

# Control mediante señales electro-oculográficas

Nahuel M. Dalgaard<sup>1</sup>, Esteban L. Gonzalez<sup>1</sup>, Alejandro J. Uriz<sup>2</sup>, Juan Carlos Tulli<sup>1</sup>,  
Federico De La Cruz<sup>1</sup>, Juan M. Garín<sup>1</sup>, Gonzalo Aranda<sup>1</sup>, Simón Bourguigne<sup>1</sup>,  
Francisco Denk<sup>1</sup> y Pablo Agüero<sup>1</sup>

nahuedalgaard@yahoo.com.ar (elgonzal,ajuriz,jctulli)@fi.mdp.edu.ar

<sup>1</sup> Laboratorio de Comunicaciones, Facultad de Ingeniería, UNMDP

<sup>2</sup> CONICET, Laboratorio de Comunicaciones, Facultad de Ingeniería, UNMDP

*Resumen*— En este trabajo se describe un sistema de adquisición de señales electro-oculográficas que permite usarlas como una alternativa económica con respecto a los dispositivos de acceso a las computadoras existentes en el mercado. Hardware y software permiten el posicionamiento de un cursor en el monitor de una computadora simplemente mirando el sector donde se lo quiere posicionar. Esta función puede ser usada, junto un teclado virtual, para permitir la ejecución de comandos o la escritura de frases simples. Esto facilitará a usuarios con discapacidades motrices severas usar la computadora para controlar dispositivos en un ambiente doméstico o como medio de comunicación. Teniendo en cuenta esto último, el proyecto se acotó en esta primera etapa a un equipo que permite escribir frases cortas y pronunciarlas, pero puede ser fácilmente extendido al control de diversos dispositivos.

## I. INTRODUCCIÓN

Las discapacidades motrices pueden ser causa diferentes patologías tales como: distrofia muscular, parálisis cerebral, lesiones en la espina dorsal, o esclerosis múltiple. Estas discapacidades pueden dificultar enormemente la vida de las personas que las padecen, afectando desde las tareas simples y rutinarias que se requieren para levantar una cortina o encender una luz, hasta incluso la comunicación oral. Esto es debido a los problemas que las personas en cuestión poseen para controlar fiablemente sus músculos. Hoy en día es factible encontrar dispositivos que permitan realizar acciones cotidianas de una manera semiautomática, segura, enérgicamente mas eficiente, y facilitando enormemente la vida de personas que padezcan alguna discapacidad. Esto es conocido como domótica y desde ya, toda esta ayuda requiere de un control mínimo por parte del usuario.

En la búsqueda de acciones que las personas con discapacidad motriz severa puedan desarrollar para usarlas como señales de control o comando, las señales electro-oculográficas surgen como una alternativa razonable, y ya han sido propuestas en numerosos trabajos, ya que tan solo con el movimiento de los ojos una persona discapacitada podría ejecutar algún tipo de acción. La referencia mas conocida puede ser el sistema Eagle Eyes [1].

Este tipo de interfaces deben ser utilizadas con computadoras, ya que estas proporcionan dos ventajas principales, la primera es automatizar y controlar procesos simples como, por ejemplo, el manejo de la iluminación de una vivienda. La segunda ventaja, consiste en brindar una pantalla en donde se pueden seleccionar comandos o escribir texto con solo mirarla.

Existen actualmente muchos sistemas capaces de seguir

el movimiento de los ojos sobre un monitor, algunos ejemplos de ello son:

! cuales basan su funcionamiento en el seguimiento de la cabeza, por medio de una cámara de video. Otros, mas complejos, como: - técnicas de seguimiento de pupila. Todas estas interfases alcanzan gran precisión y son transparentes a los programas en entorno Windows, pero a pesar de sus virtudes, sus costos los hacen poco accesibles para el usuario promedio en Argentina, y es aquí donde la técnica propuesta se hace atractiva para países en vías de desarrollo.

La utilización de Señales Electro-oculográficas (EOG) como fuente de comandos es fiable, ya que a pesar de ser propensa a fuertes perturbaciones, mediante un adecuado tratamiento, es posible conseguir una relación unívoca entre la posición del ojo dentro de su cuenca y una zona en la pantalla o monitor de PC.

## II. SEÑALES EOG

Las señales EOG son captadas mediante la utilización de electrodos perbioculares (es decir, ubicados en la vecindad de las cavidades oculares) y responden al ángulo respecto del eje anteroposterior del ojo. Debido a que la amplitud pico a pico de las señales de EOG está generalmente en el rango de  $\mu\text{V}$ - $\text{mV}$ , éstas se encuentran fuertemente influidas por diferentes interferencias y fuentes de ruido que, en muchos casos, tienen amplitud mayor y espectro superpuesto a la señal que se desea medir. Normalmente una señal de EOG posee una amplitud que ronda entre  $50\mu\text{V}$  y  $3,5\text{mV}$  y su espectro se encuentra entre  $0\text{Hz}$  y  $100\text{Hz}$ . La Fig. 1 muestra una de las señales adquiridas.

Las interferencias externas son mayormente provocadas por la red de distribución eléctrica. Ésta emite campos electro-magnéticos que interactúan con el equipo y el usuario produciendo una interferencia de  $50\text{Hz}$ . Las demás señales interferentes no afectan demasiado por encontrarse fuera del ancho de banda del EOG.

La mayoría de estas interferencias han sido ampliamente tratadas en la bibliografía. Un buen resumen puede encontrarse en [2], y no serán analizadas aquí. Sin embargo, las interferencias originadas en los potenciales de contacto electrodo-piel requieren un poco mas de análisis por haber sido uno de los mayores problemas en el uso de señales EOG y por estar este equipo especialmente diseñado para enfrentarse a ese problema. Esto puede apreciarse en la Fig. 2, donde se puede ver una serie de picos en la señal, los cuales son inducidos por fuentes de ruido.

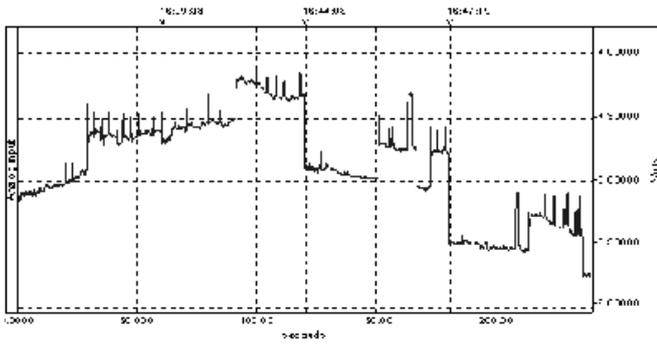


Fig. 1. Señales EOG registradas.

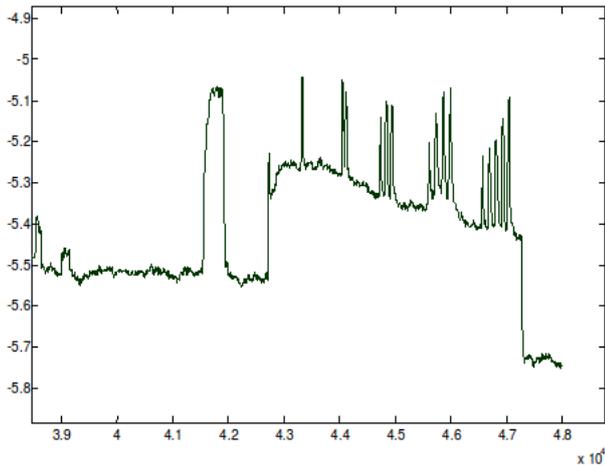


Fig. 2. Zona donde se aprecian las interferencias.

Al colocar 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 (potencial de media celda). Este potencial es una tensión continua cuyo valor supera ampliamente el nivel de la señal a medir. Además, si el electrodo se mueve respecto del electrolito, se producirá una alteración en la distribución de la carga que provocará una variación transitoria del potencial de media celda. De la misma forma, en la interfaz electrolito-piel también existirá una distribución de cargas y, por tanto, un potencial de equilibrio que variará si se produce movimiento entre la piel y el electrolito [3].

La colocación de los electrodos debe ser en forma perbiocular, es decir, en la vecindad de los dipolos oculares. Se utilizan cinco, dos para el canal horizontal, dos para el vertical y uno de referencia. En las Fig. 3 y 4 se muestra la forma correcta de colocación de los electrodos para obtener dos señales, una para el canal vertical y otra el horizontal. La relación entre los dos canales es casi ortogonal, ya que a pesar de poder diferenciarlos correctamente, existe una pequeña correlación. Los electrodos que captan la señal correspondiente al canal horizontal son los pares (AB), para el canal vertical los (CD) y la referencia es (E).

La utilización de la señal EOG como puntero, puede encontrarse seriamente afectada por variaciones en su componente continua, ya que ésta es justamente la que posee la

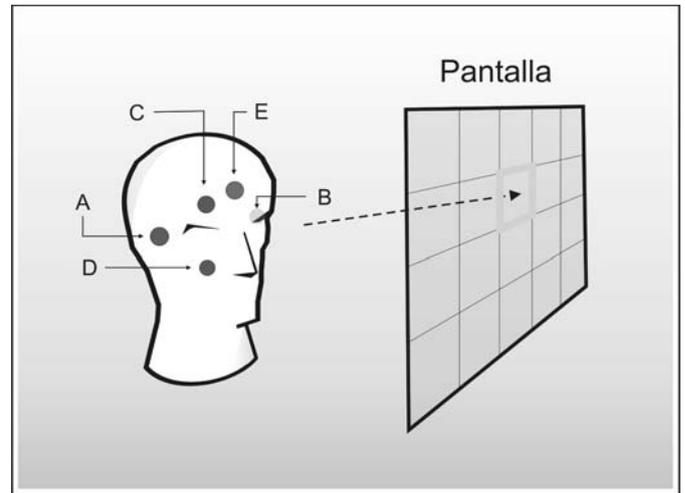


Fig. 3. Posición de los electrodos.

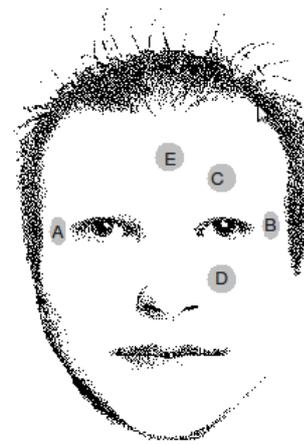


Fig. 4. Esquema de la posición de los electrodos.

información de posición angular del ojo. Otra consecuencia de esta tensión es que puede provocar la saturación de los amplificadores debido a los grandes requerimientos de ganancia que éstos deben tener.

La componente continua varía en relación a factores tales como:

- Perturbaciones ocasionadas por otros biopotenciales (EEG, EMG, etc.).
- Luminosidad ambiente.
- Variaciones en el potencial corneo-retinal.
- Variaciones producidas en los electrodos. Su posicionamiento y composición química.
- Estado del usuario (ansiedad, cansancio, etc.).
- Movimientos de la cabeza y cuerpo.

### III. DESCRIPCIÓN DEL DISPOSITIVO

En la Fig.5 se muestra el diagrama en bloques del dispositivo. El cual se compone por los siguientes bloques:

- **Amplificador de biomédico:** Se compone por un Amplificador de Instrumentación (AI), un filtro pasabajos y uno Notch. El AI se encarga de proveer amplificación a las señales ingresantes en modo diferencial y a su vez

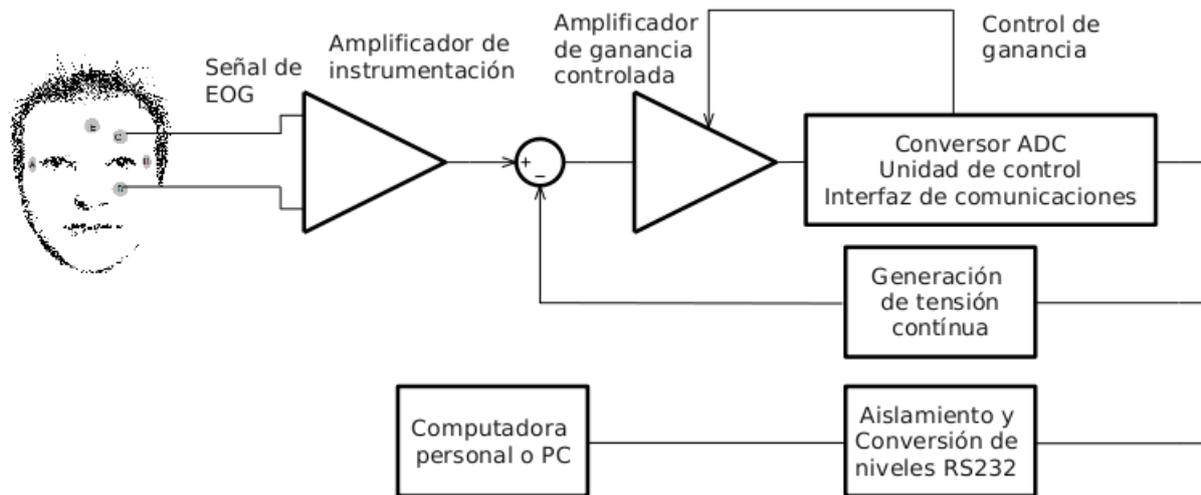


Fig. 5. Diagrama en bloques del sistema.

rechaza las ingresantes en modo común (la de mayor importancia es la Interferencia de la red eléctrica). El filtro pasabajos limita la banda ingresante (modo diferencial y común) a 35Hz, lo cual disminuye la potencia de ruido. El filtro Notch proporciona rechazo a 50Hz, reduciendo aún más la interferencia provocada por la red eléctrica.

- **Amplificador de Ganancia Controlada:** Es una segunda etapa de amplificación cuya ganancia es controlada por el microcontrolador mediante una palabra de 8 bits. Dicha ganancia se adapta mediante un algoritmo de calibración para llevar al EOG a la mayor excursión posible.
- **Sumador:** Este bloque es utilizado para superponer una tensión continua generada artificialmente, que por sustracción, elimina el error introducido por las fluctuaciones en la línea base del EOG.
- **Generador de Tensión continua:** Este bloque provee la tensión continua necesaria para corregir el error mencionado al bloque sumador. Es controlado por la Unidad de Control a través de una palabra binaria de 16 bits.
- **Unidad de control/ADC/Interfaz de comunicación:** Este bloque es el corazón del circuito. Es utilizado para adquirir las señales de los canales vertical y horizontal, y enviarlas a la PC. A su vez este bloque direcciona la información devuelta por la PC (valor de ganancia de ambos canales y valor de continua artificial) a los bloques correspondientes. Además se encarga de administrar la conexión serie con la PC.
- **Aislamiento y conversión a niveles RS-232:** Este bloque provee la aislación necesaria para cumplir con las normas de seguridad de cualquier equipo electrónico conectado a un usuario. Además provee la conversión entre niveles TTL y RS 232 necesaria para que la conexión serie funcione adecuadamente.

El sistema Eagleeyes [1] es un sistema basado en electro-oculografía acoplado en continua, el cual permite al usuario utilizar todos sus movimientos (de los ojos y la cabeza) para posicionar el cursor en cualquier lugar de

la pantalla. Este sistema, al estar acoplado en continua y no estar realimentado, al cabo de un minuto aproximadamente acumula tanto error que obliga al usuario a posiciones incómodas para mantener el control. Adicionalmente en este caso la validación es por tiempo sobre la posición seleccionada en la pantalla.

El dispositivo que aquí se presenta, también trabaja acoplado en continua (no tiene filtros pasa altos). En el inicio del programa, se genera en la pantalla del ordenador una zona de referencia inicial y cuatro puntos de calibración similar al usado en algunos de los trabajos descritos por Barea [4] [5]. Una vez identificado el sector de arranque y luego de la calibración, el sistema realiza una fijación de la tensión continua necesaria para mantener el cursor en ese punto por medio de otra tensión continua (generada localmente en el equipo o por medio de una operación matemática realizada por el software) que se restará a la proveniente de los electrodos de manera que su diferencia sea un valor de tensión determinado e invariable llamada  $V_{\text{posición}}$  (siempre que el usuario no valide una nueva posición) de forma similar a la que un Lazo de Fijación de Fase (PLL) lo hace en fase [6], [7].

Esta diferencia será la que controla la posición del cursor. En cierta forma esto mismo se puede obtener con un filtro pasa altos que bloquee la tensión continua. La diferencia está que si ahora se presenta un escalón de potencial, producto de un movimiento sacádico de los ojos [8], un filtro pasa altos simplemente eliminaría ese nuevo potencial de continua, dejando pasar tan sólo el flanco. El modelo funciona en base al siguiente concepto:

- Permitir al cursor seguir ese movimiento (lo hará sí la velocidad de crecimiento de la tensión continua generada localmente es lenta con relación a la variación de EOG).
- Antes que la diferencia entre la tensión proveniente del sensor y la generada localmente tienda al valor  $V_{\text{posición}}$  previamente establecido, el usuario, impondrá un nuevo valor de tensión  $V_{\text{posición}}$  concordante con la nueva posición del cursor, y por medio de la validación, el sistema tomará a esta posición como nuevo origen.

Dado que durante el proceso de calibración se obtu-

vo información del escalón de biopotencial necesario para barrer la pantalla, cualquier escalón de potencial producido por el movimiento de los ojos podrá unívocamente identificar cualquier desplazamiento del ojo a un nuevo sector de la pantalla. La tensión EOG difícilmente varía de manera progresiva, generalmente lo hace en forma de escalones (movimientos sacádicos). Dado que este movimiento es improbable y sus consecuencias son variaciones lentas de tensión, similares a las variaciones temporales de las señales biológicas, algunos sistemas de registro y análisis de señales EOG simplemente los eliminan por medio de un filtrado pasa altos. Pero esto significa que ante un escalón de posición, el sistema lo derivaría (producto del filtro pasa altos) provocando un flanco y un tiempo de caída. Estos flancos también están presentes en los parpadeos, por lo que se genera una posible fuente de error que consiste en confundir parpadeos involuntarios con los flancos de los escalones.

Trabajos similares [9] han podido identificar un número de 7x6 sectores en la pantalla sin mayor problema. Cuando el ojo se desplaza para poder observar un nuevo sector en la pantalla, el cursor seguirá este movimiento debido a las variaciones de las señales de EOG. Una vez que el usuario ve que el cursor se posiciona sobre el sector deseado, lo validará mediante una acción a definir (en este caso se preve hacerlo por una tecla externa que el usuario pueda controlar).

Esta validación cumple dos funciones, por una parte, determina la acción que el usuario quiere realizar (la cual ha sido apuntada por el cursor). Por la otra, será usada por el sistema como una realimentación de posición. Dado que se asume que el potencial de continua sigue variando, se determina ahora esa nueva posición como una nueva referencia, o sea, se ajusta todo el sistema a esa nueva posición. Mientras el ojo permanezca mirando esa posición, la fijación de continua la considerará como nueva VPosición. Cualquier nueva posición será calculada en función de esa nueva referencia y un escalón de potencial cuya relación amplitud-posición ya se conoce por medio de la calibración. Cualquier parpadeo puede ser fácilmente identificable ya que su variación será sumamente rápida y a los efectos de la señal EOG su potencial caerá al valor que tenía antes del parpadeo.

Si la cabeza se mueve lentamente durante la escritura, la recalibración (o re-referenciación) del sistema realizada en forma automática con cada validación, compensará esta variación.

La Fig.6 es una gráfica de cómo podrían ser las tensiones EOG en un funcionamiento normal. Las muestras fueron obtenidas con una frecuencia de muestreo de 200 Hz, lo que equivale a un periodo entre muestras de 5 msec. La gráfica abarca un tiempo de 15 segundos durante los cuales se seleccionaron 8 posibles zonas horizontales (se pueden distinguir 8 posibles tensiones) y durante ese intervalo de tiempo el valor de continua prácticamente no varió. Durante la adquisición no se utilizó filtro de ruido, motivo por el cual se observa la señal con variaciones rápidas.

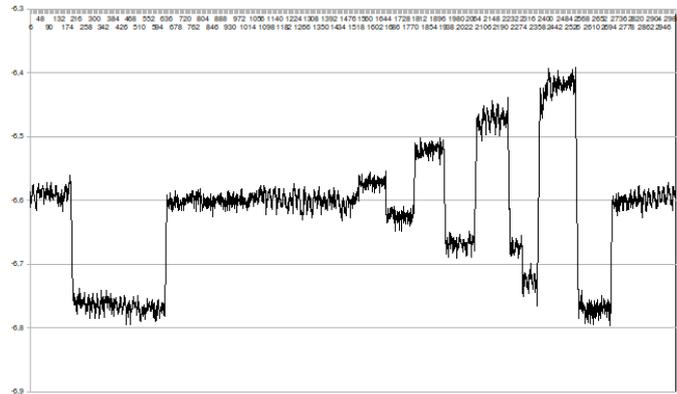


Fig. 6. Variación de la señal EOG.

#### IV. IMPLEMENTACIÓN

A lo largo del desarrollo del del prototipo se tuvieron en cuenta las siguientes especificaciones.

El dispositivo debe permitir escribir al menos un carácter cada 2 segundos. Debe poseer una interfaz gráfica amigable y por ello permitir ejecutar comandos de manera ágil. El equipo debe adaptarse no solo a cada usuario, sino también a las variaciones que la señal de EOG presente a cada momento.

El equipo debe poseer aislamiento respecto de la red eléctrica, ya que éste se encuentra en contacto con el usuario. El tiempo de trabajo mínimo debe ser de 30 minutos operando de manera continua, pues se estima que éste es el tiempo requerido para una sesión promedio de escritura. El equipo tiene mínimos requisitos de mantenimiento. Los electrodos son elegidos convenientemente a fin de minimizar costos de mantenimiento.

.fi

La señal de EOG es amplificada por un amplificador de instrumentación, el cual debe poseer una ganancia tal que el mismo no saturé debido a la componente continua. Si esta saturación ocurriese, existiría una pérdida de información. Una vez magnificada, se superpone a la señal una tensión fija de igual magnitud pero de signo contrario a la porción continua del EOG, quedando así solo la parte variable, la cual es nuevamente amplificada y adaptada para ser adquirida. La última etapa de amplificación posee ganancia ajustable, la cual adapta la información útil a los niveles de tensión necesarios para cubrir todo el rango de entrada del ADC. La ganancia variable es controlada por la Unidad de Control. Posteriormente la señal se convierte a formato digital y se transmite al PC.

Este dispositivo, exceptuando los amplificadores operacionales de instrumentación, puede ser implementado utilizando componentes de propósito general de bajo costo fácilmente obtenibles en el mercado nacional.

Se menciona particularmente este dispositivo ya que por su costo es uno de los elementos que encarecería el diseño. Hoy en día existe en el mercado numerosos amplificadores de instrumentación (AI) integrados, los cuales poseen un alto desempeño en características cruciales para estos dispositivos. Estas son: Rechazo de Modo Común entre 100dB y 120dB, amplio rango de alimentación y bajo voltaje de offset. Sin embargo éstos resultan costosos (aproximadamente US\$ 15 en Argentina). Este equipo usa una implementación alternativa utilizando Amplificadores Operacionales de propósito general, con los cuales se pueden conseguir muy buenos resultados. Esto reduce drásticamente los costos. Se estima que el circuito que reemplaza al amplificador de instrumentación puede construirse de esta forma por US\$ 1.

Se implementó un software con la finalidad de analizar la probabilidad de aparición de las diferentes letras y símbolos. Para esto se procesó una gran cantidad de texto, en libros en lengua española. En base a los resultados obtenidos, se ubicaron las letras más probables en el centro de la pantalla y las menos probables en la periferia de la misma. Para que el sistema sea mas robusto, se dividió la pantalla en tan solo 20 zonas (5 x 4), menos zonas de las 35 que se sugerían en el trabajo previo [5] (7 x 5). Por lo tanto hubo que distribuir los símbolos (letras, números, etc.) en tres teclados virtuales. Esto significó que se deberán direccionar también las zonas fuera de la pantalla.

La aplicación se inicia en el teclado virtual 1. Si se dirige la mirada arriba del monitor se conmuta al teclado virtual 3. Si se mira nuevamente arriba se retorna al teclado virtual 1. Dirigiendo la mirada a la derecha del monitor se conmuta al teclado virtual 2. Si se mira nuevamente a la derecha se vuelve al teclado virtual 1. Finalmente si se mira hacia abajo, aparece el menú de borrar: TODO, ULTIMA LETRA O CANCELAR. Si se mira hacia la izquierda, la PC lee lo escrito (en forma oral), utilizando el motor de Text To Speech de Windows. En la Fig.7 se muestran los teclados virtuales mostrados al usuario por el sistema.

Es evidente que este proceso de escritura puede resultar lento, por lo cual se hace deseable la implementación de algún algoritmo de predicción que le ofrezca al usuario una cantidad de palabras posibles antes de que este deba escribir totalmente la palabra. Programas predictores tales como el PredWin ya existen, pero están diseñados para usar otro tipo de interfaces gráficas que no son apropiadas para ser utilizadas por medio de señales EOG. En ese sentido, se esta trabajando en un sistema predictor propio llamado **Casandra** [10]. Casandra funciona con un esquema cliente-servidor y es independiente del hardware y el sistema operativo. Mediante clientes adecuados a la

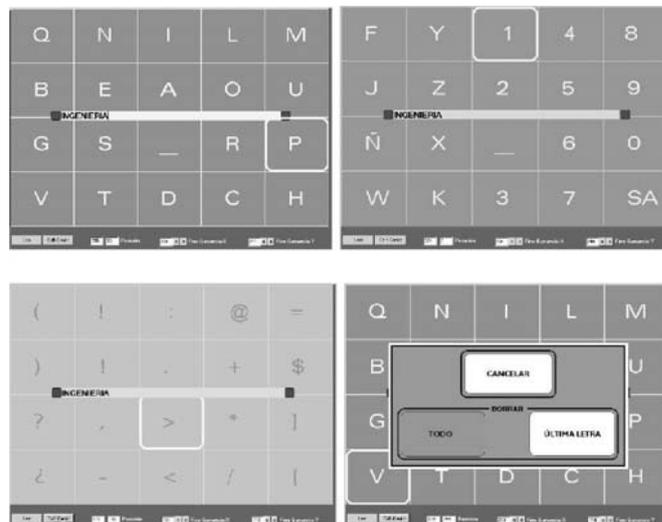


Fig. 7. Teclados virtual 1, 2, 3 y teclado borrar.

plataforma y conexiones de área local o Internet es posible acceder al servicio de predicción. Casandra es altamente configurable, posee aprendizaje dinámico de las palabras y frases particulares que el usuario posee al redactar textos, y realiza un ajuste dinámico de parámetros para mejorar su rendimiento al monitorear el grado de acierto y la cantidad de correcciones que realiza el usuario. Incorpora además predicción a nivel de sílabas para casos en donde las palabras a predecir no se encuentren en su base de datos. El sistema Comunicador incorporando el módulo de comunicación cliente para Casandra puede facilitar el uso del mismo al predecir palabras y frases ahorrando una cantidad importante de los eventos necesarios para la redacción.

## V. CONCLUSIONES

La finalidad de este proyecto, fue diseñar y construir un dispositivo que permita, a personas con graves problemas de motricidad, disponer de un sistema que le permita activar comandos con solo mirarlos y además tener la posibilidad de comunicarse de forma oral o escrita, siendo además accesible, en cuanto a su costo, a usuarios de bajos recursos.

Teniendo en cuenta que dispositivos de índole similar poseen un precio muy elevado [4], se puede decir que a través de la inclusión de componentes económicos y de fácil localización en el mercado argentino, es posible construir un equipo de bajo costo, pues en todos los materiales requeridos para la construcción del prototipo se invirtieron aproximadamente US\$ 120.

## REFERENCIAS

- [1] <http://www.bc.edu/schools/csom/eagleeyes/>
- [2] <http://www.biosemi.com/publications/artikel3.htm>
- [3] J. M. Ferrero Corral, J. M. Ferrero y de Loma-Osorio y A. Arnau Vives. "Señales bioeléctricas". Valencia [España] : Universidad Politécnica de Valencia; Departamento Ingeniería Electrónica, 1994. ISBN: 8477212503
- [4] Wheelchair Guidance Strategies Using EOG. Journal of Intelligent and Robotic Systems Springer Netherlands ISSN 0921-0296 (Print) 1573-0409 (Online)

- [5] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E.López, "System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography". Vol. 0. No. 10. pp. 209-219. 2002. IEEE Transactions on neural system and rehabilitation engineering, Estados Unidos
- [6] W. Tomasi, "Sistemas de Comunicaciones Electrónicas", México: Pearson Educación, 1996.
- [7] B. Sklar, "Digital Communications Fundamentals and Applications", Prentice Hall International Editions (UK) Limited, London, 1988.
- [8] W.M. Hart, "Fisiología del Ojo, Aplicación Clínica", Doyma Libros, 1994.
- [9] J. Gips and P. Olivieri, "EagleEyes: An Eye Control System for Persons with Disabilities", presented at the Eleventh International Conference on Technology and Persons with Disabilities, Los Angeles, March 1996.
- [10] S.G. Luvoni, P.D. Agüero, J.C. Tulli, E.L. González, "Cassandra, un Sistema de Apoyo a la Escritura", SICA 2008.