

## Determinación de la orientación del ojo mediante procesamiento del electrooculograma

José Pereira<sup>1</sup>, Agustín Senatore<sup>1</sup>, Andrés Touya<sup>1</sup>, Javier De Lima<sup>2</sup>, Roberto Soler<sup>2</sup> y Franco Simini<sup>1</sup>

1. nib - Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería, UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA, Hospital de Clínicas, Av. Italia S/N, 11600 Montevideo - URUGUAY

2. Servicio de Cirugía Buco Maxilo Facial, Facultad de Odontología, UNIVERSIDAD DE LA REPUBLICA, URUGUAY

simini@fing.edu.uy

**Resumen.** Con vistas a dar movilidad a una prótesis ocular se investigan los métodos de determinación de la posición del ojo sano en la vida normal usando armazones de lentes. Descartados la videooculografía, el reflejo y el campo generado por el dipolo del ojo, se proyecta un sistema que amplifica y procesa el electrooculograma (EOG). Se determina la relación entre voltaje y posición angular en el plano horizontal en sujetos sanos. Calibrado el dispositivo se evalúa la capacidad del prototipo desarrollado (**PANTOJO** por movimiento **PANT**ográfico del **OJO**) de entregar en todo momento una señal indicativa de la dirección de mirada. Se determina -en base a fotografía del ojo de un voluntario sano- las diferentes posiciones detectables socialmente: centro y cada 10 grados angulares de cada lado, hasta 40 grados. Las transiciones en la zona lineal (+30 grados a - 30 grados) tienen una elevada tasa de aciertos si se discretizan las posiciones cada 10 grados y responden con ciertas incertidumbres si es cada 5 grados. El prototipo, además de servir de guía para una prótesis móvil, le puede dar la posibilidad de operar dispositivos a quien debe recurrir a los ojos en lugar de sus manos.

### 1. Introducción

Los pacientes cuyo glóbulo ocular debe ser sustituido se han beneficiado en los últimos años con prótesis de realismo notable que los hace pasar casi desapercibidos en la mayoría de las situaciones de la vida cotidiana. El implante de silicona color piel rellena el espacio de la cara ahuecado y sobre ella se monta un glóbulo ocular de acrílico pintado con sumo realismo. El realismo se pierde sin embargo en el momento en que el enfermo mueve el ojo sano, movimiento que no es seguido por la prótesis, fija en el eje sagital o antero-posterior. Esta situación puede en ocasiones ser obviada mediante la implantación de prótesis suturadas a los remanentes musculares. Sin embargo esta solución no es siempre posible y por lo tanto una proporción elevada de personas con prótesis ocular se ve expuesta al estigma social derivado de la inmovilidad del glóbulo ocular artificial. Nos propusimos investigar las posibilidades de dar un movimiento pantográfico a la prótesis, basado en la posición instantánea del ojo sano. El acrónimo **PANTOJO** derivado de “movimiento **PANT**ográfico de la prótesis ocular

con el **OJO** sano” alude al objetivo último del trabajo cuya etapa inicial se ve descrita en esta publicación. Fue concebido un dispositivo que detecta la posición del ojo sano, sin mayores molestias para la persona, mediante algún sistema portátil completamente no invasivo. Este dispositivo debe comprender las características externas iguales a la mejor prótesis de globo ocular pero además debería poderse mover en consonancia con el ojo sano. La transmisión de la información de la dirección de la mirada deberá ser transmitida por medios inalámbricos a la prótesis que tendrá en su interior algún motor y elementos energéticos necesarios para el movimiento. La decisión de encarar el desarrollo de **PANTOJO** se basó en su novedad absoluta, confirmada en revisiones bibliográficas. Como parte del proyecto de la prótesis, este trabajo describe la investigación de los métodos de detección de la posición de un ojo normal, contiene la implementación de un instrumento portátil de “gaze tracker” y las pruebas en voluntarios sanos. Una segunda etapa será la de realizar una prótesis ocular móvil accionada en base a la información de posición descrita en la presente publicación.

## 2. Métodos de detección de la posición del ojo

El ojo puede ser asimilado, en una aproximación muy simplificada, a un condensador cuyas placas serían la córnea y la retina, y la literatura refiere [1] que la diferencia de potencial entre las placas es del orden de pocos mV. Este dipolo en movimiento a las velocidades en que se puede mover un ojo solamente puede inducir corrientes en espiras colocadas alrededor del ojo de magnitudes ínfimas, como hemos calculado recientemente [2]. Por lo tanto la opción de detectar el ojo relevando el efecto de inducción electromagnético en una espira externa no es viable (Tabla 1).

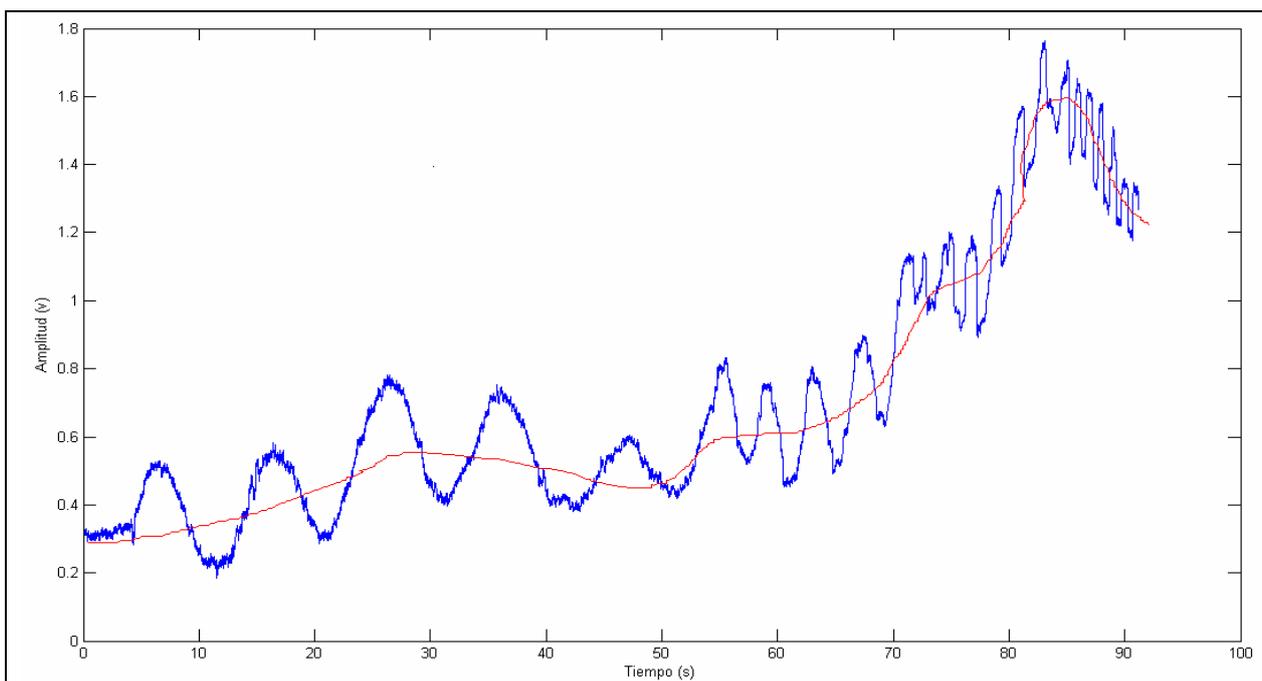
<b>Tabla 1. Métodos de registro de la posición del ojo</b>				
<b>Método</b>	<b>Complejidad</b>	<b>Costo</b>	<b>Materiales disponibles</b>	<b>Viabilidad para PANTOJO</b>
<b>Campo magnético del ojo</b>	Muy alta	Bajo, espiras montadas sobre marco lentes	No investigamos	<b>Inviabile</b> por señal menor que campo magn. terrestre
<b>Lentes de contacto con espira</b>	Alta, montaje del lente en el ojo con presión negativa	Medio, el lente de contacto con espira	Pocos, Optica de Montevideo dispuesta a aportar	<b>Inviabile</b> por invasivo, puede dañar al ojo sano.
<b>Reflexión de la luz</b>	Alta, montaje del lente espejado en el ojo	Medio, el lente de contacto espejado	Una empresa óptica dispuesta a aportar	<b>Inviabile</b> , exposición a la fuente daña el único ojo
<b>Videooculograma (VOG)</b>	Baja, el tratamiento de imágenes esta bien definido	Alto, cámaras portátiles de alta resolución y velocidad	Disponibles en plaza	<b>Viable</b> , pero abultado y no cumple socialmente
<b>Electrooculograma (EOG)</b>	Media, se usa en estudios fisiológicos	Bajo.	Disponibles en plaza e importaciones	<b>Viable y discreto</b>

Existen otros métodos que permiten deducir la posición del ojo cuyas características están también resumidas en la Tabla 1. Por ejemplo montar cámaras de video sobre el armazón de los lentes y procesar el video resultante, aplicar sobre el ojo un lente de contacto con espira metálica en un fuerte campo magnético o detectar el reflejo de una iluminación dirigida desde el armazón de los lentes. Ninguno de estos métodos es práctico para su utilización en la vida normal de la persona portadora de prótesis. La molestia de estas estructuras y su agresión al ojo son peores que el estigma social que se quiere reducir dando movimiento a la prótesis. El método que fue desarrollado en **PANTOJO** consiste en detectar sobre la piel, la señal eléctrica generada por el movimiento del ojo conocida como electrooculograma (EOG) [3, 4].

### 3. Posición del ojo por electrooculograma

Hemos proyectado y realizado un sistema de registro y amplificación del EOG con los siguientes módulos:

- Amplificación y filtrado, constituido por una etapa de amplificación diferencial seguida de una cadena de filtros y amplificaciones para obtener una señal amplificada y libre de ruidos.
- Procesamiento por un microcontrolador con tres entradas analógicas, capacidad de memoria y velocidad suficiente para trabajar en tiempo real.
- Alimentación para la electrónica analógica y el microprocesador: fuentes de 5V y 3.3V
- Comunicación que transmite la posición del ojo en forma inalámbrica desde el microprocesador

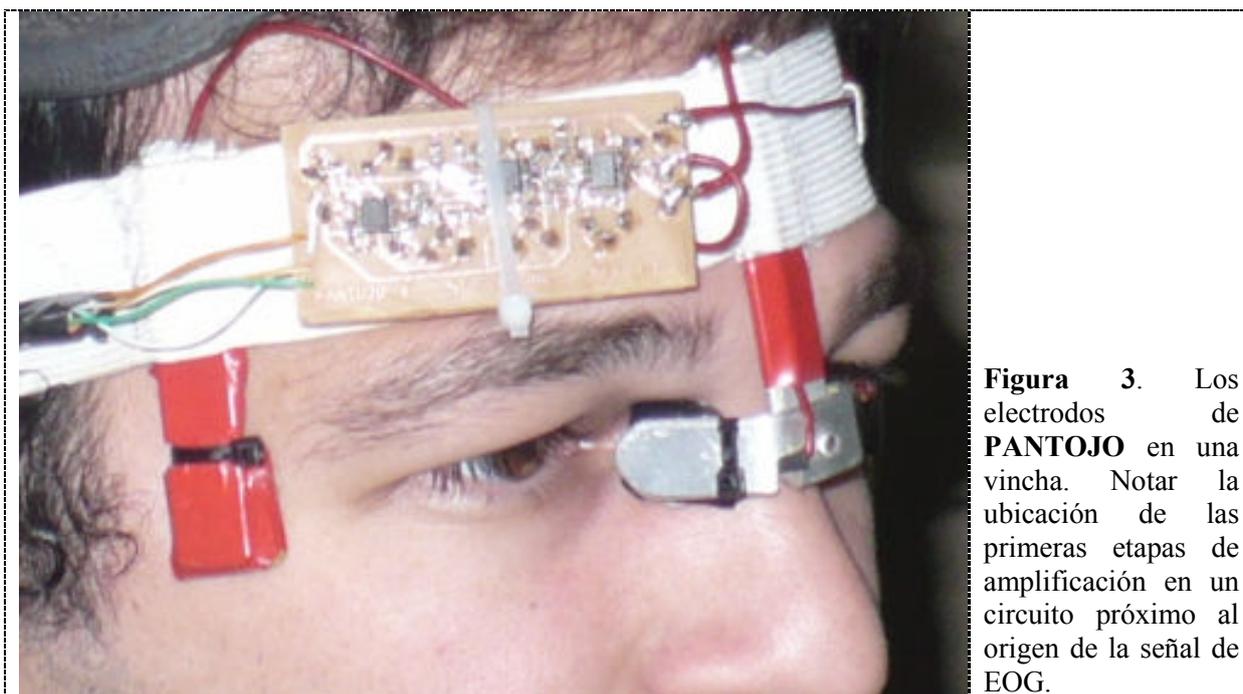


**Figura 1.** Señal de Electrooculograma (EOG) obtenida por **PANTOJO**. La duración de este ejemplo es de 100 segundos y se ve la deriva que va de 0.2 V hasta 1.8 V. Superimpuesta sobre la deriva, se ve una señal representativa del movimiento del ojo, periódica y de frecuencia creciente de 0.1 Hz a 0.5 Hz.

Para la obtención de las señales EOG, en acoplamiento en corriente continua (CC), se obtiene más información pero la deriva producida por el movimiento de los electrodos es importante. Por otra parte en acoplamiento de alterna (AC), aplicando filtros pasa alto previo a su procesamiento, se tiene la ventaja de eliminar la deriva pero sólo se ven sobretiros producidos por los movimientos oculares. Estos pulsos son los que se procesan para determinar la posición del ojo.

#### 4. Montaje de electrodos en el armazón de lentes

Para obtener un EOG de la persona durante su vida normal se piensa en darle unos lentes sobre cuyo armazón están colocados los electrodos en contacto con la piel. El contacto ocasional con el armazón, a pesar de ser metálico, no es suficiente para lograr una señal susceptible de ser interpretada como EOG. De hecho, el EOG se obtiene habitualmente luego de preparar la piel y mediante aplicación de pasta conductora para reducir la impedancia de contacto. En el caso de **PANTOJO** se experimentaron varios métodos: uno de ellos consiste en reforzar el contacto de los lentes mediante una vincha elástica que mantiene el electrodo sobre el septo nasal y otros electrodos en las sienes en contacto estrecho con la piel como se muestra en la Figura 2.



Otro método es el que se muestra en la Figura 3, menos engorroso pero más ruidoso. El armazón de los lentes aplica una presión en los electrodos que quedan apretados sobre la piel. Los electrodos son los contactos en la nariz y en la sien del lado del ojo sano, que constituirá la señal a procesar y un tercer electrodo de referencia ubicado en la sien del lado de la prótesis ocular.

#### 5. Señal EOG y posición del ojo sano

Se desarrolló un sistema de medida y calibración de las señales a detectar sobre la piel de la persona. Las medidas fueron hechas sobre voluntarios sanos cuya cabeza fue fijada y ante quienes se desplegaba un blanco móvil generado por el programa de calibración. Mientras el sujeto seguía con los ojos el blanco, **PANTOJO** registraba la posición del ojo sano. La figura 5 muestra los valores obtenidos en posiciones separadas entre si por 5 grados angulares.



**Figura 2.** Los electrodos de **PANTOJO** en el armazón de lentes que lleva un voluntario sano. Notar la ubicación proyectada de la electrónica de amplificación detrás de la oreja.

Para calibrar el sistema de medida cada voluntario sano, con la cabeza fijada a un soporte de la silla, mira alternadamente al frente y a un punto luminoso colocado a un ángulo de 30 grados sucesivamente hacia la izquierda y la derecha. Se toman 20 medidas y en cada una de ellas **PANTOJO** detecta el nivel de voltaje logrado. Los valores promediados de tres voluntarios sanos están en la Tabla 2. El EOG cutáneo procesado arroja mesetas de algunas décimas de Volt (luego de la amplificación) con desvío estándar del orden del 5% del valor medio. El movimiento del ojo sano que se desplaza hacia un lado arroja voltaje de signo opuesto al que resulta de un movimiento hacia el otro lado. Con esta observación se confirma que se puede utilizar el EOG para dar cuenta de la posición del ojo.

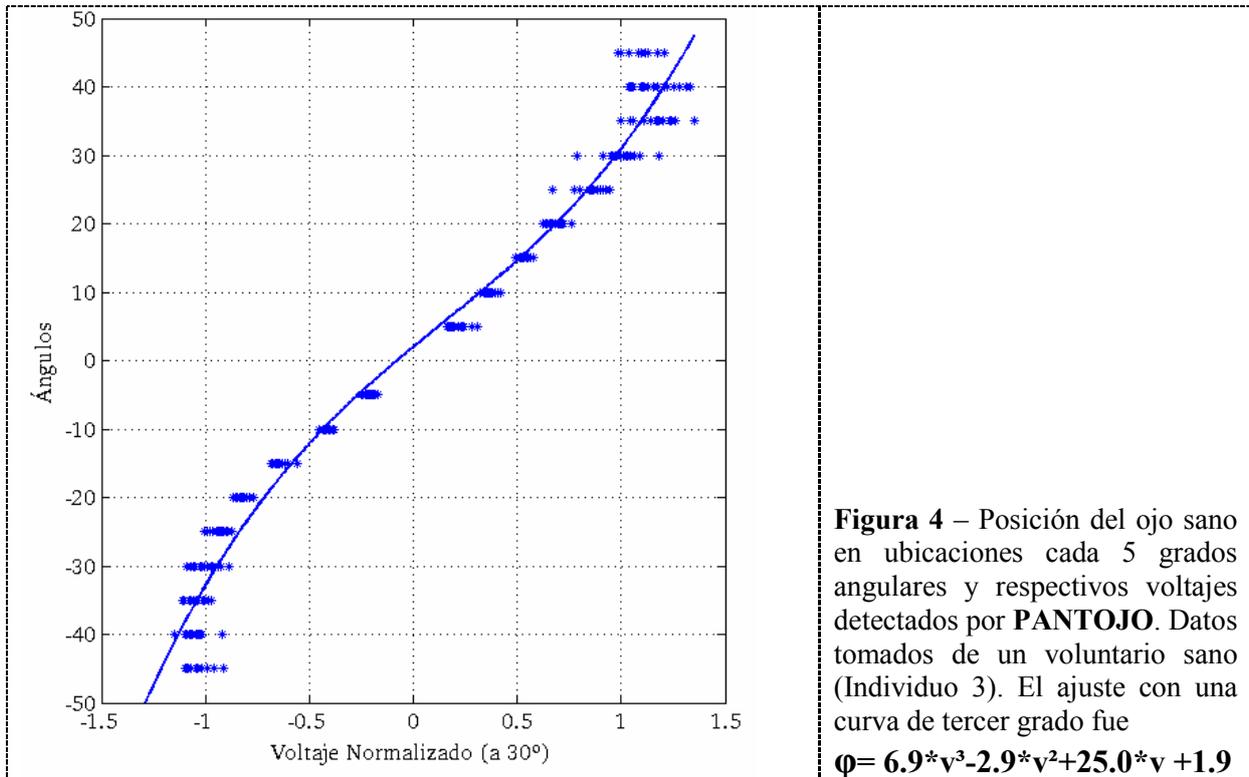
**Tabla 2. Excursión de la señal del EOG y posición del ojo sano**

Transiciones hacia la derecha dan voltajes positivos, negativos hacia la izquierda. DS=desvío standard

	Voluntario 1 (mV) media (DS)	Voluntario 2 (mV) media (DS)	Voluntario 3 (mV) media (DS)
0° -> 30° (derecha)	378 (17)	520 (28)	192 (16)
30° -> 0°	-415 (22)	-544 (27)	-149 (12)
0° -> -30° (izquierda)	-354 (21)	-488 (21)	-307 (16)
-30° -> 0°	311 (26)	444 (26)	245 (9)

Una vez calibrado **PANTOJO**, se puede proceder a dejar libertad de mirada al sujeto y registrar por un lado el ángulo de mirada y por otro el voltaje del EOG cutáneo. Para conocer la dirección de la mirada del voluntario sano, en una primera etapa se le da una pauta bajo forma de un blanco luminoso que se despliega a una distancia fija. De esta manera el sistema de desarrollo tiene la posibilidad de verificar si el voltaje obtenido (EOG) tiene alguna relación con la dirección de la mirada.

La Figura 4 resume pruebas en el voluntario 3, que presenta una curva muy similar a la de los otros dos voluntarios estudiados. Para construir la Figura 4 se tuvo la precaución de limitar la pauta visual a posiciones fijas en incrementos de 5 grados angulares. Además, los voltajes medidos fueron normalizados al voltaje medio obtenido para el desplazamiento a 30 grados, tal como fueron informados en la Tabla 2. En la Figura 4 el “voltaje normalizado” de 1 unidad corresponde al voltaje de unos 192 mV, dado que se trata de movimientos que se originan en la dirección sagital o hacia el frente del paciente. Si fuera una transición que se acerca al plano sagital en cambio, un voltaje normalizado de 1 daría cuenta de un voltaje, por ejemplo, de 149 mV para el sujeto 3.



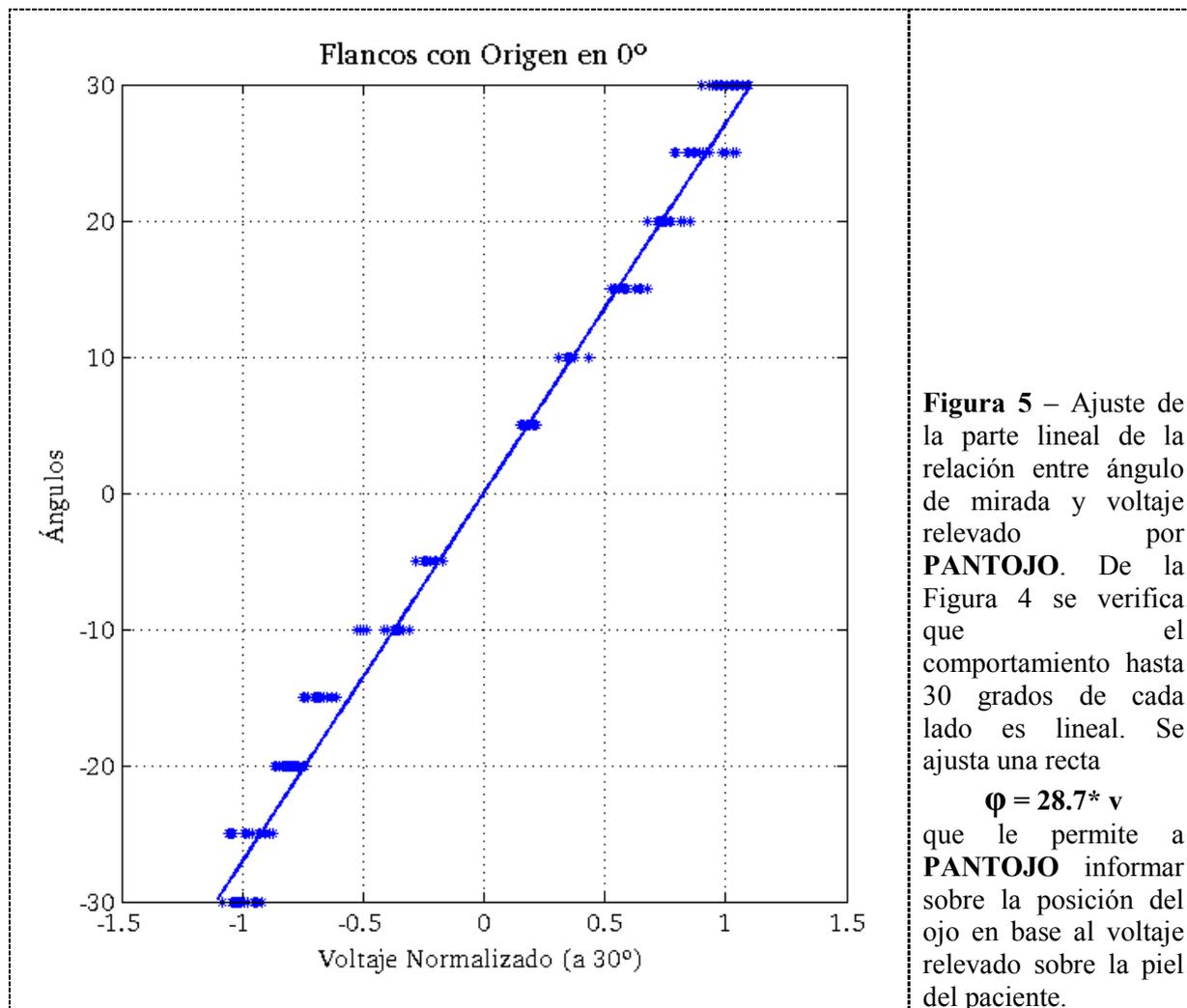
Los puntos de cada individuo pueden ser resumidos y ajustados a una curva de tercer grado, como se muestra con la línea continua de la Figura 4. A los efectos del proyecto de PANTOJO, la correspondencia entre voltaje y posición podría ser obtenida en tiempo real consultando el ajuste de tercer grado dado por la expresión (1):

$$\varphi = 6.9 * v^3 - 2.9 * v^2 + 25.0 * v + 1.9 \quad (1)$$

Donde  $\varphi$  es el ángulo de mirada y V el voltaje procesado a partir del EOG en todo momento. La inspección de la curva de tercer grado habitualmente sugiere una zona lineal, que identificamos con el rango que abarca los 30 grados de ambos lados. Esto es coincidente con lo publicado por los autores que han estudiado la electrofisiología ocular. La Figura 5 muestra el detalle de la figura 4 en la zona lineal con su ajuste:

$$\varphi = 28.7 * v \quad (2)$$

Se reconoce en la expresión (2) que un voltaje normalizado de 1 arroja una posición cercana a 30 grados con respecto a la dirección sagital.



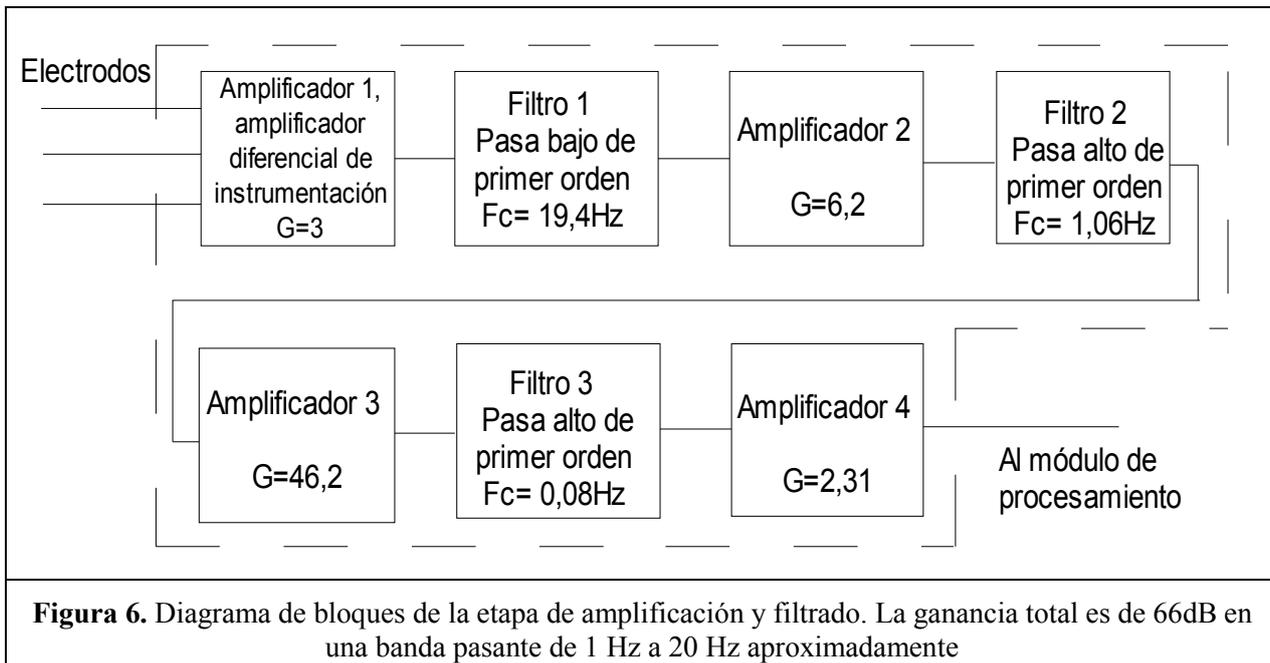
Con la curva de la Figura 5 incorporada a la programación de **PANTOJO**, los voluntarios sanos se someten a pruebas de determinación de la posición de su ojo, por interpretación automática del EOG cutáneo. Las transiciones entre pares de valores de ángulos (por ejemplo de +20 grados a +10 grados) son registradas por **PANTOJO**. La información de la posición del ojo está por lo tanto disponible en todo momento en la implementación de una máquina de estados que interpreta la realidad y ajusta su estado interno en consecuencia.

En aquellas ocasiones en que la entrada desde el exterior no es coherente o inexistente por lapsos prolongados, **PANTOJO** vuelve a un estado de mirada al frente. Este estado es el más inocuo en una situación de movimiento de prótesis y debe ser realizado en forma gradual, simulando un movimiento ocular plausible.

## 6. Circuito de detección del EOG

Se diseñó un circuito de amplificación y filtrado en las etapas resumidas en la Figura 6, buscando bajo consumo, alimentación entre 3,3V y 5V y encapsulamiento para montaje superficial SMD. Además se buscó tener la menor cantidad posible de componentes, y por lo tanto también utilizamos como criterio de diseño el integrar módulos funcionales.

Luego de diversas pruebas, la topología utilizada es alimentada en 3,3V y consta de una etapa de amplificación diferencial con un amplificador de instrumentación seguido de una serie de etapas sucesivas de amplificación y filtrado puestas en cascada para superar los problemas de saturación. La ganancia total es de 1985 (66dB) y se ven los bloques en la Figura 6.



## 7. Discusión y conclusiones

Se ha obtenido un primer prototipo de **PANTOJO** en su etapa de determinación de la posición del ojo sano, con vistas a desarrollar una estructura esférica automóvil que reciba la información sobre la posición a asumir proveniente del presente trabajo. La elección del método de detección de la posición ocular culminó en un procesamiento analógico complejo de la señal EOG cutánea. Este procesamiento incluye una circuitería cercana al origen de la señal, filtrados pasa alto y pasa bajos y una conversión A/D temprana, que asegura un nivel de señal con relación al ruido aceptable.

La calibración previa a la interpretación de las señales es necesaria porque los niveles de voltaje relevados son muy dependientes, no solamente de la persona, si no también del estado de la piel, de la temperatura ambiente y del tiempo transcurrido desde la calibración anterior. En próximas versiones de **PANTOJO** se podrá investigar la posibilidad de lograr la calibración en base a estadísticas del ojo sano. Registrando en forma continua los voltajes EOG de la posición del ojo sano correspondientes al transcurrir de la vida real de la persona que lleva puesto **PANTOJO** en sus lentes, se puede calcular la media y la dispersión de la distribución hacia un lado y hacia el otro. Asociando esta dispersión al valor fisiológico de unos 35 grados como extremo de la mirada habitual de una persona, se pueden asignar valores angulares a los valores extremos, por ejemplo de la media más 2 desvíos estándar. De

esta manera la calibración podría ser adaptada en forma continua al usuario de **PANTOJO** evitando la calibración como requisito para la determinación numérica de la mirada.

La confiabilidad del contacto entre los electrodos y la piel de la persona es uno de los problemas de mayor dificultad para el éxito de **PANTOJO** como implemento de la vida cotidiana. Un buen contacto se logra con piel preparada y cierta presión, detalle que conspira contra la especificación de **PANTOJO** que buscaba una solución mediante un contacto similar al de un par de lentes apoyados sobre el septo nasal y las orejas. Sin embargo, aun cuando no haya señal satisfactoria, **PANTOJO** debe poder resolver la situación y en última instancia volver suavemente hacia la indicación de mirada al frente. Siendo una ayuda para reducir el estigma social del “ojo de vidrio” todos los movimientos parciales o hasta paradójales serán de beneficio para el paciente.

El estado actual de **PANTOJO** tiene espacio para el desarrollo de secuencias “inteligentes” que sepan resolver la situación en que se encuentra la persona que lo usa. La mala calidad de la señal, asociada al contexto de señales previas, debe poder sugerir movimientos extrapolados o de alguna manera plausibles para las circunstancias. Ante la duda, la “personalidad” de **PANTOJO** deberá ceñirse a las estadísticas corrientes de las señales obtenidas y almacenadas en su memoria. **PANTOJO** podrá tener una serie de diferentes “máquinas de estado” con parámetros y sucesión de estados diferentes, según la situación previa y el tipo y calidad de las señales EOG obtenidas en el momento. **PANTOJO** pasará de una máquina de estados a otra y dentro de una de ellas alternará entre estados específicos. Una máquina de estado podría ser “Lectura frente a la pantalla” mientras que otra máquina podría instalarse al reconocer la situación de “viaje en ómnibus”. Los estados de cada máquina de estado serían las etapas de visión dirigida a la pantalla y las etapas de visión lejana o de la visión del teclado.

El uso de **PANTOJO** en el banco de prueba y de calibración sugirió otros usos que se perfilan como muy promisorios. El usuario de **PANTOJO**, mirando una pantalla adecuadamente conectada en realimentación, puede voluntariamente mover un cursor en incrementos de 5 grados y con mucha mayor precisión y certeza si los cuantos son de 10 grados de distancia. Cada posición del cursor en la pantalla puede corresponder a una lista de opciones, con lo cual **PANTOJO** se vuelve una herramienta de selección comandada por la mirada. El proyecto de una interface de comando de un menú o de un juego por movimientos oculares está al alcance del estado actual del desarrollo de **PANTOJO**, habiendo resuelto en parte la detección y procesamiento del EOG cutáneo.

## Referencias

- [1] Urtubia Vicario C, 1997 Neurobiología de la Visión, Edicions UPC, Barcelona, España. ISBN: 84-8301-356-8
- [2] Pereira J, Senatore A, Touya A 2011 PANTOJO Sistema que detecta y transmite la posición de un ojo en tiempo real. Proyecto de fin de Carrera, Simini F Tutor, Facultad de Ingeniería, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay.
- [3] Venkataramanan S, Prabhat P, Shubhdeep Roy Choudhury, Harshal B. Nemade, J.S. Kallanlbi, 2005 Biomedical Instrumentation based on Electrooculogram (EOG) Indian Institute of Technology Guwahati, Proceedings of ICISIP, INDIA, 535-540
- [4] González EL, García García JC y Tulli JC, Estudio de factibilidad de un Mouse controlado por señales Electrooculográficas. XV CONGRESO ARG. DE BIOINGENIERIA: 054PS
- [5] Arslan Qamar Malik, and Jehanzeb Ahmad, Retina Based Mouse Control (RBMC), World Academy of Science, Engineering and Technology 31 2007
- [6] Hirota Uchtiomiand, Junichi Hori, Development of Pointing Device using DC-Coupled Electrooculogram, 2009
- [7] Simini F 2007 *Ingeniería Biomédica Perspectiva desde el Uruguay* (Montevideo: Publicaciones de la Universidad de la República Oriental del Uruguay) p 141-159
- [8] Núcleo de Ingeniería Biomédica UR <http://www.nib.fmed.edu.uy>