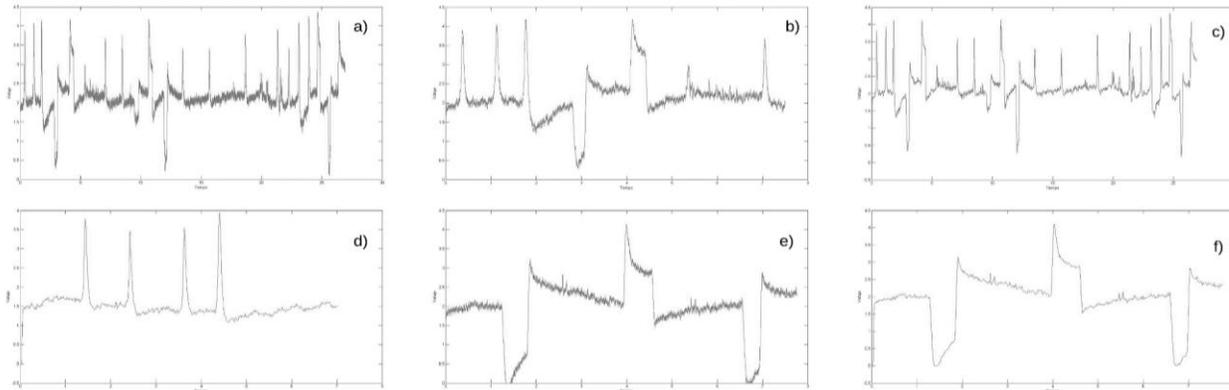


Figura 7. a) Señal original. b) Señal filtrada. c) Señal con filtro FIR. d) Señal de los parpadeos. e) Señal horizontal (la señal superior indica una mirada a la derecha, mientras que las inferiores indican miradas a la izquierda). f) Señal vertical.

estándar de  $\pm 7.51$  segundos, probablemente debido al tiempo de conversión, transmisión y recepción de todo el sistema digital, ya que el algoritmo implementado hasta el momento debe ser ajustado para determinar de manera más rápida y eficaz las distintas señales mandadas por el usuario.

Esta prueba preliminar del sistema permitió verificar la respuesta del sistema en una situación real antes de diseñar la etapa de control para una silla de ruedas eléctrica estándar.

El sistema desarrollado hasta el momento presenta algunas dificultades. La principal dificultad encontrada es el tiempo que el  $\mu C$  tarda en procesar los estímulos del usuario. Esto se puede corregir implementando un  $\mu C$  especializado en el procesamiento de señales o bien aumentando la velocidad a la que el CPU trabaja. Otra dificultad está relacionada con la implementación en el paciente ya que, como se mencionó al inicio de este trabajo, los cables muchas veces resultan ser incómodos en sesiones largas de más de 30 minutos. Además de esto, es posible implementar sistemas de protección para el usuario. Esto se puede implementar haciendo uso de sensores ultrasónicos que permitan al chasis detenerse en caso de encontrar un obstáculo enfrente o detrás del chasis, implementar códigos de protección que permitan al sistema detenerse en caso de desconexión con el usuario o cuando las señales no se procesen de manera adecuada.

## V. CONCLUSIÓN

Del presente proyecto se concluye que es factible diseñar e implementar un prototipo de un sistema electrooculográfico que controle el entorno de una silla de ruedas eléctrica destinado para personas con discapacidad motriz severa. La señal electrooculográfica resulta ser cuasi lineal, recién cuando se produce un movimiento ocular se pueden distinguir alteraciones de la señal, lo cual efectivamente presenta una amplitud del orden de los milivoltios. Se concluye que es necesario utilizar un TIMER como interrupción para fijar la frecuencia de muestreo real, ya que el tiempo que demora el  $\mu C$  en digitalizar y transmitir las muestras es mayor a las esperadas en la conversión. A medida que el usuario se familiarice con el sistema se obtendrán mejores resultados en

la detección de los patrones, a partir del análisis económico, se puede concluir que es posible desarrollar soluciones para personas con discapacidad motriz a precios moderados que, incluso se pueden encontrar por debajo del promedio de los productos comercializados.

## RECONOCIMIENTO

Los autores H.A.I.A y V.P.A.A agradecen al Dr. José Octavio Vázquez Buenos Aires por el compromiso asumido en la coordinación y el logro de este trabajo.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] INEGI. (2010). [En línea]. Disponible en: [www3.inegi.org.mx/sistemas/sisept/default.aspx?t=mdis03&s=est&c=35212](http://www3.inegi.org.mx/sistemas/sisept/default.aspx?t=mdis03&s=est&c=35212)
- [2] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. López, "Wheelchair guidance strategies using EOG", *Journal of intelligent and robotic systems*, vol. 34, 279-299, 2002.
- [3] O. Otero, G. Ramírez, F. Jiménez, "Diseño e implementación de un sistema de control de movimientos para una plataforma móvil usando electrooculografía", Programa de ingeniería electrónica, Univ. Santo Tomas, Tunja, Colombia.
- [4] A. P. Chávez, "Diseño y construcción de un sistema de adquisición de datos para el análisis de los electrooculogramas" en XIX jornadas de ingeniería eléctrica y electrónica, Escuela politécnica nacional.
- [5] D. Pacheco, I. Algreto, D. de la Rosa, A. Heredia, "Interfaz humano-computadora basada en señales de electrooculografía para personas con discapacidad motriz", *ReCIBE Biomédica*, Año 3, No. 2, Mayo 2014.
- [6] N. M. Dalgaard, S. Luvoni, E. L. González, J. C. Tulli, P. D. Agüero, J. M. Garín y A. J. Uriz, "Comunicador controlado por señales electrooculográficas", en *II Jornadas Argentinas sobre Interfaces Cerebro Computadora*, JAICC, Paraná, AR, pp. 59-62.
- [7] K.T. Nguyen, T.T. Nguyen, "Using electrooculogram and electromyogram for powered wheelchair", presented at International Conference on Robotics and Biomimetics, Phunket, TH, 2011.
- [8] *Plan nacional de desarrollo*, Gobierno de la República Mexicana, 2013-2018.
- [9] P. Zaragoza, "Electrofisiología ocular y patología macular", en *Aplicaciones Clínicas de la Electrofisiología Ocular*, P.G. Manzanaro, V. Jiménez, I. García, B. García, Ed. Sociedad Española de Oftalmología, 2011, ch. 7, pp. 173-180.
- [10] J. Clavijo, "Funciones de transferencia", en *Diseño y simulación de sistemas microcontroladores en lenguaje C*, S. Bernate, 2011, Ch. 14.2, pp. 191-192.
- [11] E. Gómez. (2009, 11, 2). *Introducción al filtrado digital*. (1era edición). [En línea]
- [12] *Análisis modal operacional*, M. Rodríguez, 2011.