

Diseño e Implementación de un Sistema de Control de Movimientos para una plataforma Móvil usando ElectroOculografía

Oscar Javier Otero Murillo Gustavo Ramírez Fuentes Fabián Jiménez López
Universidad Santo Tomas - Tunja Universidad Santo Tomas - Tunja Universidad Santo Tomas - Tunja
Calle 19 No. 11 – 64 Tunja, Colombia. Calle 19 No. 11 – 64 Tunja, Colombia. Calle 19 No. 11 – 64 Tunja, Colombia.
057-098-7440404 Ext.: 1050-1051 057-098-7440404 Ext: 1050-1051 057-098-7440404 Ext: 1050-1051
oscar.otero@ustatunja.edu.co tavo.ramirez@ustatunja.edu.co fjimenez@ustatunja.edu.co

ABSTRACT

This article described some of the progress achieved in the development of this research work framed within the project OCULA (OCULografía Applied), which seeks to control the movements of a mobile robot within a known environment from ElectroOculoGrafia (EOG), technique, where you can obtaining a bioelectric signal proportional to the variation of the horizontal and / or vertical humans vision.

General Terms

Algorithms, Management, Measurement, Documentation, Performance, Design, Experimentation, Security, Standardization, Verification.

Keywords

Adaptive Neural-Fuzzy Inference System (ANFIS), Data Acquisition Systems, ElectroOculography (EOG), Systems Identification, Linear Time Invariant Systems (LTIS), Saccadic Movements, Non Linear Control, Digital Communications.

1. INTRODUCCIÓN

Hoy es importante reconocer que las enfermedades derivadas a partir de los problemas en la comunicación nerviosa del ser humano son más frecuentes que en el pasado, de hecho, algunas suelen ser tan graves que impiden la movilidad y/o la falta de interacción de las personas con su entorno debido a daños neurológicos severos, que paralizan total o parcialmente el movimiento de las extremidades, ocasionando un elevado grado de discapacidad, que incluso puede llegar al nivel de la comunicación oral o auditiva.

Este trabajo pretende, en esta primera etapa, implementar un módulo preliminar de asistencia en la interacción y comunicación con el entorno cercano para este tipo de personas, que aunque se encuentran sumergidas en un alto nivel de discapacidad física, inmovilidad e incomunicación, tienen la lucidez mental y el control suficiente del sistema motor ocular para maniobrar este

dispositivo y así poder desenvolverse dentro de su entorno cotidiano.

2. ORIGEN Y OBTENCIÓN DEL EOG

2.1 Origen de la Señal EOG

El ElectroOculoGrama (EOG) registra las variaciones de voltaje que ocurren con el movimiento angular del ojo, ya que la esfera ocular es desde el punto de vista eléctrico, un dipolo, con su parte positiva en la córnea y negativa detrás de la retina según se observa en la figura 1. Este potencial córneo-retiniano se produce por hiperpolarizaciones y despolarizaciones de las células nerviosas de la retina [1]. El valor de amplitud de voltaje del EOG varía entre 50 y 3500 Voltios con un rango de frecuencias entre DC (0Hz) y 100Hz, además su comportamiento es casi lineal para ángulos de mirada de 40 grados y permite detectar movimientos con una precisión inferior a 2 grados. No obstante, la principal desventaja del EOG es su carácter invasivo, lo cual puede llegar a ser molesto para el usuario en la práctica de largas rutinas de utilización del dispositivo [1]. Aún así, este método es uno de los más económicos y es relativamente fácil de implementar.

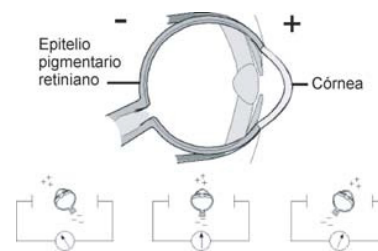


Figura 1. Dipolo Ocular.

2.2 Obtención del EOG

La obtención del EOG debe realizarse como se observa en la figura 2, colocando un sistema de electrodos perbioculares de Plata - Cloruro de plata (Ag-AgCl) debido a su baja polarización y un gel de conducción bioeléctrica como electrolito en la interfaz electrodo - piel [1] y [3]. Con esta configuración de electrodos, se pueden conseguir señales en derivaciones independientes tanto horizontal como vertical y combinarlas para obtener casi cualquier tipo de movimiento ocular. Para realizar el proceso de calibrado se plasma un croquis donde se ubican distintos puntos en las posiciones relativas desde el globo ocular, según el ángulo de visión en 10, 20, 30, 40 y 50 grados para el eje horizontal y vertical. Tales puntos son presentados secuencialmente en el

Permission to make digital or hard copies of all or part of this work for personal or classroom use is granted without fee provided that copies are not made or distributed for profit or commercial advantage and that copies bear this notice and the full citation on the first page. To copy otherwise, or republish, to post on servers or to redistribute to lists, requires prior specific permission and/or a fee.

Conference '04, Month 1–2, 2004, City, State, Country.

Copyright 2004 ACM 1-58113-000-0/00/0004...\$5.00.

tiempo y seguidos visualmente por la persona, obteniendo una señal EOG referencial.

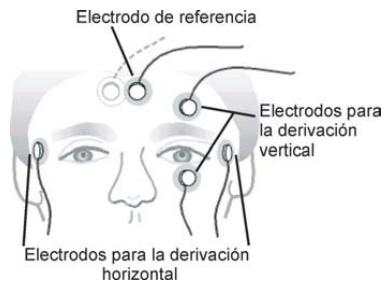


Figura 2. Posición de los electrodos para el registro del EOG.

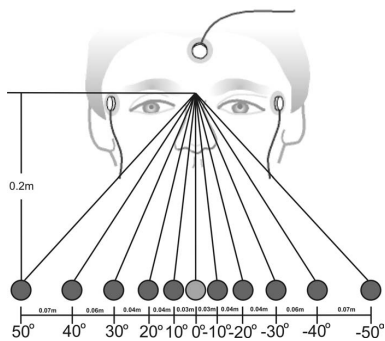


Figura 3. Ubicación relativa del sujeto de prueba con respecto al eje horizontal de calibración del EOG.

La figura 4 ilustra una secuencia de ángulos de visión para el sujeto de prueba, quien realiza una serie de movimientos sacádicos (rápidos) horizontales del ojo en la secuencia mostrada.

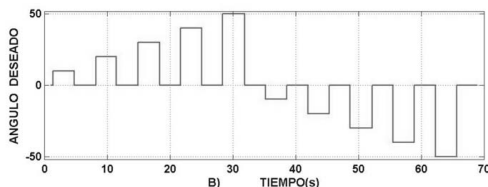


Figura 4. Secuencia de calibración de la señal EOG ideal, en donde la magnitud del ángulo de mirada crece o disminuye proporcionalmente a la sácada generada.

Teniendo en cuenta lo anterior, debe generarse una señal de gran similitud a la mostrada en la figura 4. Para ello la bioseñal proveniente desde los electrodos debe ser acondicionada, adquirida, registrada y visualizada. Con este fin se ha diseñado e implementado el sistema que se muestra en la figura 5, el cual representa el diagrama de bloques del sistema de Acondicionamiento y Adquisición (A-A) del EOG: donde se observan las diversas transformaciones que sufre la señal EOG desde su obtención por medio de los electrodos hasta el registro y la visualización en el PC. Primero se aísla eléctricamente al usuario del sistema para así brindarle mayor seguridad ante choques eléctricos accidentales. Seguidamente es realizada una preamplificación diferencial de la bioseñal, la cual esta soportada por un amplificador de instrumentación (AI), con una ganancia de 248 y rechazo en modo común de 100dB.

Luego se usa un filtro pasabanda de segundo orden de tipo variable que limita en ancho de banda del EOG. Se destaca, que este filtrado es indispensable pues la bioseñal es de tipo no-lineal y variante en el tiempo, debido a que el EOG es afectado por artefactos producidos a través de señales ECG, EEG y EMG, cambios en la intensidad luminosa del entorno, estado de animo de la persona, artefactos de movimiento del interfaz electrodo - piel y el nivel de concentración al realizar los movimientos oculares, entre otros.

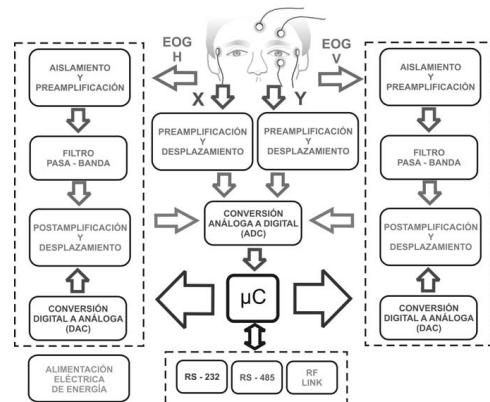


Figura 5. Esquema del sistema de acondicionamiento, adquisición, registro y visualización del EOG.

En la figura 6 se ve una señal EOG obtenida experimentalmente con una componente cercana a 0 Hz, observando su variabilidad con respecto a la línea de base. La figura 7 muestra una señal EOG filtrando su componente DC, mostrando con mayor claridad la importancia del filtrado, pues se observa la repetitividad de la señal para distintas tomas.

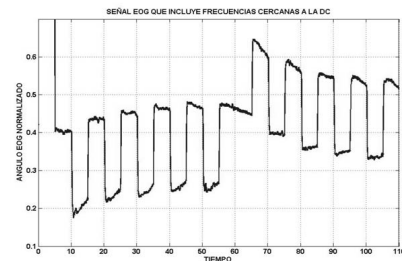


Figura 6. Variación de la línea de base de una señal EOG debido a factores externos.

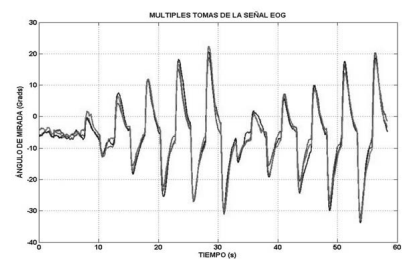


Figura 7. Múltiples tomas de una señal EOG sin componente DC.

No obstante, aunque se obtiene una repetitividad aceptable de la señal de una toma a otra, también es claro que debido a la baja constante de tiempo del filtro, es difícil mantener la mirada en un punto fijo sin que el filtro actúe sobre la señal y la obligue a decaer, ocasionando que no pueda conocerse con exactitud la posición absoluta del ojo, lo cual representa un reto para la fase de calibración y control del sistema. El filtrado minimiza las interferencias ocasionadas por el acoplamiento capacitivo e inductivo del usuario, la red de energía eléctrica y además, reduce la interferencia ocasionada por dispositivos de conmutación de alta frecuencia o de alta potencia.

Finalmente, la etapa de post-amplificación y desplazamiento, conformada por un AI de alto desempeño, entrega una óptima bioseñal para que pueda ser digitalizada, registrada y luego visualizada. La fase de adquisición consta de un Conversor Análogo a Digital que toma una muestra de la señal EOG acondicionada, la digitaliza y la envía serialmente -vía SPI- al cerebro de esta placa, un microcontrolador (μC) PIC, que a través de un proceso protocolario de tipo multi-maestro retransmite asincrónicamente el dato al transceptor de RF. Dicho transceptor envía al espacio libre una trama half-duplex como señal modulada en FSK, a una frecuencia portadora de 916 MHz y una tasa de transmisión de 9600 bps.

Tal señal puede ser recibida y decodificada por el PC por medio de otro transceptor inalámbrico. Vale mencionar, que este sistema puede ser también alámbrico con disponibilidad de interfaces RS-232, RS-485 y es fácilmente portable, debido a la inclusión de un circuito de conversión DC-DC a base de Baterías, su circuito de carga y conexión a una fuente de alimentación de energía externa. Finalmente, a través del software MATLAB se efectúa el proceso de comunicación, registro y visualización de la señal EOG adquirida. Ver figura 8.

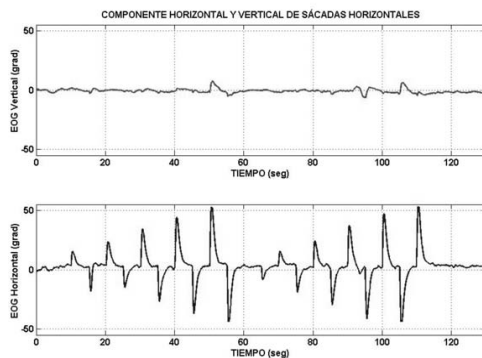


Figura 8. Toma experimental simultánea del EOG de las Sacadas Horizontales.

3. CALIBRACIÓN Y CONTROL DEL SISTEMA

El esquema de calibración del EOG y el control del móvil es uno de los fuertes aportes de este proyecto, ya que la tarjeta de A-A cuenta con algunos elementos adicionales. La operación del μC de la tarjeta A-A, cumple las funciones de interfaz entre el PC y dicha tarjeta, y también interconecta algunos potenciómetros digitales (Digi-Pot) y los Conversores Digital a Análogo. A través de la misma interfaz serial SPI, el μC reenvía desde el PC datos digitales que permiten cambiar los valores de resistencia de los

Digi-Pot. Modificando tales valores, se puede alterar la ganancia del pre y post amplificador así como el ancho de banda de los filtros. Desde el PC es posible variar el nivel de referencia de la bioseñal, para poder amplificar señales en DC sin saturar los amplificadores. De esta manera se abre la posibilidad de variar las características de acondicionamiento en hardware, aplicando el sistema para la obtención de otros biopotenciales.

La calibración consiste en modificar los valores del hardware hasta obtener la mejor señal EOG, con los valores de amplitud adecuados y el ancho de banda requerido. Para ello se hacen distintas tomas de la componente horizontal y vertical en la medida que son indicadas al usuario, a través de un sistema audio-visual con el esquema de puntos de observación visto en la figura 3. Luego, los datos son tomados y analizados por el algoritmo de modelamiento inverso del Sistema OculoMotor Humano (SMO) (Ver figura 9) restringido solo a movimientos sacádicos para generar la salida adecuada.

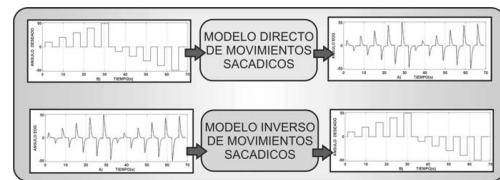


Figura 9. Modelo directo e inverso del SMO.

Finalmente, con el modelo generado el algoritmo se traslada al esquema de ejecución en tiempo real: 1. obteniendo la señal EOG, 2. generando la salida del modelo, 3. Calculando la región de interés visual y 4. Efectuando la acción de control sobre la plataforma móvil. Existen múltiples formas de obtener el modelo inverso en lazo abierto.

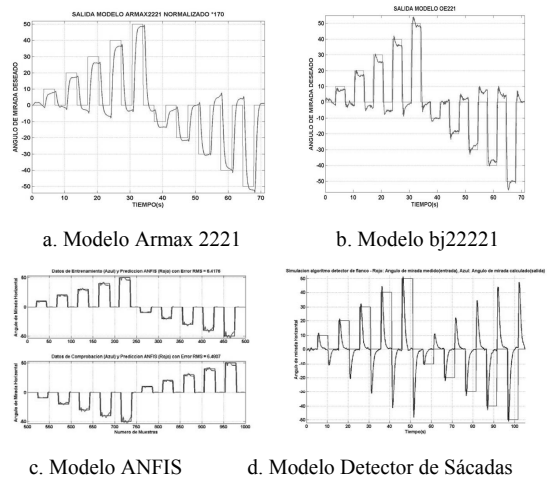


Figura 10. Diagramas de simulación de salida deseada y obtenida por cada modelo para el ángulo de visión.

Algunos modelos son obtenidos mediante identificación de sistemas dinámicos lineales: métodos de estimación del vector de estados en forma paramétrica (armax, arx, boxjenkins, output error) y en el espacio de estados (n4s3) [4]. Otros tipos de modelado e identificación se fundamentan en los desarrollos de la inteligencia artificial: Redes neuronales artificiales feed-forward, redes neuronales artificiales retardadas (tapped delay) [2], Lógica

difusa y sistemas híbridos, entre ellos ANFIS [5] que es una de las arquitecturas de tipo neuro-difuso. También encontramos la posibilidad de combinar un esquema de identificación con una red neuronal, conformando los modelos narmax [6] que maximizan la potencialidad del modelado paramétrico, junto con la capacidad de aprender.

Por último, se ha desarrollado un algoritmo de detección de movimientos sacádicos basado en la estimación de máximos y mínimos locales. La figura 10 muestra algunas de las experiencias realizadas dentro de este proyecto en los campos ya mencionados.

3. LA PLATAFORMA MÓVIL

En la plataforma móvil, la tracción trasera es generada por dos moto-reductores, y cada uno posee un encoger óptico, con el que se determina odométricamente la posición del móvil. En la parte centro-delantera, tiene una tercera rueda con libre movimiento que le da estabilidad mecánica al robot. En la figura 11 se pueden ver los elementos que conforman a la plataforma.

En primer lugar, se presenta la tarjeta de control e interfaz de comunicación, que está compuesta principalmente por un μC , que se encarga de tomar las señales provenientes de los sensores InfraRojos (IR), sensores ultrasónicos (US), y los encoders para enviarla al PC con fines de procesamiento, a través del módulo transceptor de RF, el cual posee la mismas características de los ya mencionados. También, se encarga de entregar las señales de control provenientes del PC a la tarjeta de potencia, que maneja un circuito en puente H para controlar tanto el sentido de giro de cada uno de los motores como su velocidad. Los sensores IR y US, poseen un alcance de aproximadamente 30cm, y entregan a su salida una señal de magnitud proporcional a la distancia de detección.

Tal señal es digitalizada y enviada continuamente al PC, para actualizar permanentemente la percepción del entorno cercano al móvil. Los sensores IR en este caso, adolecen de detectar distancias que son relativas al índice de reflexión del objeto detectado; para contrarrestar esta deficiencia se implementaron sensores US que salvan tal restricción.

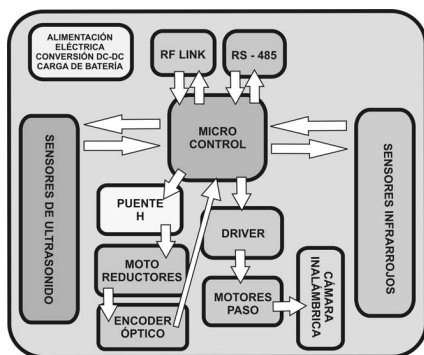


Figura 11. Diagrama la estructura del robot móvil.

Esta información, sumada a la provista por los encoders, le permite al modelo, en un plano XY determinar la posición relativa del móvil con respecto al entorno, desde luego, con un nivel aceptable de tolerancia e imprecisión. Por ultimo se le instalo una mini-cámara inalámbrica sintonizada a una frecuencia de operación en UHF y permite al usuario visualizar el entorno

cercano que rodea al móvil y así poder observar en la pantalla del PC, algunos de los obstáculos visibles, para determinar trayectorias a seguir o posibles movimientos del robot. Un rasgo adicional de la cámara, es la posibilidad de poder desplazarla angularmente a derecha e izquierda en movimiento panorámico aproximado de 270 grados y hacia arriba y abajo en un movimiento de inclinación de 140 grados, ejecutando los movimientos oculares correspondientes. El movimiento de la cámara, es efectuado por dos servomotores acoplados a ella. La alimentación de los circuitos y los motores en base a baterías y su correspondiente circuito de carga y conversión DC-DC que proporciona los voltajes requeridos por cada etapa de la plataforma.

4. CONCLUSIONES

Se ha planteado una solución práctica de asistencia e interacción para discapacitados severos. No obstante, cada componente de este sistema puede ser aplicado exitosamente en forma distinta, y obtener múltiples resultados: la tarjeta A-A es útil para obtener otros biopotenciales. Los procedimientos de análisis, procesamiento y modelado del EOG, pueden ser interactuante entre el discapacitado y su entorno, sino también como explorador de diversos ambientes y como componente didáctico en la enseñanza e investigación dentro del área de la robótica. fácilmente extrapolables a otro tipo de señales y por último, el móvil no solo sirve como elemento interactuante entre el discapacitado y su entorno, sino también como explorador de diversos ambientes y como componente didáctico en la enseñanza e investigación dentro del área de robótica.

5. REFERENCIAS

- [1] Barea. R. 2001. Interfaz usuario-máquina basado en Electrooculografía. Aplicación a la ayuda a la movilidad. PhD thesis, Universidad de Alcalá, 2001.
- [2] Garavito E. and Gutiérrez, J. 2004. Control de dirección y velocidad de una silla de ruedas a través de electrooculografía usando una red neuronal para el reconocimiento de los patrones electrooculográficos. Trabajo de pregrado, Universidad Nacional de Colombia, Sede Bogotá, 2004.
- [3] L. Ljung. 2002. The System Identification Toolbox. Versión 5. Ed. Mathworks, Inc.
- [4] M. Norgaard, 1997. Neural Network Based Control System Design Toolkit. Version 1. Department of Automation, Technical University of Denmark.
- [5] M. Brown, M. Marmor and Vaegan, 2006. ISCEV Standard for Clinical Electro-oculography (EOG), in: Documenta Ophthalmologica, 113:3(205-212)
- [6] A. Bulling, 2008. et al.: It's in Your Eyes - Towards Context-Awareness and Mobile HCI Using Wearable EOG Goggles, Proc. of the 10th International Conference on Ubiquitous Computing (UbiComp 2008), Seoul, South Korea, pages 84-93, ACM Press, September 2008.
- [7] A. Bulling, 2008. et al.: Robust Recognition of Reading Activity in Transit Using Wearable Electrooculography, Proc. of the 6th International Conference on Pervasive Computing (Pervasive 2008), Sydney, Australia, pages 19-37, Springer, May 2008
- [8] A. Bulling, 2009. et al.: Wearable EOG goggles: Seamless sensing and context-awareness in everyday environments, Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments (JAISE), 1(2):157-171, May 2009.
- [9] L. Deng, H. Chun-Liang, L. Tzu-Ching, J. Tui and Y. Chen. 2009. EOG -based signal detection and verification for HCI. International Conference on Machine Learning and Cybernetics, 2009.
- [10] ADInstruments, Inc. 2007. DOI= www.adinstruments.com