



# Universidad Austral de Chile

---

Facultad de Ciencias de la Ingeniería

Escuela de Electricidad y Electrónica

## **Detección de Movimientos Oculares para el Control de Dispositivos Electrónicos como Sistema de Apoyo a Discapacitados Motores**

**Trabajo de Titulación para optar al  
Título de Ingeniero Electrónico**

**PROFESOR PATROCINANTE:  
Sr. Franklin Castro Rojas**

**MARIO LEOPOLDO PEREZ TOLEDO  
VALDIVIA 2006**

**Profesor Patrocinante**

Franklin Castro Rojas:

\_\_\_\_\_

**Profesores Informantes**

Pedro Rey Clericus:

\_\_\_\_\_

Julio Zarecht Ortega:

\_\_\_\_\_

## **AGRADECIMIENTOS**

*Este espacio lo dedico principalmente a mis padres ya que gracias a su apoyo y esfuerzo han logrado brindarme la posibilidad de optar a cumplir mis metas. También agradezco a todos mis compañeros de carrera y amigos que directa o indirectamente han aportado a que mi trabajo de titulación se concrete.*

# INDICE

AGRADECIMIENTOS.....	3
RESUMEN .....	5
SUMMARY .....	6
OBJETIVOS.....	7
INTRODUCCION.....	8
CAPITULO 1. ANATOMIA BASICA DEL OJO HUMANO.....	9
1.1.- El Ojo y la Visión.....	9
1.2.- Funcionamiento del ojo.....	11
1.3.- Músculos del Ojo .....	13
CAPITULO 2. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DEL OJO UTILIZADAS EN LA MEDIDA DEL MOVIMIENTO OCULAR.....	15
2.1.- Tipos de Movimientos Oculares .....	15
2.2.- Variables Físicas Medibles del Globo Ocular.....	16
CAPITULO 3: TÉCNICAS DE MEDIDA DE MOVIMIENTOS OCULARES.....	20
3.1.- Lentes de contacto.....	20
3.2.- Seguimiento de pupila, limbus y párpados .....	20
3.3.- Seguimiento del centro del reflejo de la córnea con respecto al centro de la pupila .....	22
3.4.- Medida de la rotación ocular por el método de la doble imagen de Purkinje .....	25
3.5.- Vídeo-oculografía (VOG) .....	26
CAPITULO 4: LA OCULOGRAFIA COMO TÉCNICA DE MEDICION ELECTRONICA Y DIGITALIZACION .....	29
4.1.- Señales.....	29
4.1.1.- Registro de la señal EOG. ....	30
4.1.2.- Procesado de la señal EOG .....	32
4.2.- Electrónica de Medición y Obtención de Señales.....	34
4.2.1.- Electrodo.....	34
4.2.2.- Acoplamiento de Z y Amplificadores.....	35
4.2.3.- Preprocesamiento .....	38
4.4.2.- Características del Registro.....	39
4.4.4.- Calibración .....	40
4.5.- Estudio comparativo de las técnicas estudiadas.....	40
CAPITULO 5: ETAPA FINAL – APLICACIONES PRÁCTICAS.....	41
5.1.- Estado del Arte.....	41
5.2.- Control de una silla de ruedas por EOG.....	43
5.3.- Sistema de comunicación hombre-máquina basado en EOG.....	46
6.- CONCLUSIONES.....	49
6.- BIBLIOGRAFIA.....	51

## RESUMEN

En este trabajo se presentan los aspectos técnicos teóricos para el desarrollo de un sistema detector de movimientos oculares ó EyeTracking (posicionamiento ocular), orientado a la integración de discapacitados motores al uso de la tecnología computacional.

Considerando el caso mas extremo de inmovilidad total ó parcial causado por un sínfin de trastornos motores, el ojo humano puede ser usado como el único medio de poder interactuar con su entorno físico, en este sentido se pretende implementar una interfaz electrónica que permita al usuario controlar un computador personal a través de la mirada, excluyendo por completo el contacto físico.

Esta investigación permite hacer un estudio gradual desde la estructura básica del ojo humano hasta la interpretación electrónica del movimiento ocular, pasando por 5 técnicas distintas para tal objetivo: Electro-Oculografia, Reflexión en la cornea, Seguimiento de pupila, limbus y párpados, Lentes de contacto y Medida de la rotación ocular por el método de la doble imagen de Purkinje. Técnicas que permiten traducir las características analógicas del ojo humano a un sistema electro-analógico ó digital, entendible por cualquier sistema computacional.

## SUMMARY

In this work appear the technical theoretic aspects for the development of a system detector of ocular movements or Eye Tracking (ocular positioning), oriented to the integration of engine disadvantaged to the use of the computational technology.

Considering the extreme case but of total or partial immobility caused by no end of motor disruption, the human eye can be used like only means to be able to interact with its physical surroundings, in this sense is tried to implement an electronic interface that allows the user to control a personal computer through the glance, excluding completely the physical contact.

This investigation allows to make a gradual study from the basic structure of the human eye to the electronic interpretation of the ocular movement, happening through 5 different techniques for so objective: Electro-Oculografia, Reflection in cornea on it, Pursuit of pupil, limbo and eyelids, Contact lenses and Measurement of the ocular rotation by the method of the double image of Purkinje. Techniques that allow translate the analogical characteristics of the human eye to an electro-analogical or digital system, understandable by any computational system.

# OBJETIVOS

## Objetivo general

Entregar los parámetros necesarios para la implementación de una interfaz que permite detectar y medir el movimiento del globo ocular, para el desarrollo de aplicaciones orientado al mejoramiento de la calidad de vida de los discapacitados motores.

## Objetivo específicos

- Analizar y dar a conocer las características eléctricas del globo ocular y parámetros medibles.
- Analizar y dar a conocer los alcances de la electrónica en la interpretación del comportamiento eléctrico del globo ocular para detectar el punto y dirección exacta de la mirada de un observador.
- Dar a conocer las distintas técnicas existentes para la medición del globo ocular.
- Proyectar a partir del marco teórico un modelo de interfaz electrónica y ver sus posibles aplicaciones como sistema de apoyo a discapacitados motores

# INTRODUCCION

Desde la introducción de los ordenadores en la sociedad a mediados del siglo XX, éstos han sufrido una evolución considerable. Por una parte, los avances tecnológicos han dado lugar a máquinas más potentes y, por otro lado, se han desarrollado herramientas especializadas de software que se han extendido a todos los sectores de la sociedad: medicina, industria, ocio, servicios, enseñanza, etc. En el diseño de estas herramientas el usuario tiene cada vez un papel más importante y activo. El objetivo que se persigue en el desarrollo de cualquier herramienta es conseguir llegar a toda la sociedad sin necesidad de una preparación específica y tratando de facilitar al máximo la utilización por parte del usuario.

Sin embargo, el uso del ordenador requiere un control motor mínimamente preciso y cierta habilidad para la utilización del teclado y el ratón, de modo que un sector importante de la sociedad queda excluido. Las personas con el sistema motor dañado quizá sean las que más necesidad puedan tener de utilizar un ordenador debido a que podría mejorar en gran medida su calidad de vida pero, sin embargo, tienen muy limitado el acceso a su uso. Disonías, tetraplejias, tumores medulares superiores, esclerosis múltiples, esclerosis laterales amiotróficas, ataxias de Friedrich, son algunas de las patologías que dificultan o impiden la utilización del ordenador.

Para interactuar con el ordenador se han desarrollado herramientas alternativas que son muy dependientes del tipo de enfermedad y del usuario para el que han sido desarrolladas. Existen ratones controlados por la boca, mediante movimientos de cabeza, con soplos, etc. Todos estos métodos exigen cierta movilidad y pueden ser engorrosos. Una línea interesante de investigación es la utilización de los ojos como medio de comunicación con el ordenador, por ser la mirada una característica que incluso en fases muy avanzadas de estas enfermedades permanece intacta.

Nuestra investigación está orientada a establecer las bases teóricas para el desarrollo de sistemas electrónicos capaces de determinar el punto exacto de la mirada y aplicar este principio al uso de ordenadores personales y otras aplicaciones automáticas, sin necesidad de intervención física por parte del usuario.

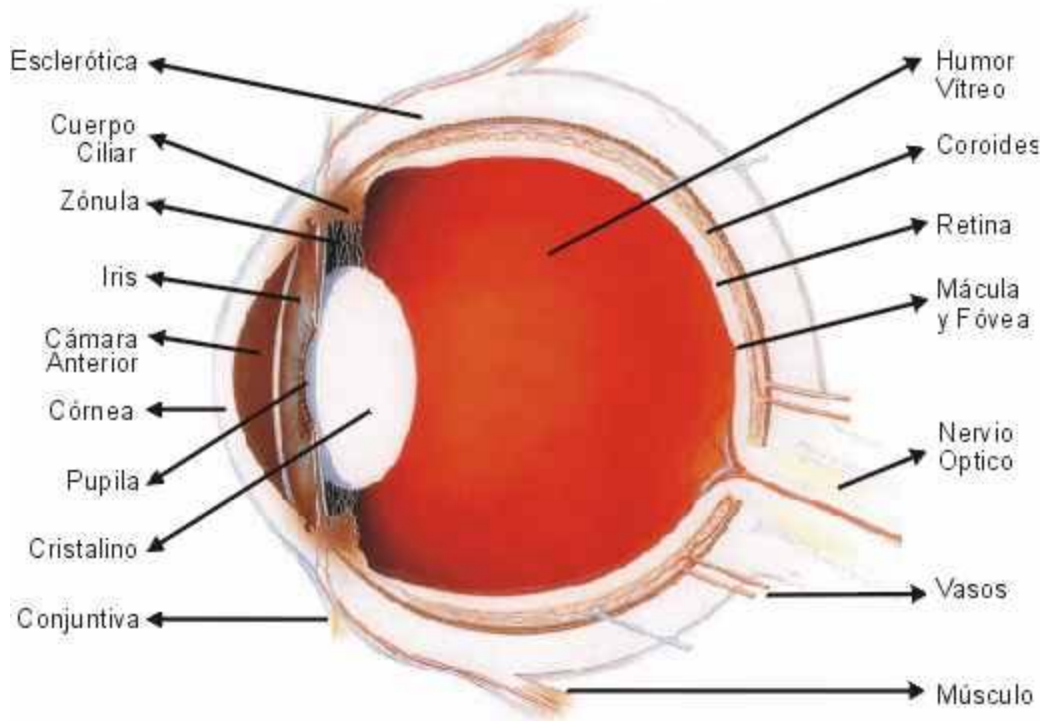


# CAPITULO 1. ANATOMIA BASICA DEL OJO HUMANO

La estructura y funcionamiento del ojo humano es fundamental para comprender y analizar su comportamiento a nivel óptico, muscular y eléctrico, parámetros fundamentales para obtener las pautas interpretativas y aplicarlas a cualquier sistema automático.

## 1.1.- El Ojo y la Visión

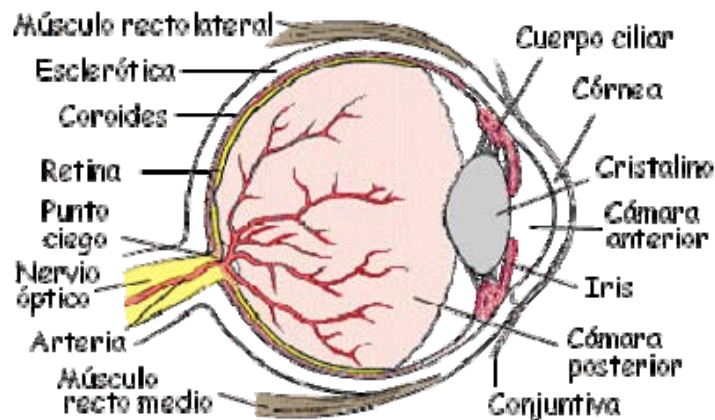
Aunque el ojo es denominado a menudo el órgano de la visión, en realidad, el órgano que efectúa el proceso de la visión es el cerebro; la función del ojo es traducir las ondas electromagnéticas de la luz en un determinado tipo de impulsos nerviosos que se transmiten al cerebro a través del nervio óptico.



*Figura 1.*

El globo ocular es una estructura esférica de aproximadamente 2,5 cm. de diámetro con un marcado abombamiento sobre su superficie anterior. La parte exterior, o la cubierta, se

compone de tres capas de tejido: la capa más externa o esclerótica tiene una función protectora, cubre unos cinco sextos de la superficie ocular y se prolonga en la parte anterior con la córnea transparente; la capa media o úvea tiene a su vez tres partes diferenciadas: la coroides muy vascularizada, reviste las tres quintas partes posteriores del globo ocular, continúa con el cuerpo ciliar, formado por los procesos ciliares, y a continuación el iris, que se extiende por la parte frontal del ojo. La capa más interna es la retina, sensible a la luz.



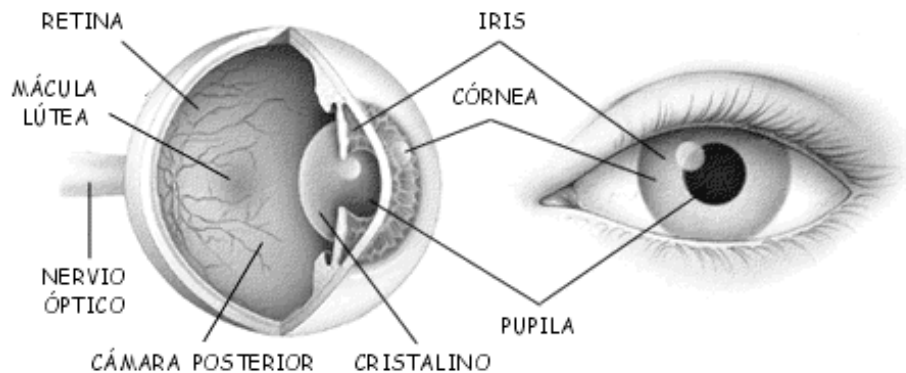
*Figura 2*

La córnea es una membrana resistente, compuesta por cinco capas, a través de la cual la luz penetra en el interior del ojo. Por detrás, hay una cámara llena de un fluido claro y húmedo (el humor acuoso) que separa la córnea de la lente del cristalino. En sí misma, la lente es una esfera aplanada constituida por un gran número de fibras transparentes dispuestas en capas. Está conectada con el músculo ciliar, que tiene forma de anillo y la rodea mediante unos ligamentos. El músculo ciliar y los tejidos circundantes forman el cuerpo ciliar y esta estructura aplanada o redondea la lente, cambiando su longitud focal.

El iris es una estructura pigmentada suspendida entre la córnea y el cristalino y tiene una abertura circular en el centro, la pupila. El tamaño de la pupila depende de un músculo que rodea sus bordes, aumentando o disminuyendo cuando se contrae o se relaja, controlando la cantidad de luz que entra en el ojo.

Por detrás de la lente, el cuerpo principal del ojo está lleno de una sustancia transparente y gelatinosa (el humor vítreo) encerrado en un saco delgado que recibe el nombre de membrana hialoidea. La presión del humor vítreo mantiene distendido el globo ocular.

La retina es una capa compleja compuesta sobre todo por células nerviosas. Las células receptoras sensibles a la luz se encuentran en su superficie exterior detrás de una capa de tejido pigmentado. Estas células tienen la forma de conos y bastones y están ordenadas como los fósforos de una caja. Situada detrás de la pupila, la retina tiene una pequeña mancha de color amarillo, llamada mácula lútea; en su centro se encuentra la fovea central, la zona del ojo con mayor agudeza visual. La capa sensorial de la fovea se compone sólo de células con forma de conos, mientras que en torno a ella también se encuentran células con forma de bastones. Según nos alejamos del área sensible, las células con forma de cono se vuelven más escasas y en los bordes exteriores de la retina sólo existen las células con forma de bastones.

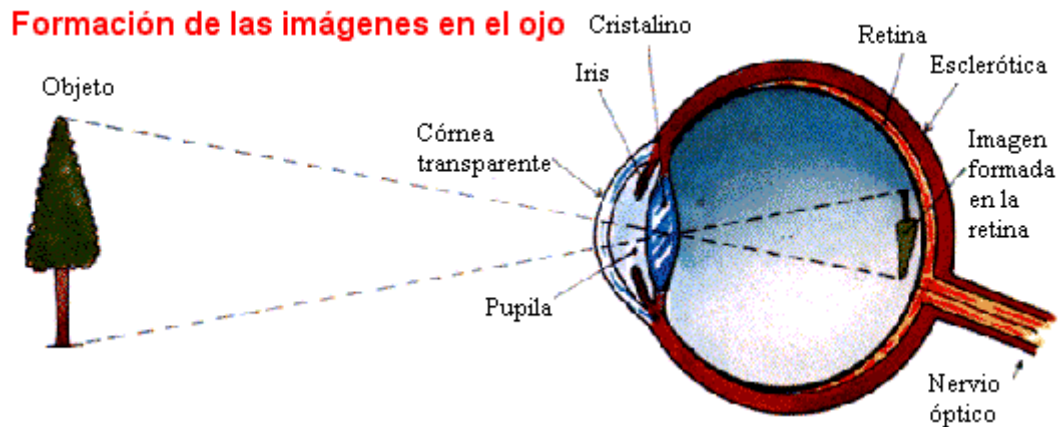


*Figura 3*

El nervio óptico entra en el globo ocular por debajo y algo inclinado hacia el lado interno de la fovea central, originando en la retina una pequeña mancha redondeada llamada disco óptico. Esta estructura forma el punto ciego del ojo, ya que carece de células sensibles a la luz.

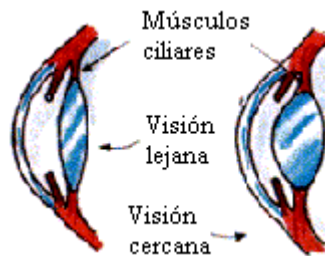
## **1.2.- Funcionamiento del ojo**

En general, las cámaras fotográficas sencillas funcionan como los ojos de los animales. La lente del cristalino forma en la retina una imagen invertida de los objetos que enfoca y la retina se corresponde con la película sensible a la luz.



*Figura 4*

El enfoque del ojo se lleva a cabo debido a que la lente del cristalino se aplana o redondea; este proceso se llama acomodación. En un ojo normal no es necesaria la acomodación para ver los objetos distantes, pues se enfocan en la retina cuando la lente está aplana gracias al ligamento suspensorio. Para ver los objetos más cercanos, el músculo ciliar se contrae y por relajación del ligamento suspensorio, la lente se redondea de forma progresiva.



*Figura 5*

Debido a la estructura nerviosa de la retina, los ojos ven con una claridad mayor sólo en la región de la fovea. Las células con forma de conos están conectadas de forma individual con otras fibras nerviosas, de modo que los estímulos que llegan a cada una de ellas se reproducen y permiten distinguir los pequeños detalles. Por otro lado, las células con forma de bastones se conectan en grupo y responden a los estímulos que alcanzan un área general (es decir, los estímulos luminosos), pero no tienen capacidad para separar los pequeños detalles de la imagen visual. La diferente localización y estructura de estas células conducen a la división del campo visual del ojo en una pequeña región central de gran agudeza y en las zonas que la rodean, de

menor agudeza y con una gran sensibilidad a la luz. Así, durante la noche, los objetos confusos se pueden ver por la parte periférica de la retina cuando son invisibles para la fovea central.

Nadie es consciente de las diferentes zonas en las que se divide su campo visual. Esto es debido a que los ojos están en constante movimiento y la retina se excita en una u otra parte, según la atención se desvía de un objeto a otro. Los movimientos del globo ocular hacia la derecha, izquierda, arriba, abajo y a los lados se llevan a cabo por los seis músculos oculares y son muy precisos. Se ha estimado que los ojos pueden moverse para enfocar en, al menos, cien mil puntos distintos del campo visual. Los músculos de los dos ojos funcionan de forma simultánea, por lo que también desempeñan la importante función de converger su enfoque en un punto para que las imágenes de ambos coincidan; cuando esta convergencia no existe o es defectuosa se produce la doble visión. El movimiento ocular y la fusión de las imágenes también contribuyen en la estimación visual del tamaño y la distancia.

### 1.3.- Músculos del Ojo

Los ojos se mueven en distintas direcciones gracias a 6 músculos extraoculares, que son: recto interno, recto externo, recto superior, recto inferior, oblicuo superior y oblicuo inferior.

Estos músculos son inervados por los siguientes nervios craneanos:

- **nervio oculomotor o motor ocular común (III par craneal):** músculos recto interno, recto superior, recto inferior y oblicuo inferior.
- **nervio troclear o patético (IV par craneal):** músculo oblicuo superior.
- **nervio abducente o motor ocular externo (VI par craneal):** músculo recto externo.

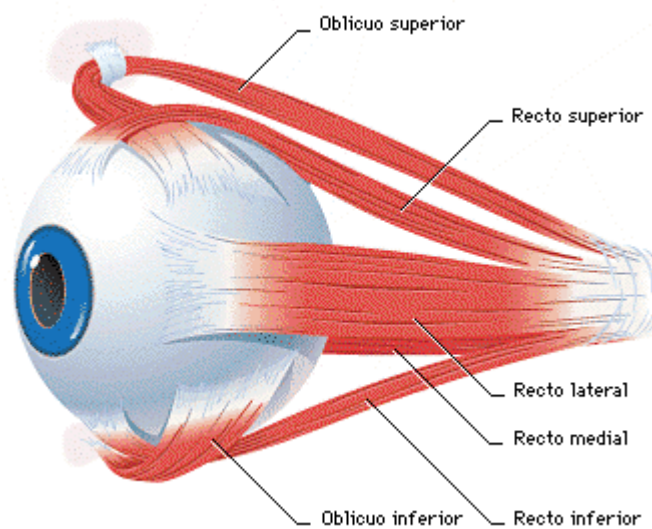
Cada músculo determina un movimiento específico, de acuerdo a la siguiente tabla:

<b>Músculo que actúa:</b>	<b>Inervación:</b>	<b>Movimiento:</b>
<b>Recto superior</b>	Oculomotor (III par)	hacia arriba y temporal

<b>Recto inferior</b>	Oculomotor (III par)	hacia abajo y temporal
<b>Oblicuo superior</b>	Troclear (IV par)	hacia abajo y nasal
<b>Oblicuo inferior</b>	Oculomotor (III par)	hacia arriba y nasal
<b>Recto externo</b>	Abducente (VI par)	hacia el lado temporal
<b>Recto interno</b>	Oculomotor (III par)	hacia lado nasal

El músculo oblicuo superior se inserta en la región superior y externa del globo ocular y lo tracciona en dirección hacia abajo y medial. Por lo tanto, por la acción de este músculo en cada ojo, las personas miran hacia abajo en forma convergente y pueden bajar una escalera con más seguridad.

El músculo oblicuo inferior se inserta en la región inferior y externa del globo ocular y lo tracciona en dirección hacia arriba y medial.



*Figura 6: Músculos extrínsecos del ojo: Vista lateral del ojo, donde se puede observar los músculos extrínsecos unidos directamente al globo ocular que permiten el movimiento del ojo. Los cuatro rectos están alineados con sus puntos de origen, mientras que los dos oblicuos se insertan en la superficie ocular formando un ángulo.*

## CAPITULO 2. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DEL OJO UTILIZADAS EN LA MEDIDA DEL MOVIMIENTO OCULAR

### 2.1.- Tipos de Movimientos Oculares

Los movimientos oculares son rotaciones en torno a un eje horizontal, rotaciones en torno a un eje vertical y torsiones en torno al eje de la mirada. Las distintas combinaciones de estos movimientos básicos dan lugar a los movimientos característicos de los ojos.

**Movimientos compensatorios:** Son movimientos reflejos que implican la participación coordinada de ambos ojos y surgen como un mecanismo de fijación del campo visual ante movimientos de la cabeza o del tronco. Tenemos que destacar aquí la funcionalidad del denominado *Reflejo Vestíbulo Ocular (VOR)*. Estos sensores responden muy rápidamente (en unos 16 ms) y producen la señal adecuada para que se ocasione un movimiento ocular que compense un desplazamiento de la cabeza asegurando estabilidad en la imagen retiniana. Por ejemplo, a pesar de que durante la locomoción nuestra cabeza se desplaza 30° a la izquierda el VOR iniciará la ejecución de un movimiento ocular de 30° a la derecha asegurando así la estabilidad de la imagen visual.

**Sacádicos y fijaciones:** Los sacádicos constituyen uno de los movimientos más característicos de los ojos. Son movimientos fundamentalmente voluntarios, también los hay involuntarios (e.g., los realizados en la fase REM de sueño y respuesta de orientación), que nos permiten visualizar diversas zonas de una escena; los utilizamos para dirigir la mirada a diversas zonas del ambiente y facilitar así la recogida de información. En esencia su objetivo no es otro que el de disponer la imagen visual en la fovea que es la región de la retina que dispone de mayor agudeza visual.

Durante la ocurrencia del sacádico se ocasiona el denominado fenómeno de *supresión sacádica*, es decir, durante el movimiento la recogida de información visual del medio queda prácticamente interrumpida (aunque no en su totalidad). Una experiencia que permite comprobar el fenómeno de supresión sacádica consiste en ponerse delante de un espejo y tratar de observar

el movimiento de nuestros propios ojos: casi con toda la seguridad lo único que podremos percibir será una imagen estática de nuestros ojos y nunca el movimiento porque cada vez que éste se realiza se interrumpe la recogida de información.

El rasgo más distintivo de un sacádico es la relación existente entre el tamaño del movimiento y la velocidad punta: *a mayor amplitud del movimiento mayor velocidad*. Es la denominada *main relation*. Por ejemplo, un sacádico que abarque 80° de ángulo visual, puede alcanzar velocidades de hasta 700 grados por segundo. Asimismo la *duración media* de un sacádico también depende de su magnitud y oscila entre promedios de 30 y 120 ms. El área típica de cobertura de un sacádico alcanza hasta los 30° aproximadamente, ángulo a partir del cual la conducta exploratoria precisa cada vez más del movimiento de la cabeza. Los sacádicos exhiben un *periodo de latencia* (*TR sacádico* o tiempo que transcurre entre la aparición de un estímulo y el inicio del desplazamiento ocular hacia el mismo) que oscila entre 180 y 300 ms, Sin que seamos conscientes de ello alrededor de 230.000 sacádicos son ejecutados a lo largo de un día. Los ojos sólo permanecen relativamente quietos para enfocar una zona concreta de la escena durante periodos de tiempo muy breves, frecuentemente, de 200 a 350 milisegundos de duración.

**Micromovimientos de fijación:** Durante las fijaciones oculares es posible descubrir micromovimientos de naturaleza involuntaria, con una amplitud inferior a 1°, cuya misión es ubicar la imagen lo más exactamente posible en la fóvea. Los *drifts* son movimientos lentos (0.1°/seg.). Los *flicks* son rapidísimos movimientos microsacádicos involuntarios cuya amplitud puede alcanzar 1° de ángulo visual que se suceden separados por intervalos de unos 20-30 ms. Durante las fijaciones también es posible descubrir minúsculos movimientos de temblor o vibración del ojo (*tremor*), con frecuencias entre 30Hz-150hz.

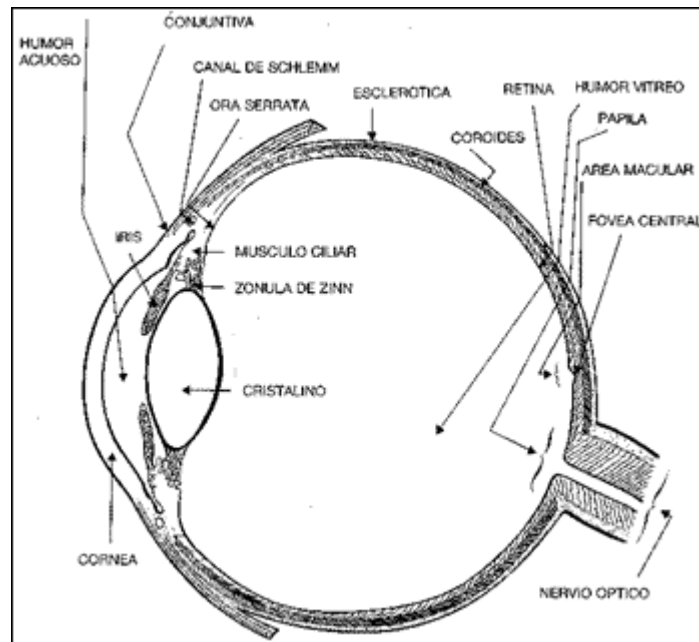
## 2.2.- Variables Físicas Medibles del Globo Ocular

Los ojos presentan una serie de características geométricas, ópticas y eléctricas que han sido utilizadas por diversos métodos de seguimiento de su movimiento (Fig. 1). He aquí las más importantes a tener en cuenta.



## Potencial córnea-retina

Existe una diferencia de potencial de hasta 1 mV entre la córnea y la retina del ojo. Este potencial tiene importantes variaciones diurnas y con el nivel de adaptación a la luz. Por ello, antes de su utilización para posibles medidas de movimiento, es necesario un periodo de entre 30 y 60 minutos para la adaptación del usuario a las condiciones lumínicas.



*Figura 7*

## Impedancia eléctrica

La impedancia medida entre electrodos colocados en los cantos exteriores de los dos ojos varía con la posición de los ojos. La variación de la resistencia se asocia tanto a la naturaleza anisotrópica de las características eléctricas de los tejidos oculares como a la forma no esférica del ojo, que supone un cambio en el camino resistivo entre los dos ojos cuando se produce un cambio de posición.

## **Reflexiones en la córnea**

La superficie frontal de la córnea, a pesar de no ser una superficie óptica perfecta, se aproxima a una sección de esfera de 25 grados. Como en el caso de un espejo convexo, las reflexiones de un objeto brillante en esta superficie forman una imagen virtual detrás de la superficie que puede ser grabada. La posición de la reflexión, comúnmente vista como un brillo en el ojo, es función de la posición del ojo.

## **Reflexiones de otras curvaturas ópticas en las imágenes de Purkinje del ojo**

A pesar de que la reflexión más brillante de una luz incidente es la anteriormente citada, procedente de la superficie de la córnea, la luz también se refleja en cada capa del ojo donde hay un cambio del índice de refracción. Las reflexiones se producen por lo tanto también en la superficie trasera de la córnea y en las superficies frontal y trasera del cristalino. Estas cuatro se conocen como las imágenes de Purkinje. Las reflexiones más visibles son la primera y la cuarta, y la medida de su posición relativa representa una técnica de medida activa de la orientación espacial del ojo, independiente de su relación con la posición de la cabeza.

## **Limbus**

El iris, normalmente visible y claramente distinguible respecto a la esclerótica, es la base para algunos métodos de medida del ángulo de la mirada. La posición del límite entre el iris y la esclerótica (limbus) puede ser medida respecto a la cabeza. La relación entre el iris oscuro y la esclerótica brillante en ambos lados izquierdo y derecho del ojo puede ser medida directamente, mediante sensores, o indirectamente, en una imagen del ojo. Esta relación está inequívocamente asociada a la posición horizontal del ojo.

## **Pupila**

La pupila puede distinguirse del iris por la diferencia en sus índices de reflexión. Se puede conseguir que la pupila aparezca mucho más oscura que el iris bajo la mayor parte de condiciones lumínicas cuando la mayoría de la luz incidente no viene del mismo eje de medida. Por otro lado, se puede conseguir que la pupila aparezca muy brillante cuando la mayoría de la luz incidente

entra a lo largo del eje óptico y se refleja atrás en la retina. En ambos casos la pupila puede separarse de su alrededor ópticamente. Esto puede ser especialmente acentuado con el uso de luz infrarroja, que será prácticamente absorbida en su totalidad cuando entra en el ojo, apareciendo de esta manera la pupila mucho más oscura. La pupila normalmente varía entre 2 y 8 mm de diámetro en adultos. A pesar de que su forma real es algo elíptica, puede aproximarse por un círculo y es fácil encontrar su centro. La pupila aparece elíptica si se mira desde cualquier eje diferente al eje óptico y su excentricidad podría servir de base para medida del ángulo del ojo.

### **Otras características ópticas y no ópticas**

Además de la pupila y el iris, pueden utilizarse otras características del ojo. Las propias venas y arterias de la esclerótica pueden identificarse y utilizarse para la medida de movimientos oculares. Asimismo los vasos sanguíneos de la retina pueden ser identificados y seguidos y constituyen una medida precisa de la posición sobre la retina en que se forma la imagen, esto es, donde el objeto se está viendo, lo que implica el punto exacto de mira del ojo.

También se han colocado algunas marcas artificiales en el ojo para poder hacer un seguimiento de sus movimientos. Entre los materiales utilizados para este fin destacan mercurio, carbón, membrana de huevo e incluso una pieza de metal incrustada en la esclerótica que permite un seguimiento magnético de la posición del ojo.

## **CAPITULO 3: TÉCNICAS DE MEDIDA DE MOVIMIENTOS OCULARES**

### **3.1.- Lentes de contacto**

Se coloca al usuario unas lentes de contacto especiales que permiten hacer una medida precisa de la dirección de la mirada. Existen dos técnicas: la primera introduce *uno o varios micro espejos en la lente y mide la reflexión de los rayos de luz que inciden sobre ella*, y a partir de esta información calcula la posición de los ojos. La segunda consiste en *incrustar una microbobina en la lente (en algunos animales se les implanta quirúrgicamente en la esclerótica)*. La cabeza del usuario se somete a un campo electromagnético de alta frecuencia, como consecuencia, se crea una señal eléctrica en la bobina que es amplificada y registrada. La señal se descompone en sus componentes vertical y horizontal, reflejando los movimientos en estas direcciones. Si, además, se añade una segunda micro bobina en forma de "8" también se podrán detectar los movimientos de torsión del ojo. Añadiendo una tercera bobina en la frente se pueden medir los movimientos de la cabeza. Este método se suele emplear dentro de un rango de medida de  $\pm 40^\circ$ , tanto en horizontal como en vertical, siendo altamente preciso (inferior a  $1^\circ$ ) y exacto. Sin embargo es un método muy invasivo y molesto (necesita de una lente especial y un casco para crear el campo electromagnético o para iluminar el ojo con luz infrarroja) y puede ser usado únicamente durante 20 a 30 minutos seguidos. Por otro lado calcula la dirección de los ojos respecto a la cabeza, por lo que no da la dirección absoluta de la mirada (ojos+cabeza).

### **3.2.- Seguimiento de pupila, limbus y párpados**

La frontera entre el iris y la esclerótica (limbus) es un límite fácilmente identificable que puede ser detectado ópticamente y seguido por diversidad de medios. Si el iris completo fuera siempre visible y no estuviera parcialmente cubierto por los párpados, sería cuestión de trazar su circunferencia y determinar su centro. Sin embargo, debido a que normalmente sólo una parte del iris es visible, son necesarios otros métodos ópticos, como el seguimiento de la pupila para encontrar su centro.

Cuando únicamente interesan los desplazamientos horizontales, se puede realizar un seguimiento de los extremos derecho e izquierdo del iris por diferencias de la luz reflejada o por un sistema de vídeo. Cuando se necesitan mediciones verticales se puede seguir los niveles de los párpados, la posición de la pupila o el movimiento vertical de una zona visible del limbus. Casi todos los sistemas de seguimiento de limbus usan iluminación invisible, usualmente infrarroja.

Todos ellos miden la posición del limbus relativa a fotodetectores. Para el caso de fotodetectores e iluminación fija a la cabeza, los movimientos libres de cabeza son posibles y las medidas de la posición del ojo son relativas a la cabeza.

La pupila ofrece varias ventajas frente al limbus. Primero, es más pequeña y por ello queda oculta por el párpado en menos ocasiones: para movimientos del ojo amplios presenta al instrumento de observación una porción mayor de círculo o de la forma ligeramente elíptica. El centro de la pupila coincide virtualmente con el eje óptico de la fovea del ojo. Existe una desviación de 5 ó 6 grados pero puede corregirse mediante el calibrado. El borde de la pupila es más limpio y definido que el existente entre iris y esclerótica. Todo ello lleva a una medida de mayor resolución.

Por otro lado, la pupila cuando se observa bajo condiciones lumínicas normales, aparece negra y por ello presenta menor contraste con el iris que el iris con respecto a la esclerótica. Esto hace más complicado discriminar la pupila de forma automática. Sin embargo, si se hace uso de luz colimada, la luz se refleja desde el interior del ojo y para un observador colocado en el eje de la iluminación la pupila aparece brillante. Este efecto se observa en las cámaras de fotos cuando se utiliza el flash cercano al objetivo de la cámara y los ojos aparecen rojos en las fotografías.

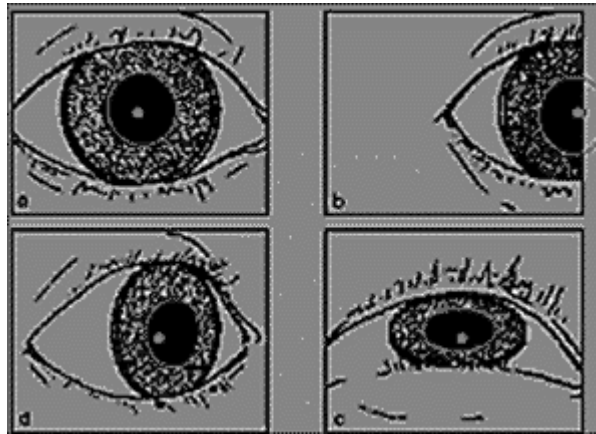
Otra característica que presenta la pupila y puede resultar en ocasiones una ventaja y en otras una desventaja es el hecho de que su diámetro varía por influencias fisiológicas y psicológicas. Esto dificulta la medida del centro de la pupila pero en ocasiones, en aquellos métodos que indican el diámetro de la pupila, puede usarse para estudiar el interés en la escena observada en cualquier instante.

Existen dos grupos de sistemas que tratan de realizar el seguimiento del limbus. El primer grupo utiliza la señal de vídeo adquirida mediante una cámara de vídeo normal o algún dispositivo de escaneado de vídeo y a partir de esa señal trata de encontrar el iris y su centro. Inicialmente tratan de encontrar la línea horizontal que cruza el centro del iris, basándose en la distancia entre los dos límites con la esclerótica y una vez hallada esa línea calcula su centro. Se consiguen rangos de movimiento de  $\pm 15$  grados y resoluciones de 0,1 grados. El segundo grupo utiliza dos o más fotocélulas que observan zonas específicas del ojo, bien directamente o bien a partir de su imagen. A estas técnicas se les conoce con el nombre de Oculografía de Infrarrojo IROG, IR-Oculography. Se puede realizar con una fuente de iluminación amplia y campos muy limitados de fotodetección o bien fuentes de iluminación limitadas y zonas de detección amplias. La técnica consiste en determinar la posición del iris a partir de la diferencia de iluminación medida en las zonas seleccionadas, que se eligen apropiadamente para que pequeños movimientos puedan ser detectados. Se consiguen de esta manera rangos de movimientos oculares de 15 grados y con una precisión de 15 minutos de arco, y pueden conseguirse precisiones de 10 segundos de arco en un rango de unos pocos grados.

### **3.3.- Seguimiento del centro del reflejo de la córnea con respecto al centro de la pupila**

Los sistemas anteriores estudiaban los movimientos oculares respecto a la cabeza, más que el lugar donde dirigía el usuario la mirada. Cuando la cabeza se mantiene quieta las dos medidas son equivalentes. Y la posición de la mirada siempre se puede obtener si se conoce la posición del eje óptico respecto a la cabeza y mediante otras técnicas se mide la posición de la cabeza respecto al entorno.

Para poder determinar el punto de mira independientemente de los movimientos de desplazamiento que se realicen, es necesario disponer de dos puntos del ojo que se muevan de diferente manera en función de los movimientos de cabeza y de la rotación del ojo, de modo que se pueda deducir la dirección de la mirada independientemente de los movimientos de la cabeza. Dos características que cumplen estos requisitos son la reflexión en la córnea y el centro de la pupila (Fig. 8).



*Figura 8*

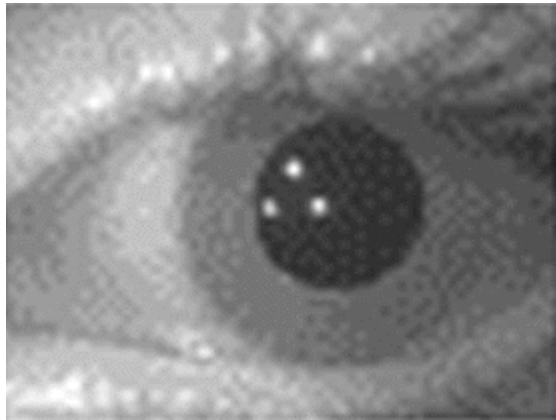
Si se mira directamente a una fuente de luz, un observador cercano a dicha fuente observará el reflejo de la misma en el centro de la pupila. Esto tiene dos consecuencias. La primera es que la imagen del punto donde el sujeto está mirando aparece en el centro de la pupila. Y la segunda consecuencia es que el ángulo de la mirada con respecto a la fuente de luz es proporcional a la distancia entre la imagen de la fuente de luz en la córnea y el centro de la pupila. Estas dos propiedades son equivalentes. Haciendo uso de la primera se utiliza un conjunto de fuentes de luz, y el punto donde se está mirando se determina por la fuente de luz que aparece en el centro de la pupila. Haciendo uso de la segunda, se utiliza una única fuente de luz y se mide la distancia existente entre su imagen y el centro de la pupila.

En una realización real del primer tipo se utiliza la escena iluminada como fuente de luz, y a partir de una imagen ampliada del ojo se determina qué parte de la escena aparece en el centro de la pupila. El método no ofrece una gran resolución debido a que toda la escena aparece reflejada en la córnea. Además, para poder obtener la escena reflejada, ésta debe poseer varios puntos muy luminosos frente a un fondo oscuro. Sin embargo, el método no presenta restricciones con respecto al movimiento de cabeza. En otra realización práctica se ilumina con una matriz de infrarrojos y se determina el punto de mira. Se han conseguido así rangos de 40 grados con resoluciones de  $\pm 2,5$  grados.

En el segundo tipo se debe medir la distancia entre el reflejo producido por una única fuente de luz y el centro de la pupila. En cuanto a la fuente de luz, se ha utilizado luz infrarroja mayormente por ser invisible y por lo tanto no molesta, pero también existen realizaciones con

luz visible. En una de ellas, toda la luz ambiente se polariza excepto la de una pequeña zona. La luz de retorno se pasa a través de un filtro de polarización y se obtiene una imagen nítida del reflejo.

Una variación del segundo tipo de medida utiliza dos puntos reflejados en la córnea para eliminar los efectos de variación de distancia a la óptica (Fig. 9). La separación entre los dos puntos se convierte en la longitud básica respecto a la que se normalizan el resto de medidas. Esto elimina la necesidad de un calibrado absoluto y la posición de la pupila se mide con respecto al punto medio entre los dos puntos reflejados en la córnea.



*Figura 9*

En general los métodos que hacen uso de reflexiones en la córnea están limitados por la propia curvatura de la córnea a un rango de  $\pm 15$  grados. A partir de ese punto la córnea se aplanan y la medida se convierte en no lineal aunque todavía monótona. También pueden existir imperfecciones en la córnea que impliquen cierta no linealidad en la medida. Además de todo esto, la película lacrimosa y las dilataciones y contracciones de la pupila que desplazan el centro del mismo respecto al globo ocular constituyen un problema.



### 3.4.- Medida de la rotación ocular por el método de la doble imagen de Purkinje

Conforme la luz atraviesa el ojo, se producen sucesivas reflexiones en varias capas (Fig. 10). En la superficie de la córnea aparece la conocida reflexión de la córnea o primera imagen de Purkinje; una segunda reflexión ocurre en la parte posterior de la córnea, la tercera en la parte frontal de la lente o cristalino y la cuarta en la parte posterior de la lente, donde se encuentra en contacto con el humor vítreo. La segunda imagen de Purkinje es relativamente débil y la tercera se forma en un plano lejano a las demás; de modo que estas dos no se utilizan en el método de medida.

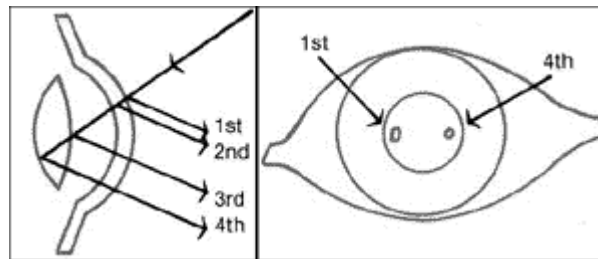


Figura 10

Igual que en el caso del centro de la pupila y la primera imagen de Purkinje, la primera y cuarta imágenes de Purkinje son dos características del ojo que se mueven conjuntamente frente a translaciones del ojo pero de manera diferente frente a rotaciones.

Por cuestiones de simplicidad se supone que las dos superficies (córnea y cara posterior del cristalino) tienen el mismo radio de curvatura y están separadas entre sí por una distancia igual a este radio. Si las dos superficies se suponen esféricas y el ojo está mirando en la dirección de la luz incidente, la luz colimada incidente creará dos imágenes (primera y cuarta) que se superponen en un punto medio equidistante de ambas superficies. Frente a una rotación del ojo, las imágenes de Purkinje dejarán de coincidir en este punto medio, y aparecerán a una distancia relativa que es proporcional al seno del ángulo de rotación e independiente de translaciones de la cabeza.

A partir de una fuente de luz, una abertura circular forma las dos imágenes de Purkinje en el ojo. La óptica de adquisición se encarga de trasladar las dos reflexiones a dos fotodetectores, cada uno de los cuales genera una señal eléctrica proporcional a la posición de la imagen respecto al centro. La salida del sistema es la diferencia entre las dos señales eléctricas generadas.

### 3.5.- Vídeo-oculografía (VOG)

Consiste en utilizar cámaras de vídeo para calcular la dirección de la mirada. Se coloca una o varias cámaras CCD de reducidas dimensiones que está continuamente enfocando el ojo (o los ojos) sobre el que se desea hacer el seguimiento. La señal de vídeo de la cámara es digitalizada mediante un “frame-grabber” y posteriormente procesada empleando técnicas de visión artificial. En función de la posición de la cámara se distinguen diversas configuraciones:

- *Cámara fija a la cabeza.* En estos sistemas la cámara se coloca sobre un casco a una corta distancia del ojo. Para evitar perder el campo visual en el ojo donde está ubicada la cámara se puede colocar un cristal semitransparente que permita ver a través de él y además tomar un primer plano del ojo mediante una cámara situada encima (ver figura 11). En sistemas de realidad virtual (RV), la cámara puede ir colocada en el interior de las gafas utilizando también un cristal semitransparente. El sistema es muy preciso (precisiones menores a 1°) dentro de un rango de medida medio ( $\pm 30^\circ$  en horizontal y  $\pm 25$  en vertical). El sistema es intrusivo ya que requiere que el usuario se coloque un casco.

Suelen requerir iluminación adicional y, salvo en las gafas de RV (en donde la iluminación está controlada), pueden aparecer problemas de reflejos en función de la iluminación ambiente. Es un sistema referenciado a la cabeza y por lo tanto los movimientos que detecta son de los ojos con respecto a la cabeza, no calcula la dirección absoluta de la mirada. En la figura 11 se presenta la estructura de un sistema comercial llamado H.E.D. (“Headband/Helmet-mounted Eye tracking Device”) que realiza un seguimiento de un ojo a través de un cristal semitransparente.

- *Cámara sobre soporte fijo.* Se coloca la cámara sobre un soporte fijo a una corta distancia (menor a un metro.) pero sin que moleste a la visibilidad del usuario. En la figura 12. Se muestra un sistema comercial de este tipo llamado R.E.D. (“Remote Eye tracking Device”) desarrollado por la empresa SMI. Se pueden dar diferentes opciones:

a) Se añade una óptica con gran zoom para que obtenga un primer plano del ojo y así poder analizar los movimientos con una resolución similar a la configuración anterior, pero sin ser intrusiva, ya que el usuario no tiene que ponerse ningún elemento adicional. El principal problema de este método es el desencuadre de la escena ya que, como se está capturando un primer plano del ojo, los movimientos de la cabeza pueden hacer que el ojo se salga de la escena. Aunque se reduzca algo el zoom, este sistema requiere que el usuario mantenga la cabeza inmóvil y además para cada uno de ellos hay que ajustar la cámara y calibrar el sistema. Las medidas se hacen con respecto a la cabeza y es muy sensible a la iluminación ambiente debiendo de utilizar algún tipo de iluminación especial (como es el caso del sistema R.E.D. que usa un foco de luz infrarroja).

b) Cámara que captura un plano de la cabeza. En este caso se utilizan algoritmos para calcular la dirección de la mirada de forma absoluta (ojos+cabeza). La posición de los ojos se captura con menor resolución que en los casos anteriores y, por lo tanto, la precisión del sistema es menor. Al tomar una imagen de toda la cara permite utilizar otras variables para la comunicación, como son los gestos. Es no intrusivo y permite movimientos de la cabeza. Es sensible a la iluminación ya que las imágenes de la cara se toman con iluminación ambiente. Puede ser aplicable en casos donde no se requiera gran exactitud y donde la comodidad y la seguridad del usuario sean primordiales. Además, puede ser utilizado en sistemas estándar de videoconferencia ya que la posición de la cámara y el plano que toman es similar que el empleado en este caso.



*Figura 11*



*Figura 12*

c) Una cámara toma un plano de la cabeza y otra, dotada de movimiento de elevación, azimut y zoom, toma un primer plano del ojo. Este sistema es una mezcla de los dos anteriores y agrupa las ventajas de ambos eliminando sus problemas. La cámara que toma un plano general de la cabeza calcula la dirección de la misma y la posición de los ojos. Una segunda cámara toma un primer plano del ojo en la posición calculada por la anterior. Para solucionar el problema de desencuadre se dota a esta última cámara de movimiento de forma que continuamente esté siguiendo la posición de un ojo. El único inconveniente es la complejidad del método al tener que usar dos cámaras, una de ellas situada sobre una torreta en la que hay que controlar tres movimientos en tiempo real. Esta alternativa es aplicable en aquellos casos en los que el factor elemental es la seguridad y comodidad del usuario y además se busca gran precisión.

d) Sistema estereoscópico con dos cámaras que toman un plano de la cabeza. La idea es utilizar técnicas de estereoscopia para hacer un modelo 3D de una cabeza que permita calcular fácilmente la posición de la mirada. Existen algunos estudios al respecto pero todavía no trabajan en tiempo real. El sistema permite hacer un análisis no sólo de la dirección de la mirada sino también de los gestos de la cara. Cuando el hardware permita que funcione en tiempo real será, sin duda, el más interesante y cómodo de los analizados.

## CAPITULO 4: LA OCULOGRAFIA COMO TÉCNICA DE MEDICION ELECTRONICA Y DIGITALIZACION

### 4.1.- Señales

La electroculografía es un método que puede detectar los movimientos oculares, y se basa en el registro de la diferencia de potencial existente entre la córnea y la retina. El potencial córneo-retiniano está producido por hiperpolarizaciones y despolarizaciones de las células nerviosas de la retina. El conjunto (córnea-retina) forma un dipolo en la dirección del eje anteroposterior del ojo: positivo en la zona corneal y negativo en la retina.

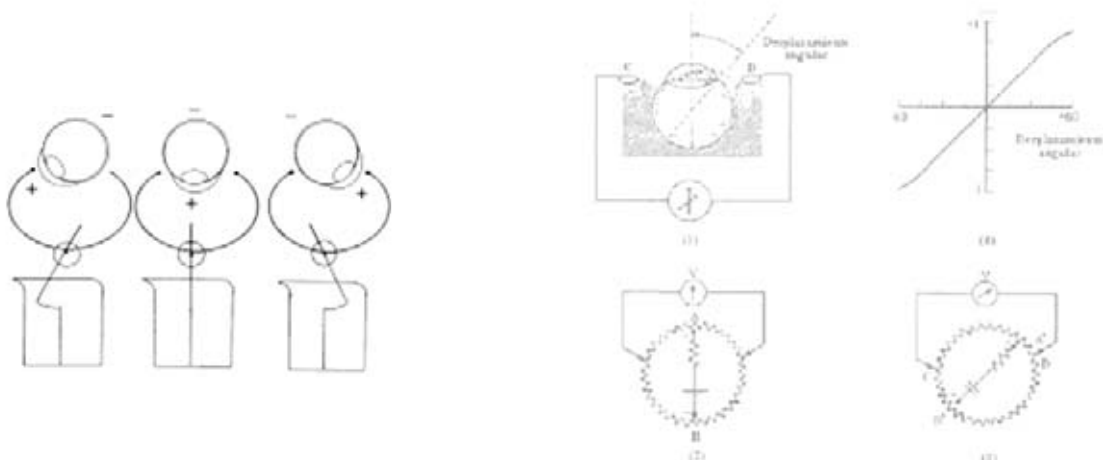
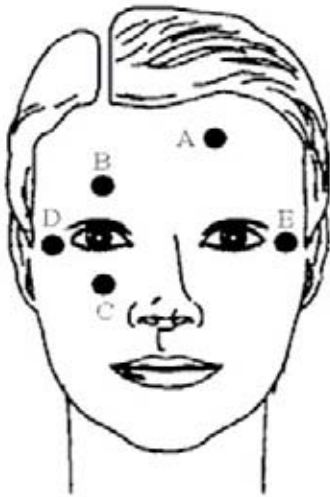


Figura 13

Como utilidad clínica, el EOG puede utilizarse para valorar anomalías producidas por lesiones neurológicas focales, para ello se dispone de sistemas operativos que exploran el sistema sacádico, sistema de fijación foveal y sistemas reflejos. Según interese, se puede medir el desplazamiento de los ojos en sentido horizontal, vertical o ambos casos; en esta última situación se deben utilizar 5 electrodos (un electrodo de referencia situado en la frente y los demás se sitúan alrededor de los ojos). La diferencia de potencial entre los electrodos situados arriba y abajo del ojo respectivamente (B-C) es proporcional a la desviación del ojo en sentido vertical mientras que la diferencia de potencial entre los electrodos situados a la derecha e izquierda (D-E) es proporcional a la desviación horizontal de la mirada. La señal del EOG varía aproximadamente en 20 microvoltios por cada grado de desviación del ojo.



*Figura 14*

#### **4.1.1.- Registro de la señal EOG.**

El registro y adquisición de la señal del EOG conlleva diversos problemas: la señal EOG rara vez es determinística aún para la misma persona, se ve afectada por múltiples factores que influyen en su valor: posicionamiento de los electrodos, contacto piel-electrodo, condiciones de iluminación ambiental, movimientos de cabeza, parpadeos, etc. Por otro lado, se trata de señales muy débiles (del orden de microvoltios) y por lo tanto se precisa de sistemas de amplificación de elevada ganancia. Por estos motivos, es preciso eliminar el valor medio de la señal, puesto que este valor cambia incluso manteniendo la mirada fija en un punto; para este fin se utilizan amplificadores paso alto, con frecuencias de corte del orden de 0,05 Hz (HPF 0.05Hz) y ganancia de tensión 5000. Se puede comprobar que el potencial EOG aumenta cuando aumenta la iluminación de la escena y este problema se evita con la utilización del filtro paso alto indicado.



Figura 3.- Señal sin filtrar.

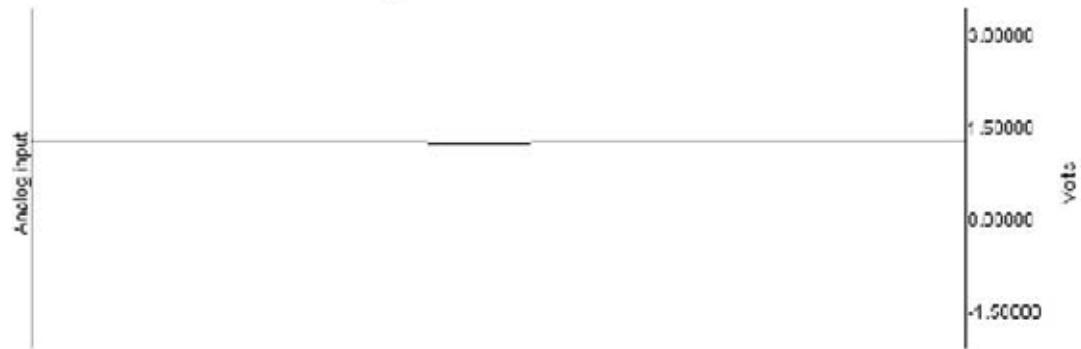


Figura 15

A continuación se muestran las formas de onda para una señal captada para diferentes ángulos de la dirección de la mirada en la derivación horizontal. En la figura 16 se aprecia la secuencia de dirección de la mirada y la figura 17 muestra los valores del EOG obtenidos sin y con filtro de 0.05Hz. A estos valores se les ha añadido una componente continua, para situarlos dentro del margen 0 – 10V y poder adquirirlos mediante la tarjeta de adquisición. Puede observarse en la figura 16 como es posible detectar variaciones en la dirección de la mirada en función de las variaciones de la señal del E.O.G.

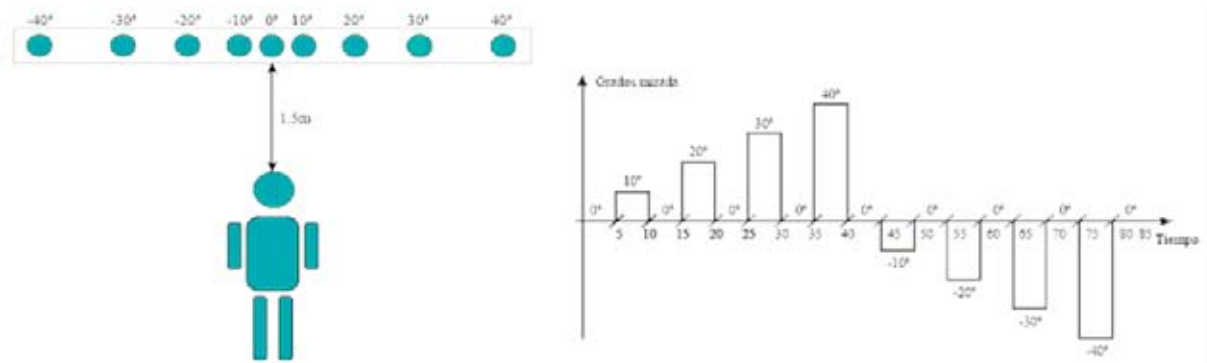


Figura 16

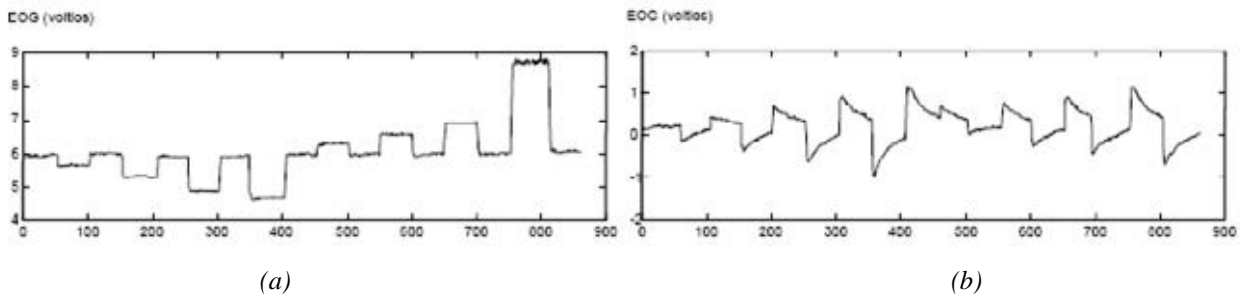


Figura 17

#### 4.1.2.- Procesado de la señal EOG

Con los valores obtenidos en la figura 17 se puede obtener la dirección de la mirada del usuario. Para este fin, se han implementado un conjunto de algoritmos que permiten obtener con razonable precisión dicho ángulo. La idea de partida de los algoritmos es la detección de cambios significativos en la dirección de la mirada (para este fin se realiza un proceso de detección de derivadas) y la medida del nivel de tensión en los primeros instantes en los que se ha producido el cambio, ya que como puede observarse en la figura 17.a), la componente isoelectrica de la tensión varía con el tiempo, aunque el usuario mantenga la mirada en la misma posición. No obstante, en la figura 17.b) este efecto se elimina al realizar un filtrado paso alto.

El proceso seguido puede observarse en el siguiente diagrama de flujo (figura 18). La figura 19 muestra los resultados del proceso sobre un E.O.G. Puede observarse como la derivada de la señal electrooculográfica permite determinar dónde se ha producido un cambio brusco en la dirección de la mirada, dicha variación puede fácilmente extrapolarse a ángulos de desplazamiento respecto a la posición central tal y como se muestra en la figura 19.d). Se aprecia en dicha figura que el usuario ha realizado la secuencia de desplazamiento de la mirada indicado en la figura 16.





Figura 18

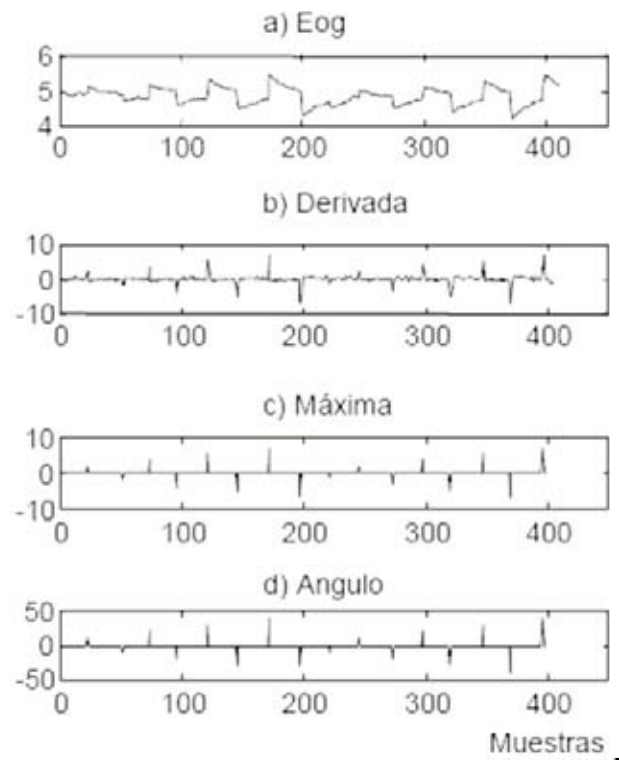


Figura 19

## 4.2.- Electrónica de Medición y Obtención de Señales

A continuación se muestra el diagrama bloques del diseño del Electro-oculógrafo (EOG).

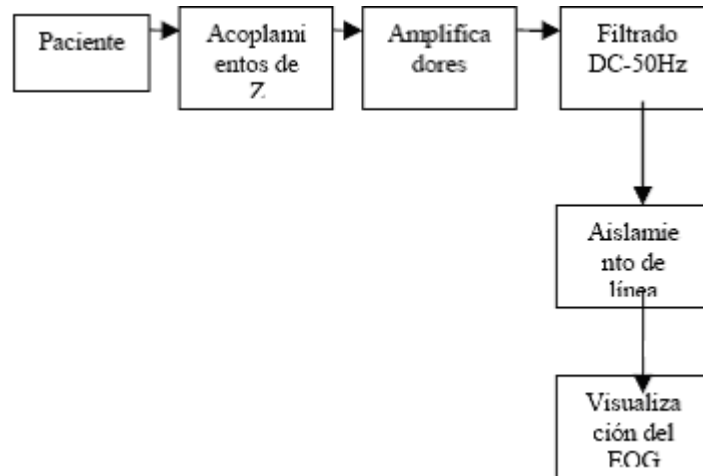


Figura 20

### 4.2.1.- Electrodo

Algunos electrodos comúnmente usados para el registro del EOG consisten de una pequeña hojuela de cloruro de plata montada en una cubierta plástica que mantiene al electrodo alejado de la piel. El espacio entre el electrodo y la piel se llena de electrolito (electrodo flotante). También pueden utilizarse electrodos de superficie de oro plateado (no polarizables), cloruro de oro, pipeta, maya, micro-pipeta, micro-electrodos.

Los electrodos de mejor rendimiento son los de cloruro de plata debido a que el tiempo de respuesta es de 3 ms, son económicos y contiene un gel especial el cual reduce las bacterias, el moho y la impedancia del electrolito.

Los electrodos pueden colocarse en los lados externos de los ojos (cerca de la sien) y un tercer electrodo de referencia en el puente de la nariz, con el fin de obtener registros separados del movimiento horizontal de cada ojo (figura 21). Si los electrodos se colocan ligeramente alejados de las sienes se reducen los artefactos causados por la actividad muscular. Cuando se desea registrar movimientos verticales y horizontales de uno o ambos ojos, deben ser considerados los posibles errores producidos por el acoplamiento entre los ejes y la no linealidad de los registros.

Para reducir este problema se ha introducido el concepto de "vector electro-oculográfico" que utiliza el acoplamiento cruzado mostrado en la figura 21. En esta técnica de registro se despliegan de manera simultánea las coordenadas "x" y "y" del movimiento ocular, y se cortocircuitan los dos electrodos superiores y los dos inferiores.

Pueden observarse artefactos en el registro vertical debidos al movimiento del párpado.

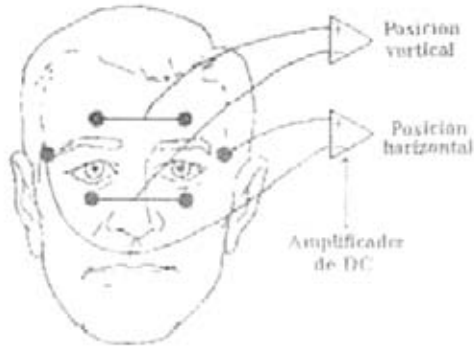


Figura 21

#### 4.2.2.- Acoplamientos de Z y Amplificadores

Existen en equipos de la industria, en equipos de electromedicina, y en otras muchas aplicaciones, la necesidad de medir señales muy pequeñas del orden de microvoltios o pocos milivoltios en la presencia de comparativamente grandes señales de ruido provenientes de distintas fuentes, como pueden ser motores, tubos de iluminación de descarga gaseosa, etc. Para realizar las mencionadas mediciones estos deberán utilizar en su entrada Amplificadores de Instrumentación con un adecuada Relación Rechazo de Modo Común (CMRR).

En la siguiente figura se coloca un esquema básico de medición

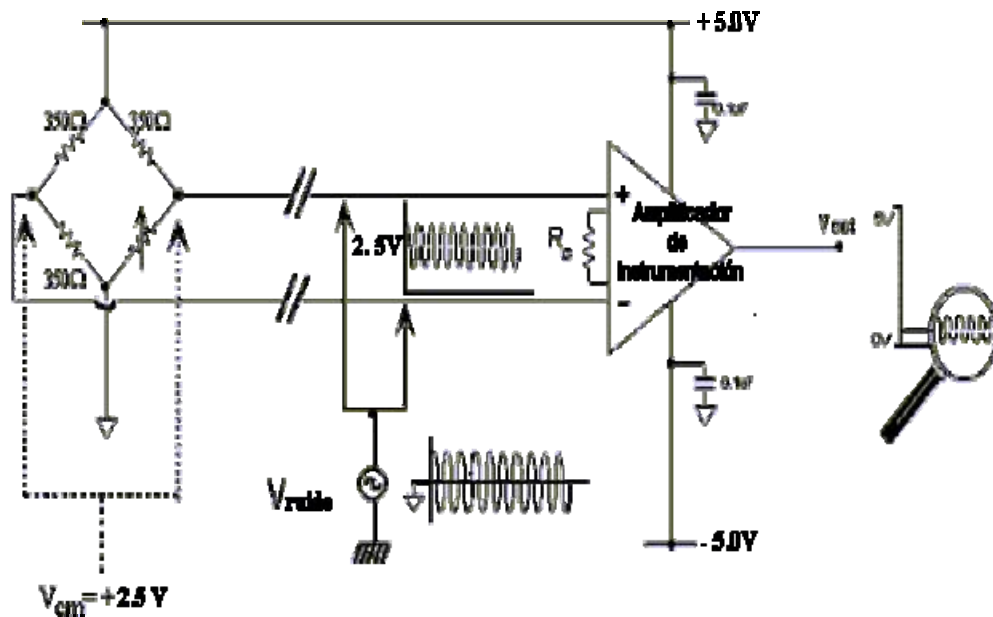


Figura 22

Los amplificadores de Instrumentación amplifican la diferencia entre dos señales. Esas señales diferenciales en la práctica provienen de sensores como pueden ser termocuplas, fotosensores, puentes de medición resistivos ó electrodos. En la figura de arriba se ve que de un puente resistivo, en estado de equilibrio sin señal, en la mitad de las ramas del puente existe una señal de 2.5V respecto a masa. Esta señal de corriente continua es *común* a ambas entradas por lo cual es llamada Voltage de Modo Común de la señal diferencial. Se puede ver que estas señales no contienen información útil en lo que se quiere medir y como el amplificador amplificará la *diferencia* de ambas, al ser iguales, se restan y a la salida el resultado será cero o sea idealmente no están contribuyendo a la información de salida. También se ve que se inducen señales de corriente alterna en ambas entradas a la vez y que serán rechazadas como en el caso de continua. Pero al producirse un desbalance del equilibrio del puente por la variación de una de sus resistencias se producirá una señal que será aplicada entre ambas entradas y será amplificada. Por lo expuesto, es que se justifica la utilización de amplificadores de instrumentación para rechazar señales que entran en modo común, o sea en las dos entradas se presenta la misma señal.

En la práctica, las señales de modo común nunca serán rechazadas completamente, de manera que alguna pequeña parte de la señal indeseada contribuirá a la salida.

Para cuantificar la calidad del Amplificador de Instrumentación, se especifica la llamada Relación de Rechazo de Modo Común (CMRR) que matemáticamente se expresa como:

$$CMRR[db] = 20 \cdot \log \left( \frac{A_D}{A_{CM}} \right)$$

Siendo:

- $A_D$  = Amplificación Diferencial
- $A_D = V_{out} / V_{in}$  diferencial
- $A_{CM}$  = Amplificación Modo Común
- $V_{CM}$  = Voltage de modo común en la entrada
- $A_{CM} = V_{out} / V_{CM}$
- $V_{out}$  = Voltage de salida

De la última fórmula podemos obtener la  $V_{out}$  como:

$$V_{out} = \frac{A_D}{\log^{-1} \left( \frac{CMRR}{20} \right)} \cdot V_{CM}$$

Como se ve en la figura de arriba, y como se dijo, se presentan a las entradas diferenciales, señales de c.c. y de c.a. y al no ser infinito el CMRR, una cierta cantidad de ambas estarán presentes en la salida, además de la señal diferencial deseada. La componente indeseada de c.c. puede considerarse como un offset y es sencillo ajustarlo externamente. La componente indeseada de c.a. es más complicada de disminuir a la entrada, y se hace principalmente utilizando filtros de c.a. colocados en la entrada, pero con ello disminuimos el ancho de banda de utilización del amplificador.

Además estos amplificadores están diseñados de fábrica con una ecuación de ganancia estándar a nivel Industrial. Donde  $R_g$  es la resistencia externa a proponer para poder obtener la ganancia deseada. (Ver Figura 4).

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_g}$$

La ganancia a calcular puede ir desde 1 hasta 10000 y para configurar una ganancia deseada es necesaria únicamente una resistencia externa. Los potenciales registrados son del orden de 15 a 200  $\mu\text{V}$ , con sensibilidad nominal del orden de 4  $\mu\text{V}$  por grado de movimiento del ojo.

El sistema de registro debe contar con una sensibilidad aproximada de 5  $\mu\text{v/mm}$ , impedancia de entrada de al menos 1  $\text{M}\Omega$ , CMRR de 80 dB a 60 Hz y respuesta de frecuencia de 15 Hz.

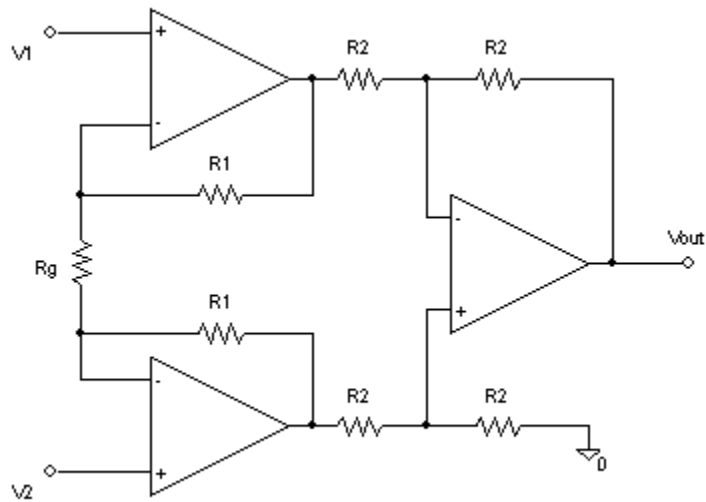


Figura 23: Amplificador de Instrumentación

$$V_{out} = (V_2 - V_1)\left(1 + \frac{2R_1}{R_g}\right)$$

#### 4.2.3.- Preprocesamiento

En esta etapa se busco quedarse únicamente con las señales que se requerían para una posterior interpretación de las señales. Con una frecuencia de corte de 0.05 Hz y una frecuencia de rechazo de 50 Hz.

El amplificador de aislamiento tiene la función de aislar a la persona de resto del circuito. Un amplificador de aislamiento tiene normalmente una impedancia de entrada muy alta, una Impedancia de salida muy pequeña y una ganancia de salida igual a 1. Estas propiedades

significan que el amplificador de aislamiento transmitirá la salida del primer circuito al segundo circuito sin cambiar la señal.

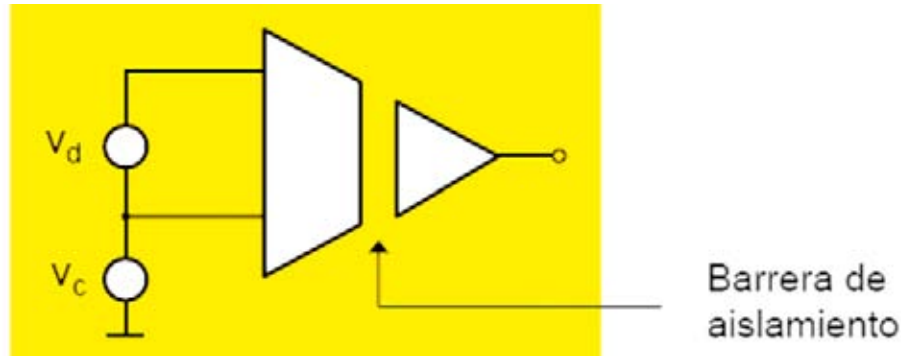


Figura 23: Símbolo del Amplificador de Aislamiento

Finalmente para poder visualizar las señales se utiliza un osciloscopio, o se procesa digitalmente para diversas aplicaciones de control.

#### 4.2.4.- Características del Registro

- El EOG se utiliza para movimientos de entre  $\pm 70^\circ$ .
- La linealidad se pierde de manera progresiva conforme el ángulo sobrepasa los  $30^\circ$ , especialmente en el registro vertical.
- La exactitud con electrodos de superficie es de  $\pm 1.5^\circ$  a  $2^\circ$ .
- Las fuentes principales de error son los artefactos musculares, las interferencias del parpadeo, la no-linealidad de la técnica y las variaciones en el potencial corneorretinal, debidas a la adaptación a la luz y al estado de alerta.
- Para estudios en animales, la estabilidad de la relación señal/ruido del EOG puede mejorarse mucho utilizando electrodos de aguja de platino en la piel de alrededor de la órbita, o utilizando electrodos de plata-cloruro de plata miniatura implantados de manera permanente en los huecos de la órbita ósea.
- El potencial puede ser mejorado cuando se integra el amplificador al electrodo, y se ensambla directamente a la piel para eliminar susceptibilidad al ruido y minimizar los requerimientos de blindaje.

#### 4.2.5.- Calibración

Antes de iniciar una prueba es necesario calibrar cada canal. Para hacerlo, se pide a la persona que dirija la mirada hacia un par de objetivos visuales separados entre sí en un cierto ángulo, usualmente 20° (movimiento ocular sacádico), y entonces se ajusta la ganancia para que ocurra una deflexión de 1 mm/° de rotación del ojo.

#### 4.3.- Estudio comparativo de las técnicas estudiadas

En la tabla 1 se presenta una comparativa de los distintos métodos explicados. En el caso de VOG se ha omitido la configuración c), ya que tiene las ventajas de a) y b), y la configuración d) por la imposibilidad de llevarla a la práctica con los medios actuales.

Técnica	EOG	Lentes	Infrarrojo	VOG Cámara cabeza	VOG Cámara fija ojo	VOG Cámara fija cabeza
Parámetros						
Resolución	Media	Muy alta	Muy alta	Alta	Alta	Media
Rango	Muy alto	Alto	Medio	Alto	Medio	Muy alto
Intrusividad	Electrodos	Lentes y casco	Casco o gafas	Gafas	Nula	Nula
Peligrosidad	Baja	Media	Media	Nula	Nula	Nula
Comodidad	Baja	Baja	Baja	Baja	Media	Muy alta
Libertad de Movimientos	Media	Media	Media	Media	Baja	Muy alta
Dirección calculada	Ojos	Ojos	Ojos	Ojos	Ojos	Ojos + cabeza

Tabla 1



# CAPITULO 5: ETAPA FINAL – APLICACIONES PRÁCTICAS

## 5.1.- Estado del Arte

En los últimos años, se han multiplicado las aplicaciones que utilizan técnicas de seguimiento de la mirada, dejando el ámbito del laboratorio para desarrollar sistemas comerciales para el gran público. Entre ellos podemos destacar:

- Sistema de seguimiento de misiles para pilotos* [Smyth et al, 94]. Es un display integrado en el casco del piloto donde se muestra un punto de mira que es gobernado por los ojos, lo que le permite tener las manos libres y poder utilizarlas para otras tareas. El piloto utiliza sus ojos como un manipulador extra que activa cuando cree oportuno y el cálculo de la posición se realiza on-line con gran precisión.

- Enfoque automático*. La cámara Canon EOS 5 fue la primera en introducir el enfoque automático mediante la mirada. Ésta es calculada mientras el usuario mira por el visor, y puede seleccionar cinco zonas de enfoque en la imagen [Canon, 95]. El propio usuario puede calibrar la cámara mirando a unas posiciones fijas del visor. La Canon UC-X1 Hi fue la primera videocámara controlada por la mirada. El sistema de autoenfoque está basado en el usado por la Canon EOS 5, aunque no está limitado a cinco puntos de enfoque sino que enfoca el objeto que se mira. La cámara usa cuatro fuentes de luz infrarroja, dos se utilizan para personas con gafas y están situados un poco más lejos que los otros dos (la cámara detecta si el usuario lleva o no lleva gafas). La calibración se hace mirando a dos puntos en el display del visor. En el propio manual de usuario se cita que el sistema de seguimiento puede fallar de vez en cuando, lo que obliga al usuario a realizar rápidos movimientos con sus ojos para volver a enganchar el sistema. En la pantalla del ocular aparece continuamente un cuadrado blanco donde el usuario está mirando, esto es muy molesto y suele distraerle.

- Activación selectiva de planos en telé conferencias con varias cámaras* [De Silva et al., 95]. Utiliza un sistema llamado MPEC (“múltiple person eye contact”) que se emplea en telé conferencias y que permite seguir con una cámara a la persona con la que se desea hablar simplemente mirándola en un plano general. Con la mirada se controla la elevación, el azimut y el zoom de la cámara que está monitorizando al interlocutor del hablante.

•*Detección e identificación de caras en sistemas de monitorización y seguridad.* Se distinguen dos aplicaciones: las que tienen como objetivo la detección de caras humanas sin reconocimiento de las mismas [Rowley et al., 98] [Sung&Poggio, 98]. En este caso lo que se busca es detectar la presencia de una cara o bien contar el número de caras que pueden aparecer en una imagen compleja con multitud de usuarios. Por otro lado, están las aplicaciones destinadas a reconocer caras, En este otro caso lo que se busca es identificar si el rostro a analizar se corresponde con alguno de los almacenados en una base de datos.

•*Desplazamiento del entorno en sistemas de realidad virtual (RV).* En [Stiefelhagen et al., 97] se presenta el control de un visualizador de imagen panorámico. El sistema permite hacer el control de “scroll” sobre una imagen panorámica en 360 ° mediante un seguidor de mirada y permite actuar sobre el “zoom” mediante un reconocedor de voz. La empresa alemana SMI (“Sensor Motoric Instruments”) comercializa, desde 1995, un sistema de seguimiento ocular sobre unas gafas de RV llamado H.M.D. (“Head Mounted Display”). El sistema permite moverse sobre un mundo virtual y realizar teleoperaciones [User’s Manual of SMI, 95].

•*Lectores de labios.* Cada vez son más las aplicaciones que, además de calcular la dirección de la mirada, realizan el seguimiento de la forma de características faciales (boca, cejas, ojos, etc) con el fin de hacer reconocedores gesticulares destinados a desarrollar lectores de labios que puedan complementar a los reconocedores de voz [Meier et al., 97].

•*Ayuda a personas minusválidas.* En [Bergasa et al., 96] se desarrolló un sistema para mover un robot mediante los movimientos oculares para ser utilizado por personas con grandes minusvalías que no pudieran hacerlo por medios más convencionales. En [Heinzmann&Zelinsky, 97] están trabajando en un reconocedor de gestos realizados con la cabeza que permita la generación de consignas para favorecer la comunicación con un robot. Mediante la técnica “EagleEyes” se puede posicionar un cursor mediante los movimientos oculares [Yanco&Gibs, 97], como ya se explicó en el punto anterior. [Chapman, 91] desarrolló una aplicación que permitía controlar varios sistemas sobre una pantalla como: procesador de textos, llamadas telefónicas, control de TV, etc. Todas estas opciones eran activadas manteniendo la mirada sobre ellas durante un período de latencia. [Frey et al, 92] desarrolló una máquina de escribir controlada por la mirada llamada “Erica”. Para hacer más fiable y manejable el sistema sustituyó el teclado por seis grandes teclas a lo que añadió un acceso a frases

comunes y un algoritmo de predicción de cadenas basado en los modelos de Markov lo que hacía que el teclado virtual cambiara dinámicamente decrementando el tiempo de escritura en un 25 %. En [Clarke et al., 98] se presenta un sistema de posicionamiento de un cursor en una pantalla mediante la dirección de la mirada.

## **5.2.- Control de una silla de ruedas por EOG.**

En la actualidad existen multitud de sistemas de ayuda al guiado de robots móviles autónomos. Todos estos sistemas intentan ayudar a las personas con minusvalías en el control de su guiado de forma que éste se haga más sencillo y por lo tanto más fácil de llevar a cabo.

Estos sistemas abarcan grandes áreas como pueden ser desde la localización o posicionamiento del móvil (sistemas odométricos, GPS, etc), sistemas de generación y seguimiento de trayectorias, generación de planos del entorno mediante ultrasonidos o infrarrojos, guiado mediante técnicas de visión artificial, etc. Estos sistemas pueden funcionar de forma autónoma o como sistemas de referencia o información de las personas que los controlan. No obstante, en los últimos años, han aumentado considerablemente las aplicaciones encaminadas a desarrollar sistemas de ayuda de personas con algún tipo de discapacidad y por lo tanto los sistemas tradicionales de control no son válidos en estos casos.

Siguiendo esta línea, son muchos los sistemas desarrollados con tal fin: sistemas de videooculografía (VOG) u oculografía infrarroja (IROG) que se basan en detectar la posición del ojo utilizando una cámara; existen aplicaciones basadas en técnicas de reconocimiento de voz con el objetivo de reconocer ciertas ordenes básicas para el control de cualquier instrumento o móvil, aunque la más popular de todas estas técnicas consiste en utilizar un joystick o pantalla táctil con el objeto de poder realizar las diferentes órdenes de control. Estas técnicas de ayuda pueden aplicarse a diferentes personas según su grado de discapacidad, de forma que siempre se utilizará aquella o aquellas que resulten más fáciles para cada persona.

El objetivo de este sistema de control es realizar el guiado de un robot autónomo mediante la posición ocular utilizando electrooculografía. El E.O.G capturado por medio de un sistema de

adquisición de datos se envía a un PC donde se procesa y se determina la dirección de la mirada (figura 24), a partir de este momento se establece la estrategia de control de la silla de ruedas.

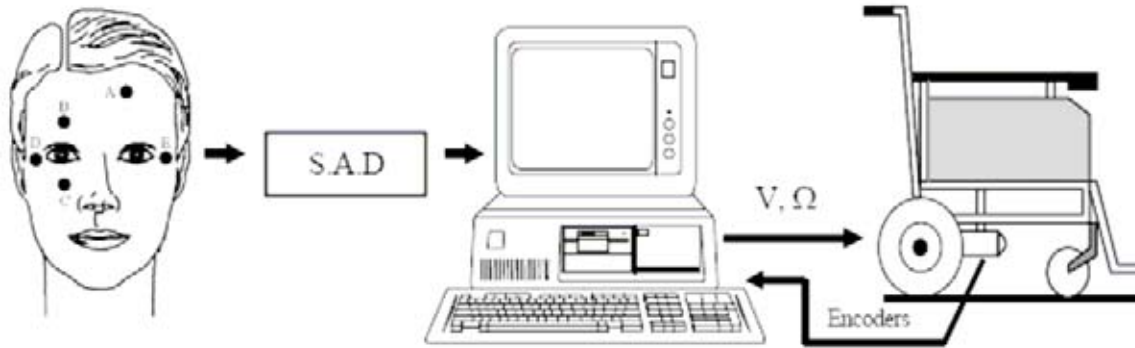


Figura 24

Para llevar a cabo el control de la silla de ruedas caben múltiples opciones: Interpretación de códigos mediante movimiento de los ojos, describir una trayectoria en función del punto de mirada, etc. En este caso se realiza la primera opción de forma que pueden establecerse una serie de códigos de posicionamiento ocular y de control. De esta forma, la posición vertical del ojo se utiliza para controlar la velocidad lineal, de tal forma que partiendo de una posición de reposo, el usuario debe generar una señal para indicar que quiere enviar comandos a la silla. Esta señal se debe generar mediante la realización de un pestañeo continuo durante un tiempo determinado. A continuación, si la mirada se dirige en sentido vertical, la velocidad lineal de la silla se incrementa en proporción a dicha desviación; y si el usuario dirige la mirada en sentido horizontal, la silla gira también de forma proporcional y en el sentido indicado por el usuario.

Finaliza la comunicación cuando la persona vuelve a generar la acción de pestañeo que ha dado lugar al inicio del proceso. La silla de ruedas sobre la que va implementado este sistema de guiado debe tener una serie de elementos de seguridad que ante un posible mal funcionamiento del sistema (debidos a un fallo de los módulos electrónicos o informáticos o ante un error del usuario) entren en funcionamiento y se eviten situaciones peligrosas para el usuario. Estos sistemas pueden ser activos, mediante comandos generados por el usuario o pasivos, como pueden ser la colocación de “bumpers”, sensores de ultrasonidos o infrarrojos que detecten objetos e impidan el choque con ellos, etc. También, y por este mismo motivo, la máxima

velocidad lineal que alcanza la silla se ha limitado a 0,2 metros/s, mientras que la velocidad angular se ha limitado a 0.5 rad/s.

En la figura 25 se muestra la pantalla principal del programa, en donde aparecen las diferentes señales que intervienen en el sistema de guiado y calibración. Se visualizan en todo momento las señales EOG de las derivaciones horizontal y vertical con el fin de determinar que su adquisición se está realizando correctamente. Al mismo tiempo se muestran la posición de la mirada codificada en ángulos de desviación respecto a la posición central y el punto de visión. También puede observarse en la función de calibrado cual es la función de transferencia "Registro EOG - Posición de la mirada". En la figura 26 se muestra la trayectoria seguida por la silla, dirigida por EOG para desplazarse desde un punto al otro. La línea roja  $\Delta$  representa una "spline" que se desea seguir obtenida mediante un generador de trayectorias, mientras que la línea azul " representa la trayectoria seguida guiando la silla de ruedas mediante técnicas de electrooculografía. En ambos casos puede apreciarse que se consigue seguir la trayectoria deseada con un error lateral pequeño y sin ser necesario un gran tiempo de entrenamiento para controlar el sistema desarrollado.

Evidentemente antes de la puesta en funcionamiento del sistema se debe realizar una calibración para cada usuario. Ésta se realiza obligando al mismo a ejecutar una determinada secuencia de movimientos.

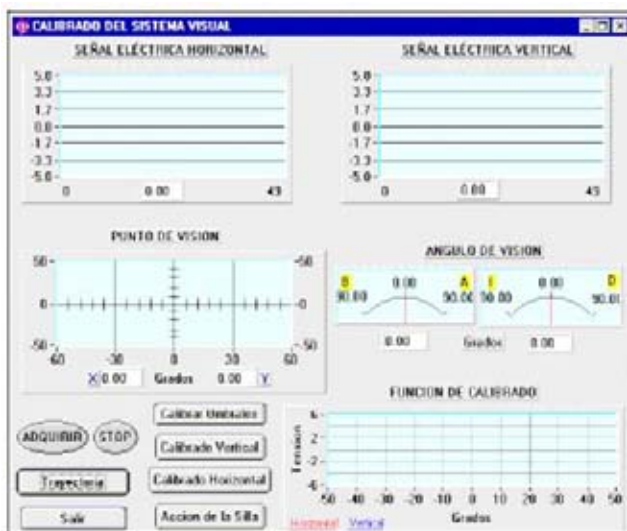


Figura 26



Figura 26

### **5.3.- Sistema de comunicación hombre-máquina basado en EOG.**

El problema de comunicación entre una persona con elevados grados de discapacidad y su entorno, ya sea con otras personas o con máquinas que faciliten su vida, depende del grado de discapacidad de la primera. Entre los casos más graves, en los cuales no existe posibilidad de localizar o de manejar un ratón de ordenador o un teclado, la única posibilidad es realizar una codificación a partir de movimientos voluntarios generados por la persona. Por ejemplo, se puede considerar la codificación de soplos; también existen sistemas guiados por la lengua o sistemas que tienen en cuenta los movimientos de la cabeza. Una de las posibilidades que otorga mayor grado de libertad es el detectar los movimientos de los ojos y en función de dicho movimiento, codificar ciertas acciones, que aunque pueden ser muy sencillas (mover una silla de ruedas, encender la televisión, etc.) elevan enormemente su calidad de vida.

Se ha realizado una aplicación basada en el análisis de la señal electrooculográfica mediante la cual una persona puede transmitir mensajes a su entorno. El módulo de captación de la señal y su procesamiento es idéntico al indicado para el control de la silla de ruedas; la diferencia consiste en un programa informático ejecutado sobre un ordenador personal, que implementa dos modos de funcionamiento: comandos o alfanumérico. En el primero de los casos existen diversos paneles, cada uno de ellos con diversas acciones que pueden seleccionarse en función de las actividades que el usuario desee realizar (figura 27). El PC a través de sus puertos puede enviar información a diversos sistemas para ejecutar los comandos o acciones seleccionadas por el usuario. Evidentemente, estos comandos pueden ser preprogramados según las necesidades del paciente.



*Figura 27*

En el modo de funcionamiento alfanumérico (figura 28) se presentan sobre la pantalla del ordenador las letras del abecedario y el usuario debe seleccionar con la mirada la letra adecuada para generar la frase que quiera transmitir. En pruebas realizadas por una persona no minusválida, se ha tardado un tiempo de 6" en escribir la palabra "HOLA" y 2' 10" en escribir "En un lugar de la Mancha de cuyo nombre no quiero acordarme". En la actualidad se trabaja en la implementación de un modelo bayesiano de predicción de palabras con el objeto de reducir estos tiempos.

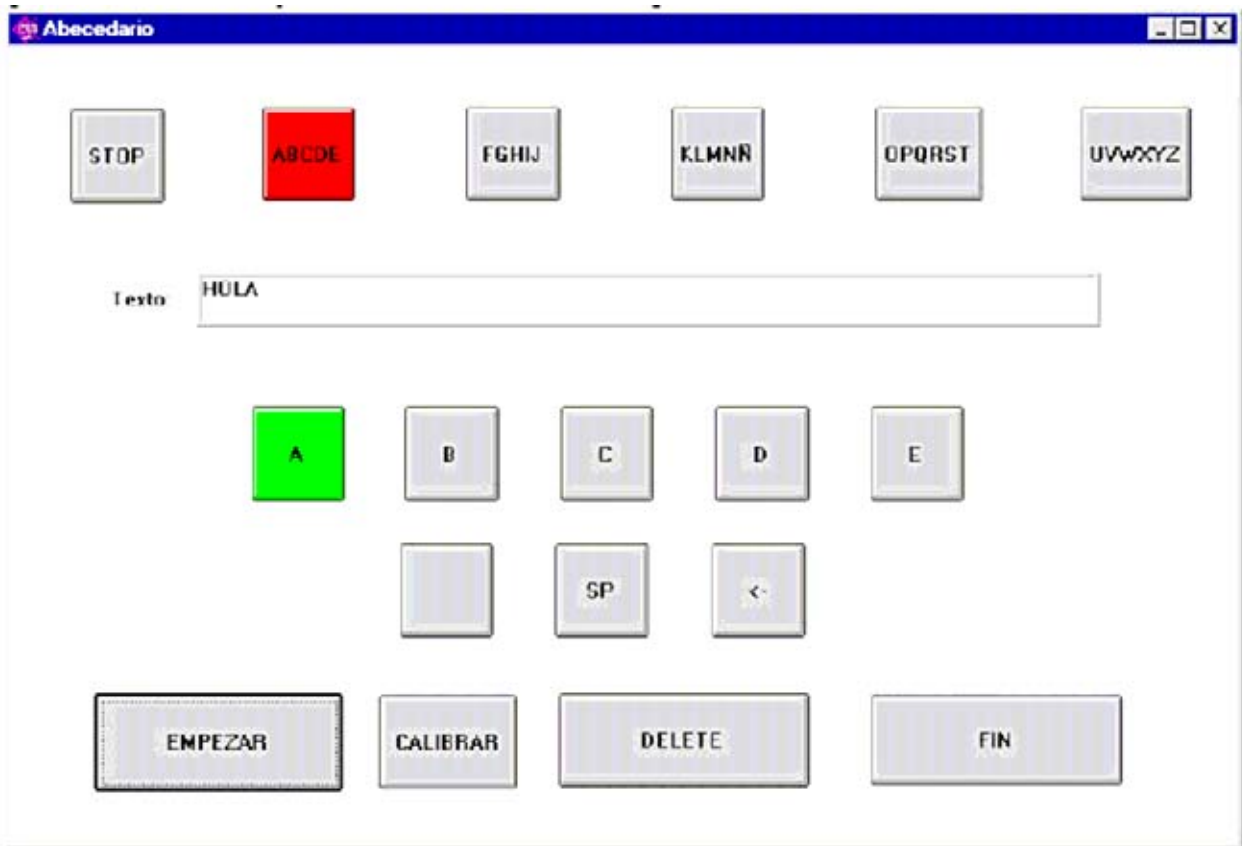


Figura 28



## 6.- CONCLUSIONES

- En esta tesis se han mostrado las principales características de las técnicas de medición del movimiento del globo ocular, la forma de capturar y procesar dichas señales y su aplicación en la ayuda a personas con elevados grados de discapacidad. Como aplicaciones prácticas, se utiliza para el guiado de una silla de ruedas, convenientemente automatizada y para la transmisión de mensajes entre una persona y otras personas a través de un ordenador personal. Esta técnica que aunque en un principio puede parecer aparatosa para personas con pequeñas discapacidades, puede ser de gran utilidad en aquellas otras en las cuales no pueda utilizarse otra técnica más sencilla.

No considerando las enfermedades visuales, el ojo puede mantenerse intacto en versiones muy avanzadas de discapacidad motora, lo que lo convierte en casos extremos, en el único medio posible de interactibilidad con su entorno, permitiendo una independencia relativa. Cada una de la técnicas aquí expuestas para detectar el movimiento del ojo humano tienen sus propias ventajas y desventajas, no son perfectas ni libres de error, después de todo conjugar nuestro mundo real y analógico de la fisiología humana con lo electrónico y digital entrega solo resultados aproximados, sin embargo se espera que los avances tecnológicos permitan una mayor perfección a respecto y así lograr una interpretación mas exacta del movimiento del ojo y reducción de los aparatosos sistemas de detección.

Se dedico un capitulo especial a la oculografía por ser una de las técnicas mas comunes y accesibles, incluso hay hospitales donde se pueden pedir este tipo de exámenes para detectar diversas anomalías oculares o cerebrales. Adaptar este sistema a través de gafas preacondicionadas es ideal para técnicas de control no solo para discapacitados, sino también para trabajadores en empresas donde puedan realizar sus labores productivas más eficazmente, donde el factor tiempo es crucial.

- Buscando el alcance de la electrónica como un entorno de apoyo a personas con escasa movilidad como es mi caso, el tiempo que le he dedicado a desarrollar este tema me ha

permitido comprender que la discapacidad por mas grave que esta sea, no es motivo para no llevar un vida relativamente normal, incluso poder desarrollarse personal y profesionalmente, el único requisito es luchar siempre por lo que uno cree y no dejarse llevar por lo que dicen los demás y que todo es posible, mas aun con la tecnología que hoy disponemos.

- Esta investigación responde a una necesidad global, esta dedicado para todo el mundo, para todo tipo de personas, pero en especial a los discapacitados motores, somos miles en Chile y millones en el mundo que solo buscan la integraron social en un medio discriminativo. Espero que esta tesis no solo sea un aporte a mi titulación, sino también permita generar conciencia y sean más las personas que se dediquen a esta investigación y su desarrollo practico.

## 7.- BIBLIOGRAFIA

- Proyecto SIAMO "Sistema de Ayuda a la Movilidad" (CICYT). Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá. Madrid.
- Guiado de robots móviles utilizando electrooculografía. R. Barea, L. Boquete, M. Mazo. SAEI'99: en prensa.
- Manual de técnicas de Electrofisiología clínica. M.C. Nicolau, J. Burcet, R.V. Rial.
- Sedra, A. S. "Circuitos microelectrónicos", 4ta edición.

### Internet

- <http://www.iop.org/EJ/journal/0967-3334>
- [www.ti.com](http://www.ti.com)
- <http://www.burr-brown.com/>
- [http://www.domotica.net/Los movimientos de la retina como interfaz.htm](http://www.domotica.net/Los_movimientos_de_la_retina_como_interfaz.htm)
- <http://colombiamedica.univalle.edu.co/Vol35No2/movimientos.pdf>
- <http://www.uned.es/eyemovements-lab/index.html>
- <http://www.iqb.es/monografia/fichas/ojos01/ficha016.htm#introduccion>