

Diseño e Implementación del Sistema para el Control de Movimientos de una Plataforma Móvil a Partir de ElectroOculografía

Grupo de Investigación en Instrumentación y Control GINSCON, a través del Proyecto OCULA – VITAL SIGNAL AND CONTROL MEDICAL EQUIPMENT.
Fabián Rolando Jiménez López, Oscar Javier Otero y Gustavo Enrique Ramírez.

Introducción

Hoy más que nunca, 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, situación que ocasiona un elevado grado de discapacidad, que incluso puede llegar al nivel de la comunicación oral o auditiva. Este trabajo precisamente pretende ser, en esta primera etapa, 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.

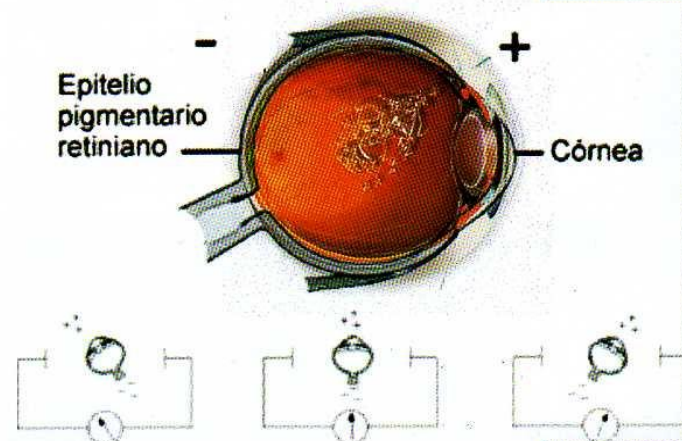


Figura 1. Dipolo Ocular
Fuente: ADInstruments [7]

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 (Barea, 2001). 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 (Barea, 2001). Aún así, este método es uno de los más económicos y es relativamente fácil de implementar.

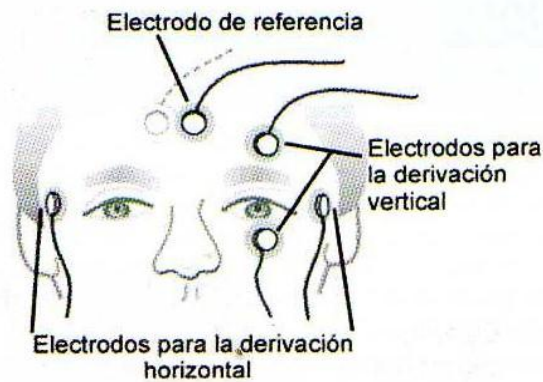


Figura 2. Posición de los electrodos para el registro del EOG
Fuente: ADinstruments [7]

Obtención del EOG

La obtención del EOG debe realizarse como se observa en la figura 2, colocando preferiblemente un sistema de electrodos peribuculares 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 (Barea,2001; Garavito and Gutierrez, 2004). Con esta configuración de electrodos, se pueden conseguir señales en derivaciones independientes, tanto horizontal como vertical y combinarlas para así 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 tiempo y seguidos visualmente por la persona, obteniendo una señal EOG referencial.

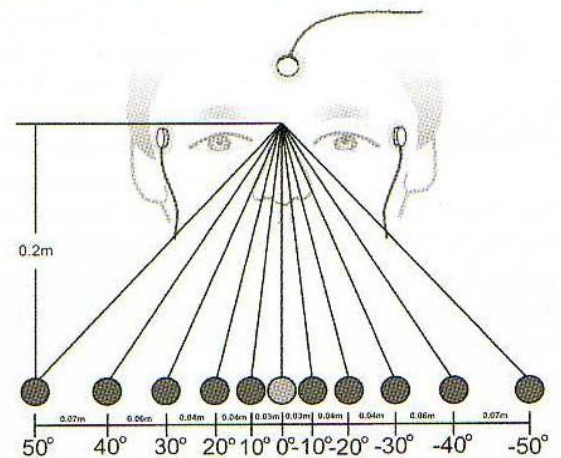


Figura 3. Ubicación relativa del sujeto de prueba con respecto al eje horizontal de calibración del EOG
Fuente: ADinstruments [7]

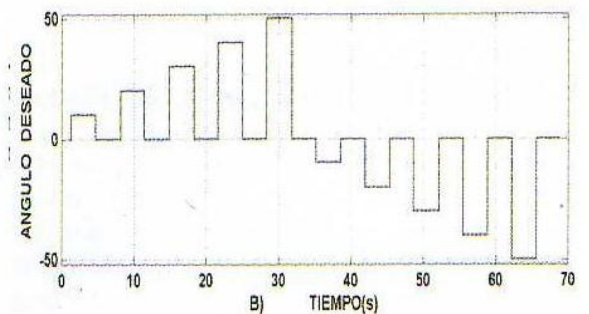
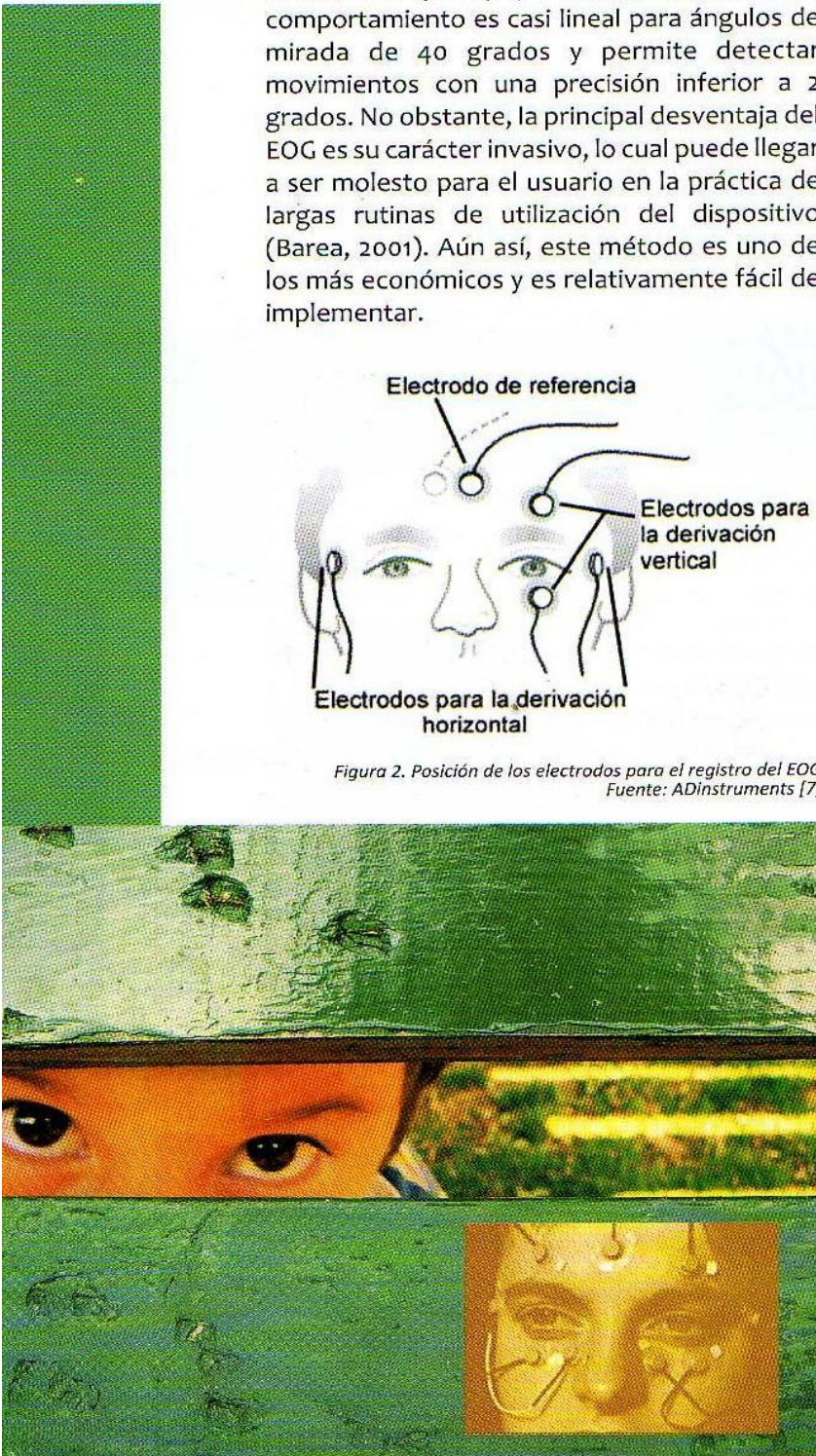


Figura 4. Secuencia de calibración de la señal EOG ideal, en donde la magnitud del ángulo de mirada crece o disminuye proporcionalmente a la sacada generada
Fuente: Autores



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 del EOG: En el anterior esquema 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.

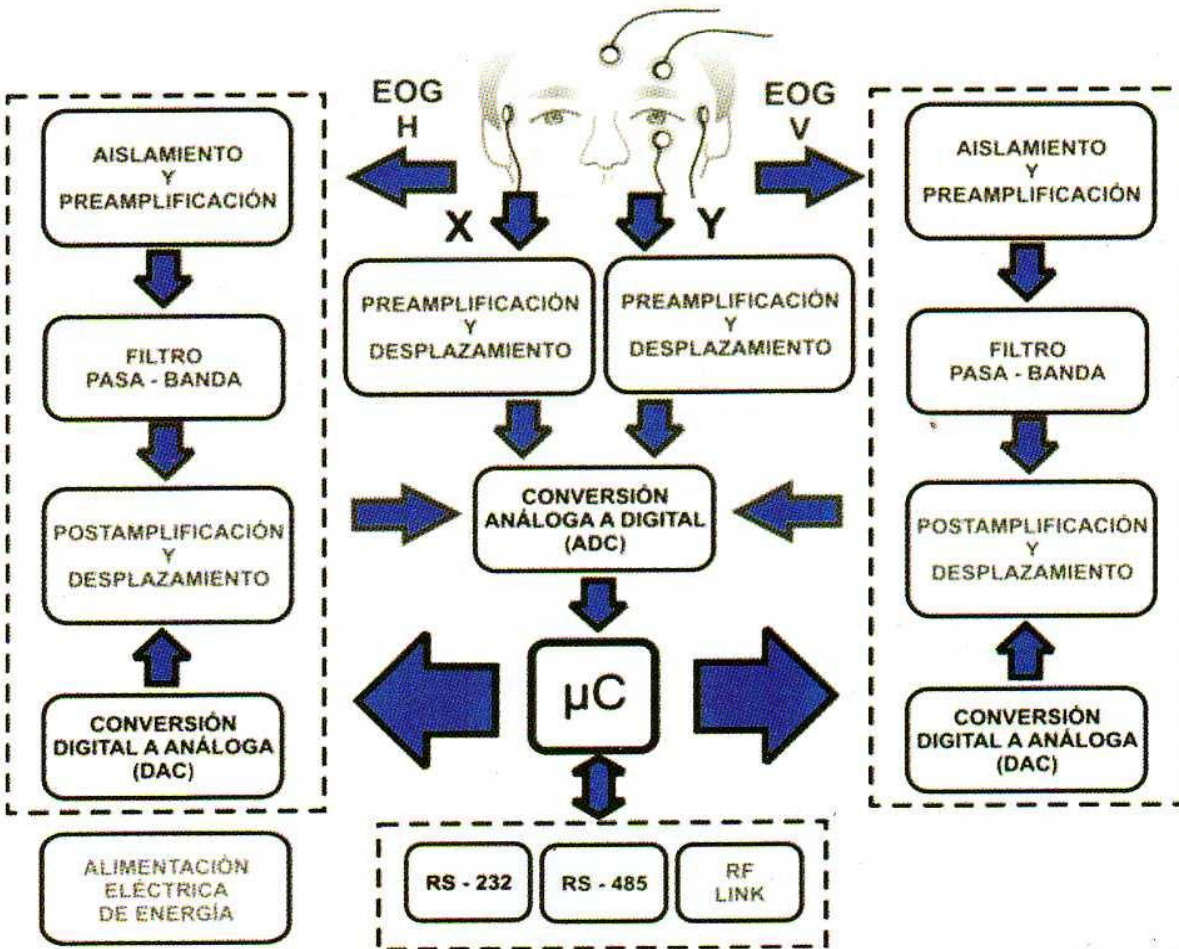
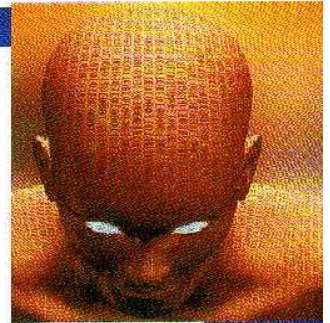


Figura 5. Esquema simplificado del sistema de acondicionamiento, adquisición, registro y visualización del EOG. Fuente: Autores

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 está soportada por un amplificador de instrumentación (AI), con una ganancia de 248 y alto rechazo en modo común (CMR mayor a 100 dB). Luego se desarrolla un filtro pasabanda de segundo orden, de tipo variable que limita en ancho de banda del EOG. Debe destacarse, 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 ánimo de la persona, artefactos de movimiento del interfaz electrodo-piel y el nivel de concentración al realizar los movimientos oculares, entre otros.

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, aquí

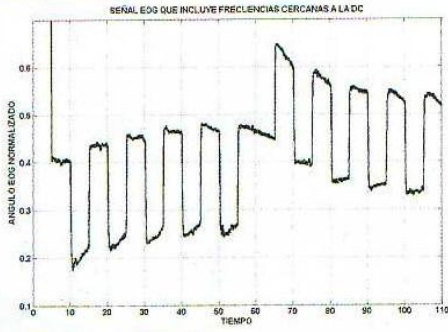


Figura 6.

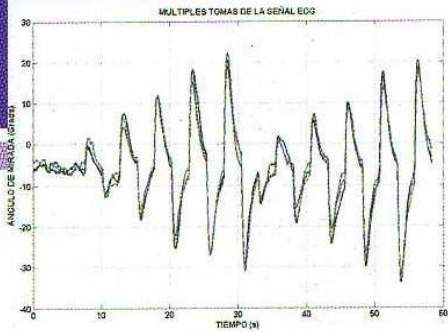


Figura 7.

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

Fuente: Autores

puede entenderse con mayor claridad la importancia del filtrado, pues se observa la repetitividad de la señal para distintas tomas. No obstante, como se ve en la figura 7, 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 actué sobre la señal y la obligue a decaer, como consecuencia no se puede conocer con exactitud la posición absoluta del ojo, lo cual representa un reto para la

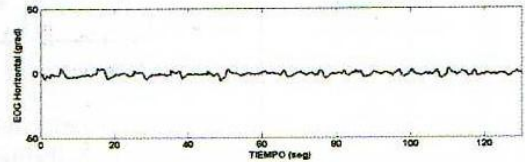
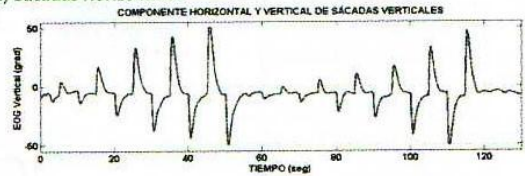
fase de calibración y control del sistema.

La otra función del filtrado es minimizar las interferencias ocasionadas por el acoplamiento capacitivo e inductivo del usuario con la red de energía eléctrica y, además, reducir la interferencia ocasionada por dispositivos de conmutación de alta frecuencia o de alta potencia. Finalmente, una etapa de post-amplificación (con ganancia variable entre 11 y 2564) y desplazamiento, conformada una vez más por un AI de alto desempeño, entrega una óptima bioseñal para que pueda ser digitalizada, registrada y luego visualizada. La siguiente fase (la de adquisición) consta de un

Convertor Análogo a Digital (ADC)

de altas prestaciones. Este convertor 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 tranceptor de RF. Dicho tranceptor (que se encuentra en modo transmisor en este instante) 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 tranceptor 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, y para cerrar esta primera fase del proceso, a través del software MATLAB se efectúa el proceso de comunicación, registro y visualización de la señal EOG adquirida. En la siguiente figura 8 se visualiza la adquisición de las dos derivaciones, Horizontal y Vertical tomadas simultáneamente.

a) Sacadas Horizontales



b) Sacadas verticales

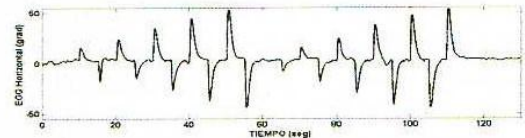
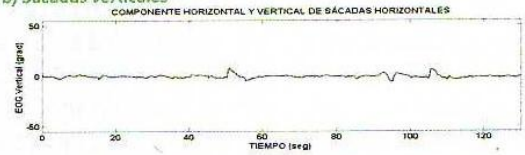
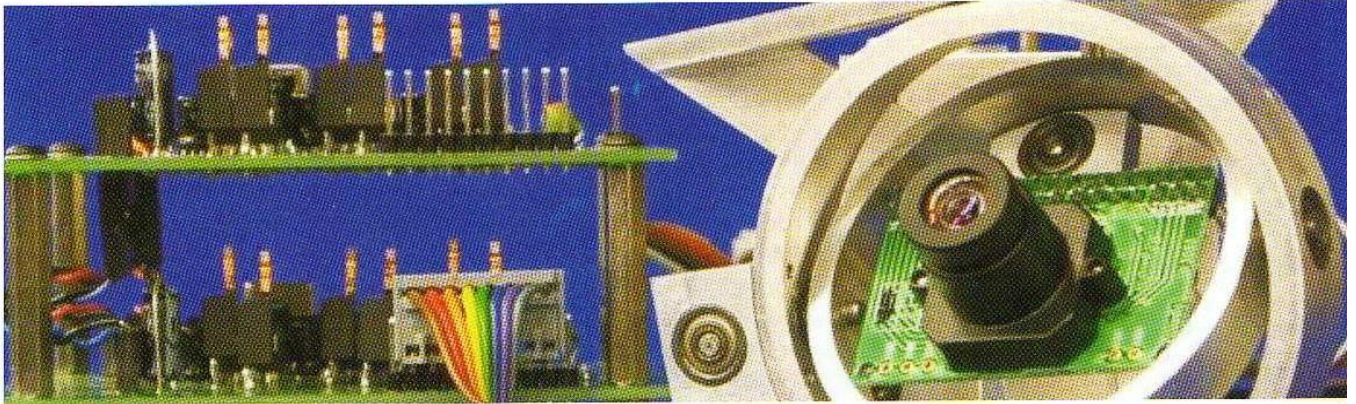


Figura 8. Toma experimental simultánea del EOG Horizontal y Vertical Fuente: Autores





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 Acondicionamiento y Adquisición (A-A) cuenta con algunos elementos adicionales. La operación del μC de la tarjeta A-A, básicamente cumple las funciones de interfaz entre el PC y dicha tarjeta, además, también interconecta algunos potenciómetros digitales (Digi-Pot) y Conversores Digital a Análogo (DAC). 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 permite alterar tanto la ganancia del pre y post amplificador como el ancho de banda de los filtros. También, desde el PC es posible variar el nivel de referencia (cambiando en nivel del DAC) de la bioseñal, ello con el fin de poder amplificar señales en DC, sin saturar los amplificadores. Con lo anterior se abre, entre otras, la posibilidad de variar las características de acondicionamiento directamente en hardware, logrando así aplicar el sistema en 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) restringido solo a movimientos sacádicos para generar la salida adecuada. 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.

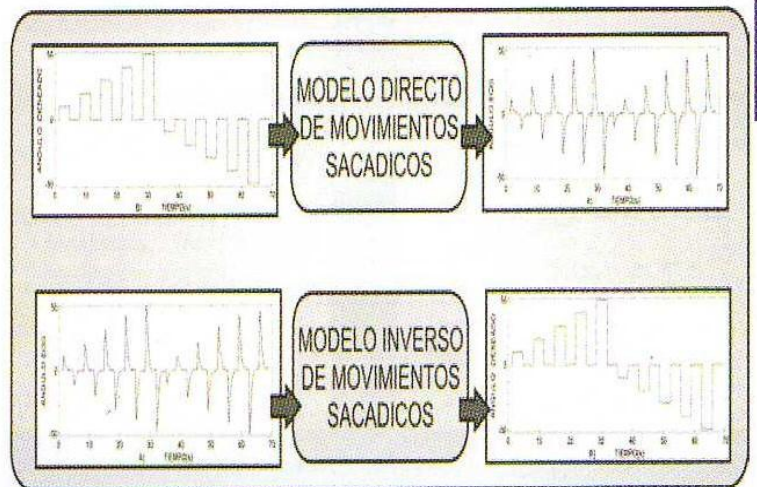
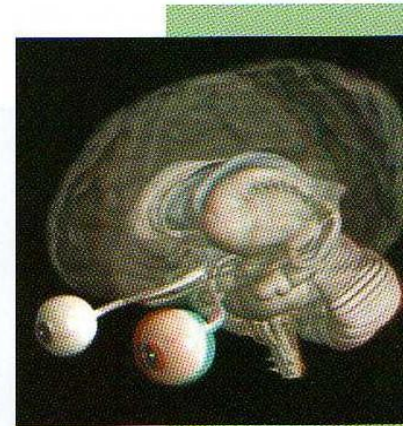


Figura 6. Figura 9. Modelo Directo e Inverso del SMO
Fuente: Autores

Existen múltiples formas de obtener el modelo inverso en lazo abierto. 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) (Ljung, 2002). 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) (Demuth et al., 2006), Lógica difusa y sistemas híbridos, entre ellos ANFIS (Mathworks, 2006) 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 (Norgaard, 1997) 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. Las figuras 10, 11 y 12 muestran algunas de las experiencias realizadas dentro de este proyecto en los campos ya mencionados.

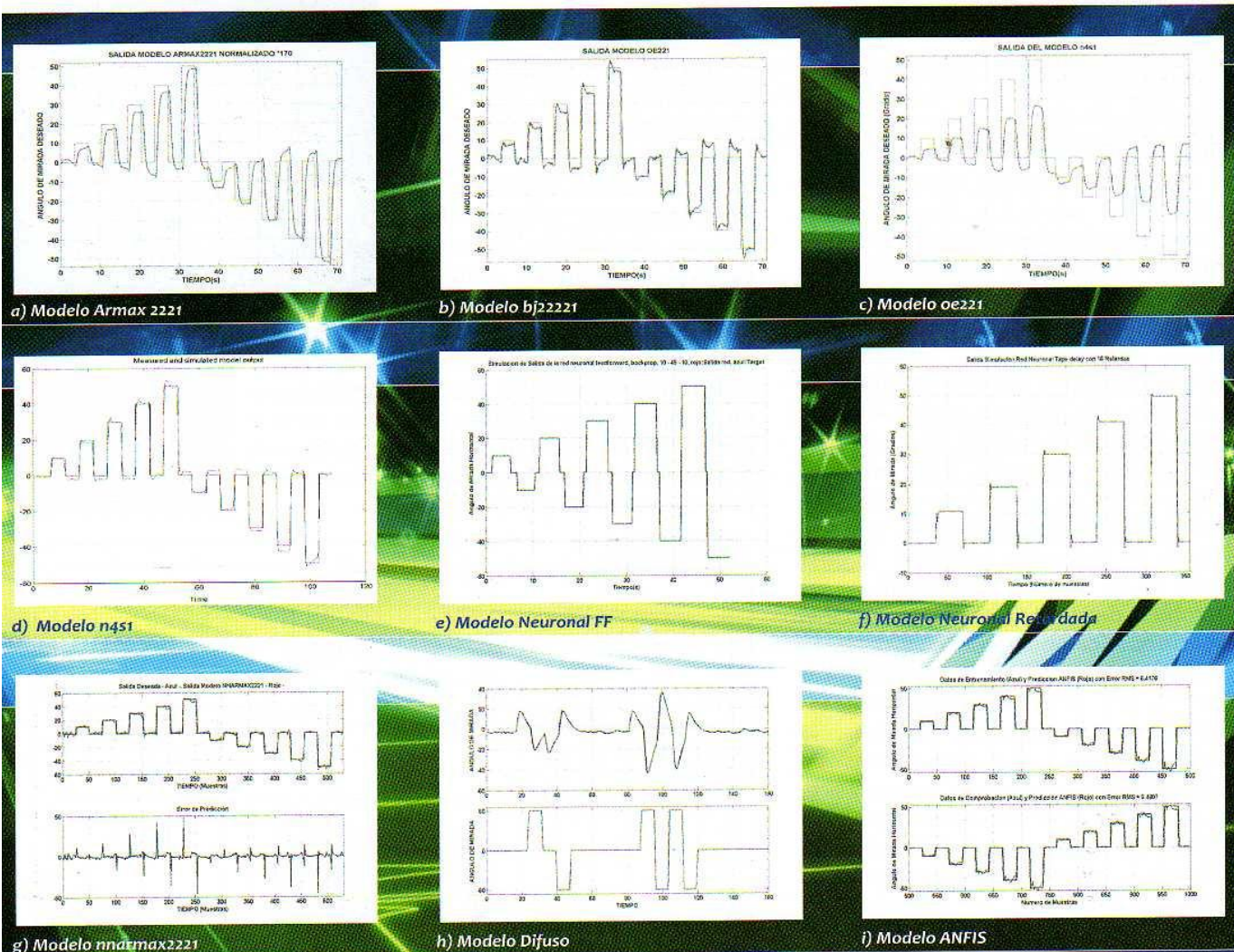
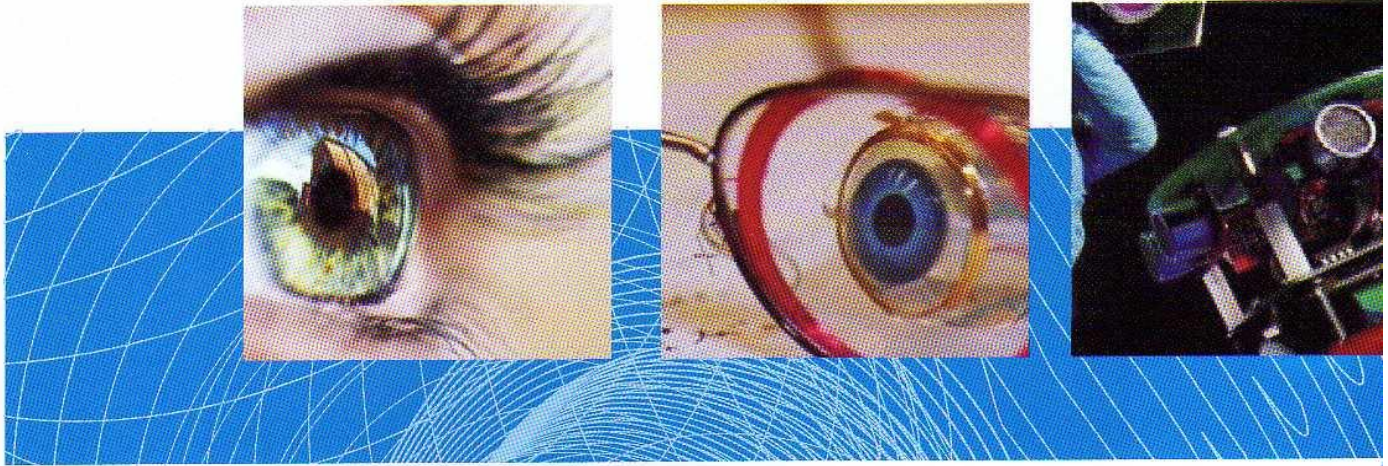


Figura 10. Diagramas de simulación de salida deseada y obtenida por cada modelo para el ángulo de visión.



La plataforma móvil

En la plataforma móvil, la tracción trasera es generada por dos motoreductores, y cada uno posee un encoder 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 muestra la configuración en diagrama de bloques del robot móvil. En la figura 13 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 Infrarrojos (IR) (en un arreglo multiplexado de 8 sensores), sensores ultrasónicos (US), (también en un arreglo de 8 sensores) 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 (a través de una modulación por ancho de pulso -PWM-). 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. Vale resaltar que 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 han implementado sensores US que salvan tal restricción. Esta información, sumada a la provista por los encoders, le permite al modelo, en un plano XY determinar la

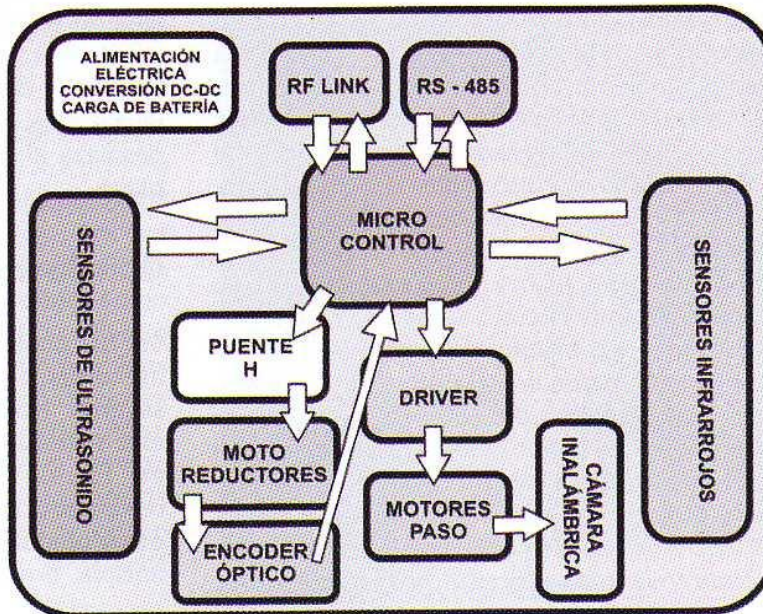
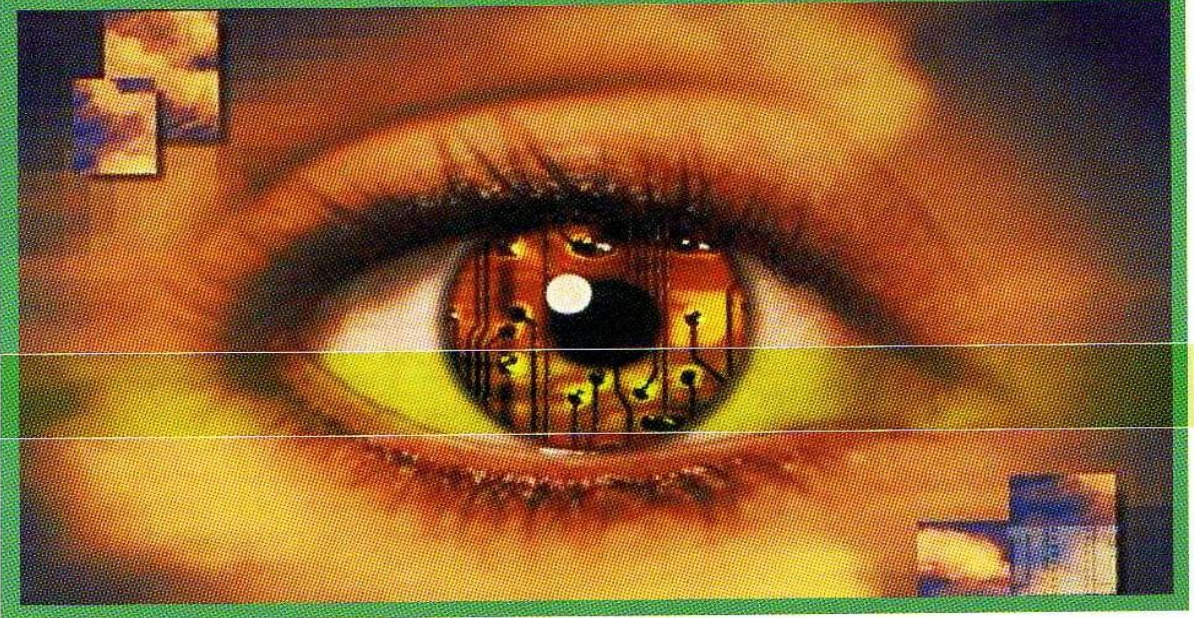


Figura 13. Diagrama en bloque de la estructura del robot móvil

Fuente: Autores



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, con el rotor de cada uno perpendicular al eje de rotación correspondiente de la cámara. Como componente final de la plataforma, se tiene 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. Finalmente, las trayectorias del móvil pueden ser planificadas de varios modos; uno simple en el cual el usuario opera al móvil hacia delante, hacia atrás (en reversa), hacia la derecha o hacia la izquierda, simplemente con la ejecución de los movimientos oculares en la dirección arriba,

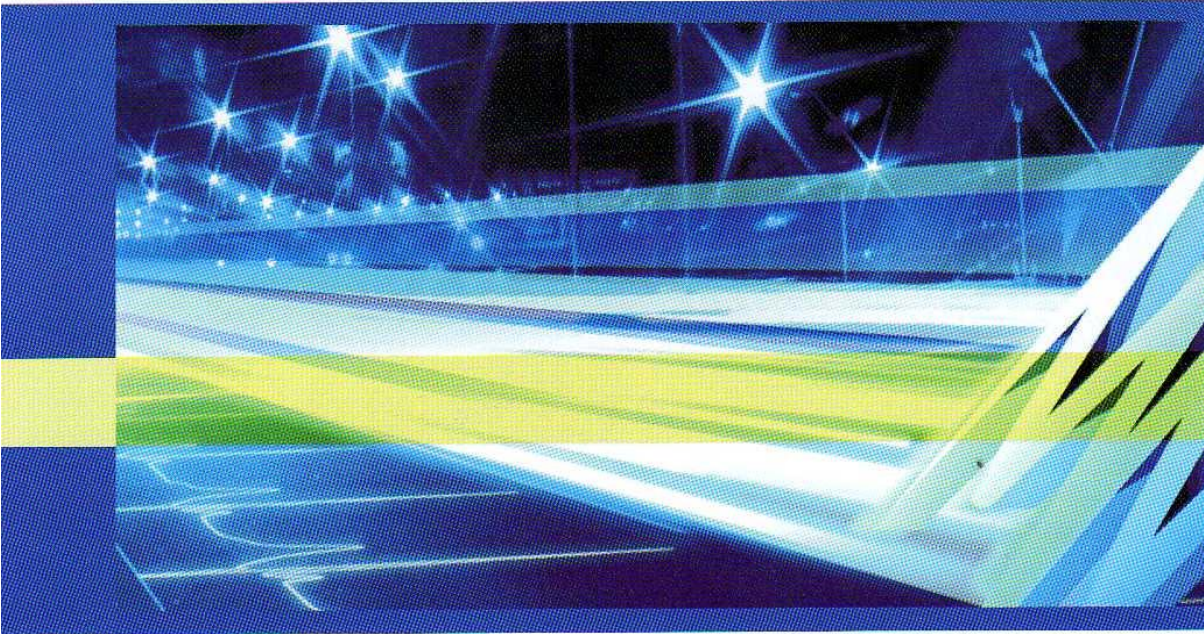
abajo, derecha e izquierda respectivamente, y son validados por tiempo de fijación del punto de mirada. Un modo superior en el cual, el usuario ejecuta movimientos oculares aleatorios frente a una pantalla que le muestra un plano cartesiano XY donde se observa un bosquejo del entorno cercano al móvil, e igualmente validado por tiempo, el robot se desplaza al punto fijado por el usuario en el plano.

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 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.



Bibliografía

- BAREA, R. Interfaz usuario-máquina basado en electrooculografía. Aplicación a la ayuda a la movilidad. PhD thesis, Universidad de Alcalá, 2001.
- DEMUTH, H., BEALE, M. AND HAGAN, M. The Neural Networks Toolbox. Versión 5. Ed. Mathworks, inc, 2006.
- GARAVITO, E. AND GUTIÉRREZ, J. 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.
- LJUNG, L. The System Identification Toolbox. Versión 5. Ed. Mathworks, inc. 2002.
- MATHWORKS, EDITOR. The Fuzzy Logic Toolbox. Versión 2. Ed. Mathworks, inc. 2006.
- NORGAARD, M. Neural Network Based Control System Design Toolkit. Version 1. Department of Automation, Technical University of Denmark, 1997.
- ADINSTRUMENTS, INC (2007, Diciembre). [En