

CURSO DE ADAPTACIÓN AL GRADO

TRABAJO FIN DE GRADO



***ESTUDIO DE
CORRELACIONES
BINOCULARES DE
MICROTRÉMORES Y
DERIVAS***

Ana Belén Roig Hernández

Alicante, 2012

Abstract

The human eye is constantly moving even when it tries to maintain a fixation point. There are three types of fixational eye movements: microsaccades, drifts and tremors. These movements have been studied over the years using different methods, some of which are in contact with the eye. We have developed a non-invasive method for the analysis of these movements. We have recorded sequences of the eyes using high-speed cameras. Then, we have analyzed the parameters obtained after the adjustment of the pupil to an ellipse using image processing and sub-pixel techniques. We have found that both eyes of a same subject do similar movement and have observed the typical frequencies of the fixational eye movements.

Resumen

El ojo humano está en continuo movimiento incluso durante la fijación. Existen tres tipos de movimientos de fijación, microsacádicos, derivas y trémores. Dichos movimientos se han estudiado a lo largo de los años utilizando diferentes métodos, algunos de los cuales precisaban contacto con el ojo. Hemos desarrollado un método no invasivo para el análisis de estos movimientos utilizando secuencias grabadas con cámaras de alta velocidad. Después, usando técnicas sub-píxel realizamos un procesamiento de imágenes a partir del cual obtenemos los parámetros del ajuste de la pupila a una elipse y que nos sirven para estudiar los movimientos oculares. Con nuestro método se ha comprobado que los dos ojos de un mismo sujeto se mueven de manera similar. Se ha visto también que aparecen frecuencias típicas de los movimientos de fijación.

Índice

| | |
|----------------------------------|-----------|
| 1.-Introducción..... | 1 |
| 2.-Sujetos y Métodos..... | 5 |
| 3.-Resultados..... | 14 |
| 4.-Conclusiones..... | 20 |
| Referencias..... | 22 |
| Anexo 1..... | 26 |

1. INTRODUCCIÓN

El ojo humano está constantemente en movimiento, incluso cuando intenta mantener un punto de fijación estable. Estos movimientos de fijación involuntarios previenen la adaptación de nuestras neuronas a un entorno invariable. Existen tres tipos de movimientos de fijación: microsacádicos, derivas y trémores [Yarbus, 1967].

Los microsacádicos son movimientos rápidos del ojo que ocurren durante la fijación voluntaria. Se producen 1 o 2 por segundo [Egbert, 2004] y tienen una duración de unos 25 ms [Ditchburn, 1980]. Se ha encontrado que son conjugados en los dos ojos [Lord, Mary 1951; Ditchburn, 1953; Yarbus, 1967; Moller, 2002]. Una posible función de los microsacádicos es corregir los desplazamientos en la posición de los ojos producida por las derivas [Ditchburn, 1953; Cornsweet, 1956; Yarbus, 1967].

Las derivas ocurren simultáneamente con los trémores y son movimientos lentos del ojo que se producen entre microsacádicos [Egbert, 2004]. En principio parece ser que tienen un papel compensatorio en el mantenimiento preciso de la fijación en ausencia de microsacádicos o, a veces, cuando la compensación por microsacádicos es relativamente pobre [Natchmias, 1959 y 1961; Steinman, 1967; St Cyr, 1969].

Los trémores son movimientos ondulatorios no periódicos [Riggs, 1953; Yarbus, 1967; Egbert, 2003], y con una frecuencia aproximadamente de 80 Hz. Son los movimientos más pequeños del ojo (amplitud del orden del diámetro de un cono de la fóvea, Ratliff, 1950; Yarbus, 1967; Carpenter, 1988) y difíciles de registrar con precisión, ya que su amplitud y frecuencia están en el rango del ruido del sistema de grabación. La contribución de los trémores en el mantenimiento de la visión es incierta.

Los movimientos descritos anteriormente son demasiado pequeños para apreciarlos a ojo desnudo, pero pueden causar imprecisiones en ablaciones de cirugía refractiva [Mrochen, 2001] y variaciones no deseadas cuando se necesitan imágenes del ojo de gran resolución con sistemas como el de tomografía de coherencia óptica [Stevenson, 2005].

Las primeras medidas de precisión de los movimientos oculares de fijación se llevaron a cabo a través de la técnica “*Optical Lever*”. Los intentos más exitosos fueron los de Alder y Fliegelman que consiguieron detectar movimientos oculares mediante el registro de la luz reflejada en un espejo situado directamente en la esclera [Alder, 1934]. Más tarde, otros investigadores crearon una lente de contacto que servía de soporte al espejo [Ditchburn, 1953; Riggs, 1954-1960; Yarbus, 1967]. El uso de la lente proporcionaba mayor firmeza a la unión y mayor comodidad al sujeto. Steinman en 1973, empleó esta técnica utilizando lentes de contacto que ejercían una presión en el ojo de 30-100 mmHg. La luz proveniente de un láser se reflejaba en el espejo apoyado en las lentes y llegaba a un fotodetector, el cual daba continuamente indicaciones de la posición del punto del láser en la superficie del detector. A partir de la información sobre la desviación sufrida por el haz y teniendo en cuenta que la cabeza está inmovilizada mediante el uso de un mordedor dental, se obtienen los movimientos oculares del sujeto.

Las técnicas de detección de movimientos oculares han ido evolucionando desde métodos invasivos como los electrooculogramas [Marg, 1951] o los dispositivos de implantación en el ojo “*Search coil*” [Robinson, 1963; Collewijn, 1975; Ferman, 1987], hasta sistemas no invasivos como la videoculografía [Scherer, 1991].

El electrooculograma (EOG) es una prueba electrofisiológica que permite registrar los movimientos oculares basándose en la diferencia de potencial existente entre la córnea y la retina, el cual depende fundamentalmente del estado del epitelio pigmentario de la retina. Dicha diferencia de potencial permite la presencia de un dipolo donde la córnea sería el polo positivo y la retina el polo negativo (fig.1). Se colocan electrodos cerca del ojo tanto en el lado nasal como en el lado temporal y se realiza el registro en función de la angulación del dipolo con respecto a dichos electrodos, midiendo la magnitud y la polaridad del potencial producido [Marg, 1951].

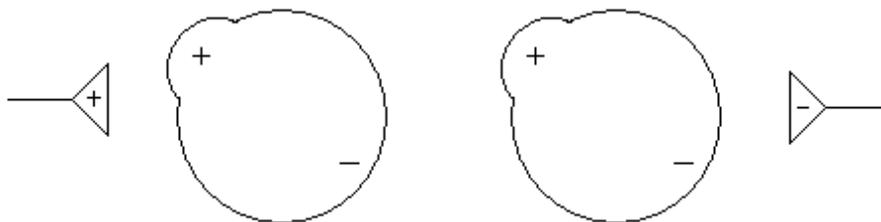


Fig.1. Esquema simplificado de los dipolos en los que se basa la técnica de electrooculografía.

En cuanto a la técnica del “*Search coil*” (fig. 2) se basa en la inducción de un campo magnético en una bobina [Robinson, 1963]. La bobina se encuentra dentro de un anillo flexible de silicona que se adhiere al limbo del ojo, concéntrico a la córnea, mediante una lente de contacto [Collewjijn, 1975; Kenyon, 1985]. Cuando la bobina está colocada, se inducen campos magnéticos alternantes y se genera una corriente alterna en la bobina. Registrando ese potencial, se obtiene una señal proporcional al seno del ángulo formado entre la bobina y el campo magnético. Mediante la combinación de dos bobinas, una situada en el plano frontal y otra en el sagital, se pueden detectar movimientos horizontales, verticales y torsiones [Kenyon, 1985].

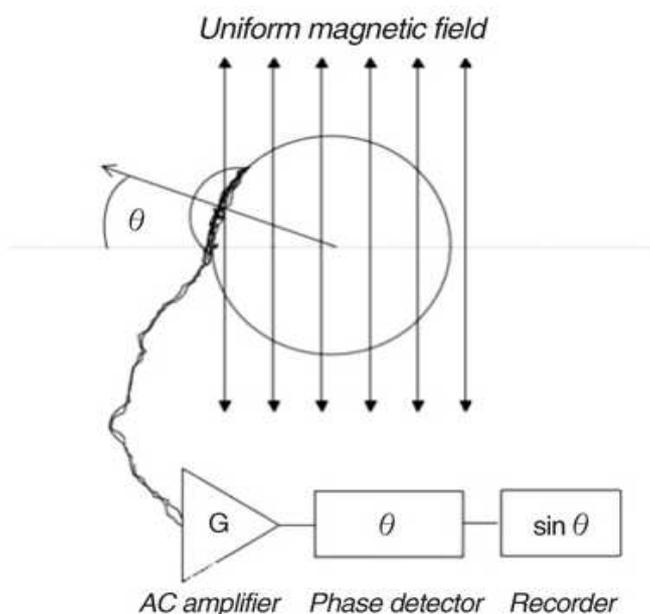


Fig. 2. Esquema simplificado del dispositivo escleral “*search coil*”. Un campo magnético uniforme y alterno (flechas verticales) inducen una corriente alterna en la bobina, la amplitud de este voltaje es proporcional al seno del ángulo entre el plano de la bobina y el campo magnético (θ) [Toshiaki, 2008].

En los últimos años, gracias a los avances tecnológicos se han desarrollado métodos ópticos no invasivos para el rastreo ocular. Dichos sistemas están basados en la videoculografía [Scherer, 1991], los cuales capturan imágenes del ojo por medio de una CCD y detecta los movimientos del ojo a través del tratamiento de imágenes. Existen además sistemas de seguimiento ocular muy utilizados actualmente en cirugía refractiva, son los llamados “*eye-trackers*”. El uso de dichos sistemas tiene gran importancia en cirugía refractiva porque disminuyen los efectos negativos que la dinámica ocular tiene en

el resultado final de la cirugía [Mrochen, 2001]. Los eye-trackers, pueden estar basados en la detección de la pupila [Porter, 2005], la detección de las imágenes de Purkinje y su relación con la pupila o el limbo [Aggarwal, 2008] y también en el registro del iris [Chang, 2008].

En un trabajo anterior [Roig, 2012] se desarrolló un método óptico no invasivo que permitía conocer mejor la dinámica ocular, centrándose en la detección de los movimientos oculares. Para ello, el trabajo se basó en la captura en alta velocidad de imágenes de la superficie anterior del ojo de manera monocular y la valoración de los cambios que se producían en la pupila utilizando un método de reconocimiento y ajuste en unas condiciones concretas y estables durante un intervalo corto de tiempo. A partir de estas técnicas, se analizaron los movimientos monoculares identificando las componentes horizontales y verticales de los movimientos oculares de fijación.

Para poder detectar los movimientos oculares de fijación es necesario que el sistema alcance una resolución mínima. Según [Ryle, 2009], la amplitud de los trémores es de aproximadamente $1\mu\text{m}$ ($17,86\text{arcsec}$), con un rango estimado de $150\text{-}2500\text{nm}$ ($2,67\text{-}44,64\text{arcsec}$) [Ryle, 2009], pero para detectar con precisión los microtrémores, es necesaria una resolución mínima de 25nm (amplitud) equivalentes a $0,45\text{arcsec}$. Estas resoluciones están por encima de los sistemas de captura comunes. Sin embargo, se pueden emplear técnicas que permitan incrementar la resolución nominal de los sensores de imagen. Dichas técnicas son las técnicas sub-píxel.

Básicamente, las técnicas sub-píxel consisten en la captura y posterior procesamiento digital de imágenes que contienen un objeto con una forma conocida. Primero, estos objetos son reconocidos y aislados de la escena. Luego, mediante una interpolación de sus diferentes características, es posible disminuir la incertidumbre en la posición de los objetos, incluso por debajo del píxel. Por lo tanto, un método completo de rastreo con precisión sub-píxel incluye dos pasos básicos: (1) reconocimiento del objeto, y (2) localización a través de la extracción de sus características [Shortis, 1994-1995].

De los dos pasos, el reconocimiento del objeto es el más complicado ya que requiere un correcto análisis y segmentación de la imagen. Este proceso se puede simplificar y acelerar usando objetos específicos que sean fácilmente reconocibles [Brucksteinand, 1998]. Entre todos los posibles objetos, los que presentan forma elíptica,

son los más adecuados, ya que su forma se mantiene con los desplazamientos laterales y con rotaciones.

La localización del objeto en la escena consta de una primera fase, consistente en aislarlo del fondo de la imagen. Esta fase se puede realizar mediante una umbralización o extracción de bordes. Una vez el objeto es aislado se pueden aplicar varias técnicas para la localización sub-píxel del mismo [Shorti, 1994; Trinder, 1995; Maalen-Johansen, 1993]. Entre ellas, las basadas en el cálculo del centroide parecen ser las más precisas y fiables [Crocker, 1996; Kuritaand, 2010], aunque los métodos de detección de bordes para el seguimiento del objeto son una alternativa a los métodos basados en el centroide, ya que no están afectados por el ruido de la imagen.

En este trabajo se pretende desarrollar un método óptico no invasivo para la detección de movimientos oculares de fijación de manera binocular. A partir del procesado de las imágenes capturadas a alta velocidad de ambos ojos, y valiéndonos de técnicas sub-píxel se evaluarán los parámetros obtenidos tras ajustar el contorno de las pupilas a una forma conocida. Todo esto permitirá realizar un análisis de los movimientos oculares.

2. SUJETOS Y MÉTODOS

SUJETOS

Estudiamos a seis sujetos sanos (4 hombres, 2 mujeres), dentro de un rango de edad entre 27 y 45 años, sin ninguna patología ocular. Los sujetos que han participado en el estudio eran personal y estudiantes de la Facultad de Ciencias de la Universidad de Alicante. Todos los participantes conocían la naturaleza y el propósito del estudio.

MÉTODOS

El registro de las imágenes que se utilizan para poder analizar los movimientos oculares se lleva a cabo utilizando dos cámaras de alta velocidad (AOS Technologies AC) situadas a una distancia fija de unos 34 cm, donde cada una de ellas enfoca a uno de los ojos del sujeto (fig.3). El uso de este tipo de cámaras se justifica por la necesidad de que la frecuencia de muestreo temporal sea muy estable. El principal problema que presenta

el uso de cámaras digitales para cuantificar pequeños desplazamientos es debido a las limitaciones de hardware. La resolución del sensor está normalmente ligada a la velocidad de procesado. Los sistemas de imagen actuales tienen severas limitaciones para capturar, procesar y almacenar un gran número de datos simultáneamente. Este hecho impide tener alta resolución espacial y temporal.



Fig.3. Disposición de las dos cámaras. Éstas se sitúan a la misma distancia del sujeto enfocando cada una de ellas a uno de los ojos del sujeto.

Dependiendo de para qué se utilicen las cámaras, mejorar su resolución puede no ser rentable. Sin embargo, uno puede tener la ventaja “a priori” de conocer el sistema y después, usar técnicas de procesado de imágenes para aumentar el rendimiento. Así, los métodos de software se pueden utilizar para compensar limitaciones en el hardware.

Como sabemos, la pupila del ser humano tiene una forma compleja, que en la mayoría de casos se puede aproximar a una elipse. En oscuridad, la pupila es ligeramente elíptica, con el eje principal cerca del vertical, mientras que, en condiciones de luz, es más redonda con el eje principal cerca del horizontal [Wyatt, 1995]. La forma elíptica de la pupila le permite conservar su topología en todos los movimientos posibles. Podemos aprovechar esa característica de la forma de la pupila para implementar el software que nos permita compensar las limitaciones del hardware y aplicar técnicas sub-píxel, ya que, al mantener prácticamente la misma forma, su reconocimiento y localización es más sencillo.

Se utiliza un foco de luz intenso para iluminar los ojos de manera indirecta, consiguiendo una visión completa de la región de interés, en nuestro caso de la pupila, y evitando molestias al sujeto (fig.4.a). Cada una de las cámaras está conectada a un ordenador portátil a través del cual se puede observar uno de los ojos. Las cámaras, sincronizadas entre si, hacen el registro de las secuencias de ambos ojos a la vez, y cada una de ellas almacena una secuencia en uno de los portátiles (fig.4.b).

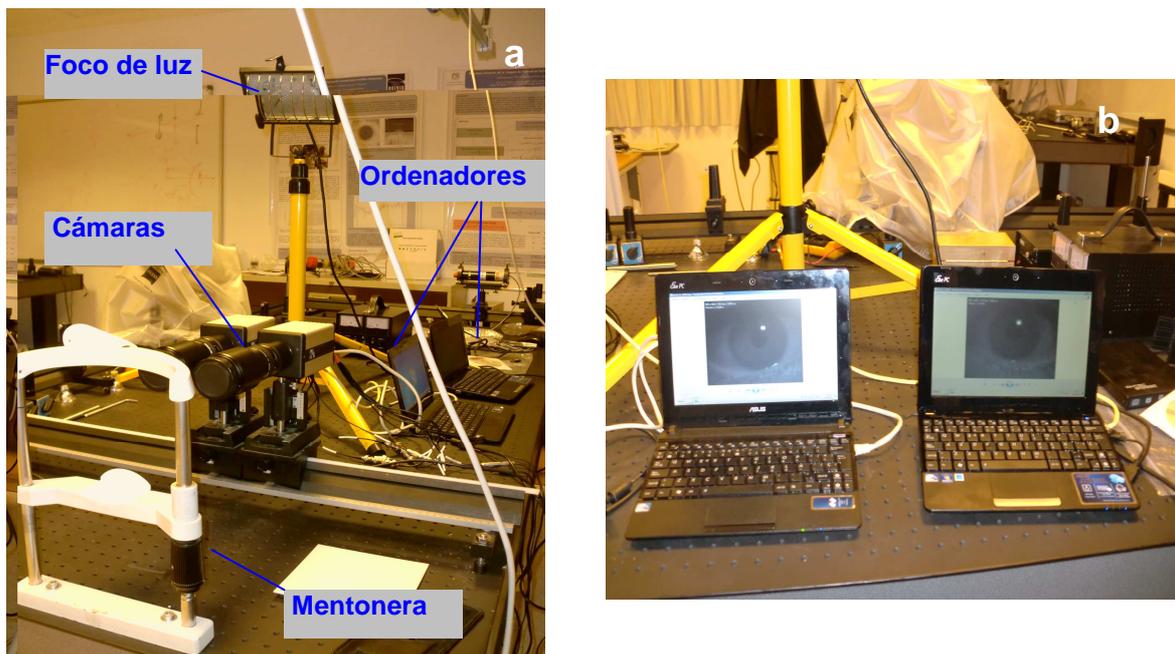


Fig.4. a) Imagen del montaje general. b) Ordenadores en los que se pueden visualizar cada uno de los ojos. Cada una de las secuencias que se registran queda almacenada en uno de los ordenadores.

Una vez realizado el montaje y antes de realizar los experimentos reales se prueba numéricamente la precisión de nuestro método. Primero se realiza una simulación en la que se aplica el método sub-píxel a objetos circulares, y donde se introduce un modelo simple de ruido con el fin de ver cómo se ve afectado el rendimiento [Mas, 2012].

Un mal enfoque que genere una imagen borrosa puede provocar que las líneas de contorno sean difusas y, es posible que después de realizar una umbralización de la imagen, se obtenga como resultado un engrosamiento de las líneas. Además el ruido que proviene de una baja iluminación, el cual se presenta en forma de sal y pimienta, se distribuye de manera aleatoria por la imagen. La mayoría de este ruido se puede eliminar

fácilmente con un filtro de mediana o una apertura morfológica [Mathworks Inc., 2012], y sólo los puntos que están en contacto con el objeto seguirán presentes. En este caso, se puede reducir el problema a un engrosamiento/adelgazamiento local de las líneas de contorno.

El cálculo de la posición del objeto y la orientación se hace tomando la posición de cada píxel negro en la imagen y ajustando el conjunto a una elipse. Por lo tanto, cualquier píxel fuera de la línea teórica contribuirá al aumento del error en el ajuste. Este efecto de ruido se ha modelado para empeorar las coordenadas de cada punto debido a una distribución uniforme del ruido aleatorio.

Nótese que diferentes situaciones como la borrosidad de la imagen y valores altos del ruido ISO pueden reducirse a un problema de grosor de la línea y su diferencia es simplemente una cuestión de densidad puntos. En este sentido, creemos que nuestro modelo de ruido es lo suficientemente preciso para determinar los límites teóricos de nuestra propuesta.

Consideramos las coordenadas de cada píxel del contorno (x,y) , a las que siguiendo nuestro modelo, se les añadirá una cantidad de ruido de acuerdo con:

$$(x',y') = (x + rnd(\omega), y + rnd(\omega)), \quad (1)$$

donde $rnd(\omega)$ genera un número pseudoaleatorio en el intervalo $[-\omega/2, \omega/2]$ siguiendo una distribución de probabilidad uniforme.

Para realizar las simulaciones numéricas se han implementado objetos de diferentes tamaños cuyo contorno de grosor 1px presenta forma circular y después se han ajustado por mínimos cuadrados según el Anexo 1.

La función analítica que se genera se desplaza 1px completo horizontalmente en pasos de 0,005px y los contornos generados son de nuevo ajustados según la ecuación (1) para recalcular las nuevas posiciones de los centros. El proceso se repite para diámetros que van desde 10px a 200px y para diferentes niveles de dispersión, según la ecuación (1).

Se calculan las diferencias absolutas entre las posiciones teóricas y las posiciones estimadas. Para cada diámetro se obtiene la distribución del error de localización. La precisión del método se establece en tres veces la desviación estándar de la distribución del error. Aunque este es un criterio muy conservador, la estimación de la posición por encima de este nivel de error garantiza la correcta posición del objeto. En la figura 5 se representan los resultados para las simulaciones libre de ruido ($\omega=0$), $\omega=1$, para $\omega=2$ y $\omega=5$.

Podemos ver en la figura 5 que para un objeto circular, cuyo diámetro es mayor de 100px, el error de localización es menor de 0,2px incluso para un nivel alto de ruido. Si logramos un correcto filtrado de la imagen y obtenemos una línea de contorno de 1px de grosor, el cual es equivalente a un objeto libre de ruido, la localización puede ser menor de 0,05px para diámetros mayores de 30px y menor de 0,02px para diámetros mayores de 100px. Esto significa una mejora de 20 a 50 veces la resolución nominal del sensor de la cámara. Por lo tanto una relación píxel/milímetro adecuada puede proporcionar una precisión micrométrica.

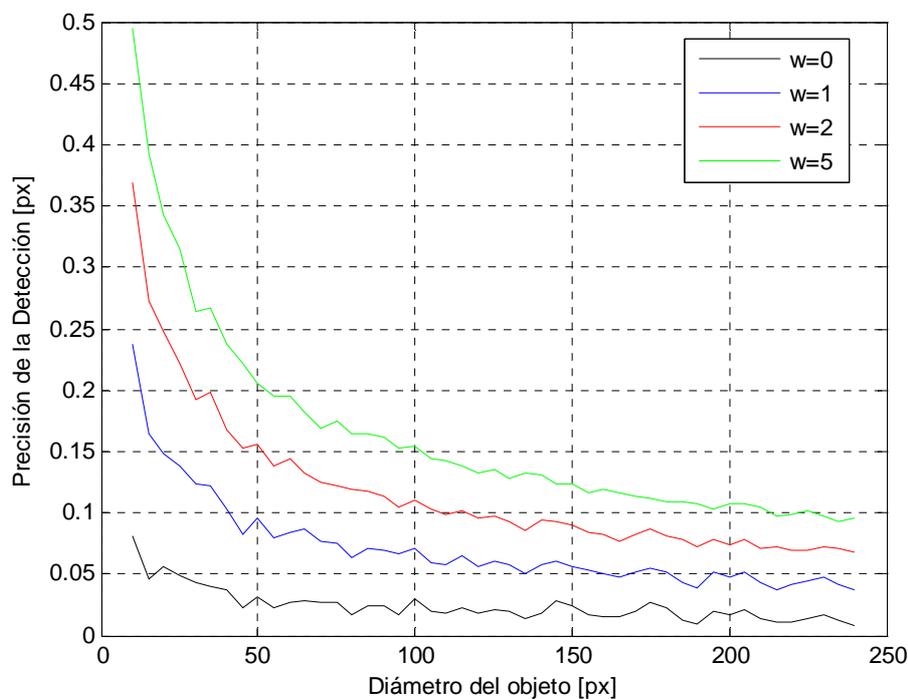


Fig.5. La exactitud del método sub-píxel para la dispersión de diferentes errores.

Después de realizar la simulación vamos a comprobar si con nuestro método podremos detectar los movimientos de fijación. El diámetro de nuestra región de interés, que es la pupila, es de aproximadamente 5 mm (197,35px) y tenemos un factor de conversión para la distancia de medida de 39,47px/mm. Según la bibliografía [Ryle, 2009] y como se ha comentado anteriormente, es necesario una resolución entre [150-2500nm], lo que en nuestro caso equivale a un rango [0,0059-0,098px]. Si observamos, concretamente la curva libre de ruido ($\omega=0$) y para un diámetro del objeto superior a 100px, la resolución teórica sería 0,02px. Por tanto, nuestra resolución, nos permite detectar los movimientos de fijación.

Una vez comprobado que con nuestro método somos capaces de detectar los movimientos de fijación, procedemos a tomar las secuencias de los sujetos. Durante el tiempo de medida, los sujetos se encuentran sentados con la barbilla y la frente apoyadas en una mentonera. La mentonera se ha fijado a una mesa para evitar movimientos y tener buena estabilidad. Los sujetos deben mirar hacia delante sin necesidad de mirar a un punto de fijación concreto.

Se toman secuencias de cada ojo para todos los sujetos. Se realizan con la estancia iluminada y el foco anteriormente comentado iluminando de manera indirecta los ojos del sujeto. Cada secuencia tiene una duración de 4,20 segundos y se realizan a una frecuencia de 500 fotogramas por segundo, obteniendo un total de 2100 fotogramas por secuencia (fig.6), con una resolución de 800X600 píxeles. Durante el tiempo de registro se les pide a los sujetos que intenten no parpadear. Cualquier secuencia con un parpadeo se desecha y se vuelve a repetir.

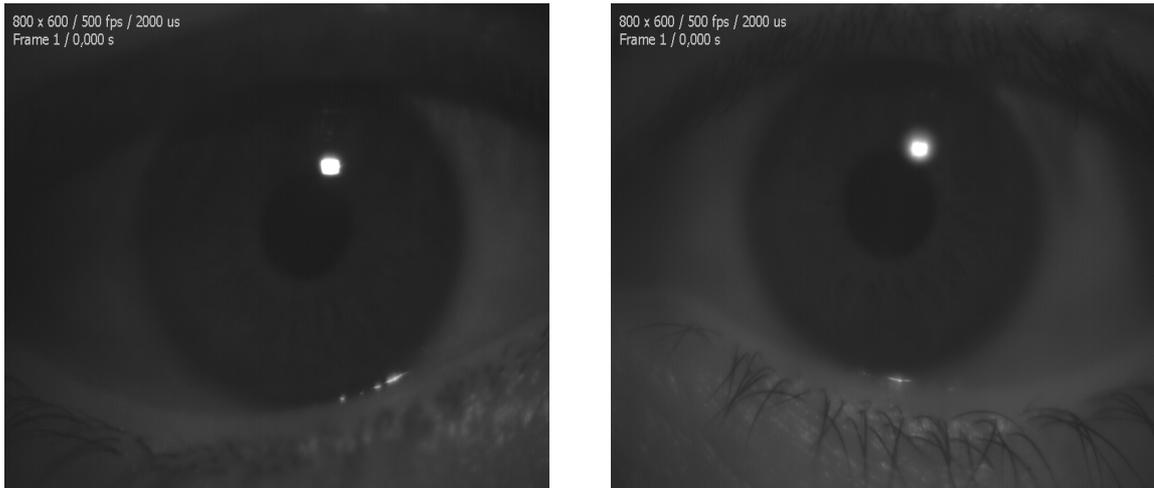


Fig.6. Fotogramas de la secuencia original de ambos ojos de uno de los sujetos.

Para llevar a cabo el estudio de las secuencias, se realiza un procesamiento off-line, es decir la captura de la imagen y su procesado se realizan en sistemas diferentes, no se realiza en tiempo real. La secuencia se procesa fotograma a fotograma mediante nuestro propio software implementado con Matlab.

En primer lugar, empezaremos describiendo el método de detección de la pupila. Partimos de los fotogramas de la secuencia original y realizamos un tratamiento de imágenes consistente en una umbralización, que nos permitirá aislar la región de interés, en nuestro caso la pupila. Seleccionamos un valor umbral individualizado a cada secuencia de manera que a los valores menores o iguales que dicho umbral se les asigna el valor 0 (color negro) y el resto se dejan con sus valores iniciales. Así, conseguimos eliminar píxeles que pueden interferir en la detección de la pupila, de modo que nuestra región de interés, toma el valor 1 apareciendo completamente blanca, y el resto de la imagen circundante a la pupila toma el valor 0 apareciendo de color negro (fig.7).

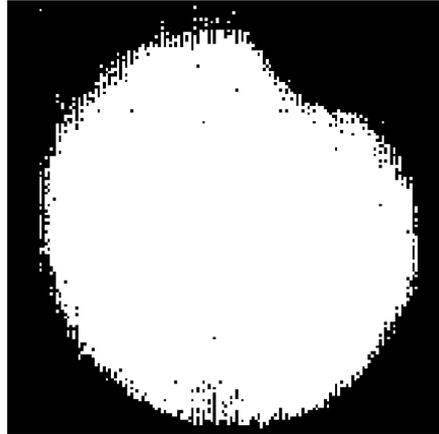


Fig.7. Imagen umbralizada del ojo izquierdo de uno de los sujetos.

El siguiente paso consiste en realizar un filtro de media para eliminar ruido en la imagen y, después, aplicamos los operadores morfológicos de erosión y dilatación. A continuación, el operador “erosión” (fig.8.a) actúa como un filtro de mínima, con lo que conseguimos, una disminución del tamaño de los objetos por la pérdida de píxeles marginales. Después, aplicamos el operador de “dilatación” (fig.8.b) que actúa como filtro de máxima y de manera contraria al anterior, produciendo un aumento de los objetos por adición de píxeles marginales. Con la utilización de estos filtros, obtenemos una imagen más limpia ya que eliminamos y/o reducimos el ruido presente en la imagen que podría desdibujar el contorno pupilar.

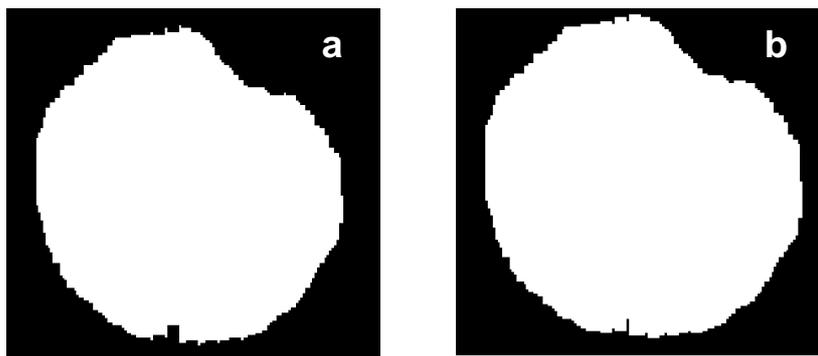


Fig.8. a) Imagen de la región de interés tras aplicar el filtro de erosión. b) Imagen tras aplicar el filtro de dilatación.

A continuación, detectamos el contorno pupilar mediante la detección de bordes ya que, como se ha comentado anteriormente, el uso de estos métodos para el seguimiento de un objeto es fiable y no se ve afectado por el ruido de la imagen. Para la localización del contorno pupilar se utiliza la función “*Canny*” la cual se basa en la búsqueda de máximos locales del gradiente de la imagen, que se calcula utilizando la derivada de una Gaussiana. El método utiliza dos umbrales, para detectar bordes intensos y más suaves. Detectamos los valores de borde mayores o iguales a 1 (fig.9a).

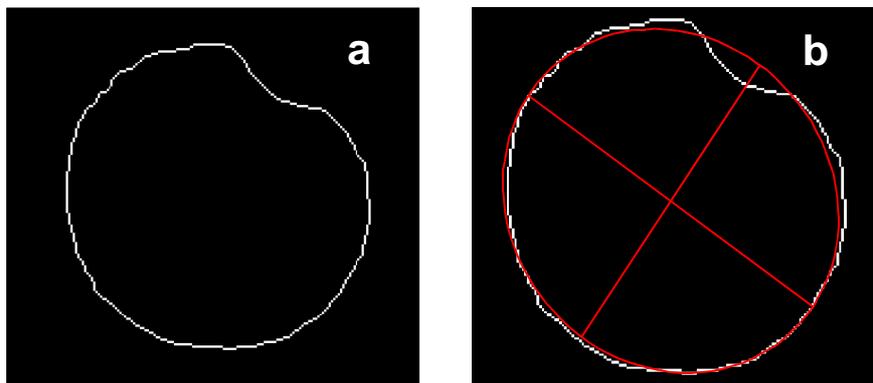


Fig.9.a) Contorno de la pupila trazado mediante detección de bordes. b) Contorno y ajuste superpuestos.

Cuando hemos delimitado el contorno de la pupila procedemos a su ajuste a una forma geométrica conocida, la cual nos proporciona información adicional junto con la posición de la pupila. Ajustamos los puntos del contorno a una elipse (fig.9b) siguiendo el procedimiento desarrollado en el Anexo 1 e implementado en Matlab [Gal, 2010].

Una vez realizado el ajuste del contorno pupilar, obtenemos las coordenadas del centro de la pupila (X_0 , Y_0), que nos proporcionan la posición de la pupila dentro de la imagen.

3. RESULTADOS

En este apartado vamos a analizar las coordenadas del centro de la elipse obtenidas tras el ajuste de la pupila. En la figura 10, hemos representado por un lado la variación relativa al fotograma inicial de las coordenadas X_0 (fig.10a) del centro de los dos ojos del sujeto DM y por otro lado la misma variación de las coordenadas Y_0 (fig.10b) del centro para el mismo sujeto. El movimiento de dichas coordenadas indica el movimiento de cada uno de los ojos del sujeto. Aunque las señales de las coordenadas (X_0 , Y_0) en ambos ojos sean ruidosas, se puede observar en las gráficas que tanto las coordenadas X_0 como las coordenadas Y_0 se mueven de forma paralela en la misma dirección, lo que indica que los dos ojos se mueven de manera similar.

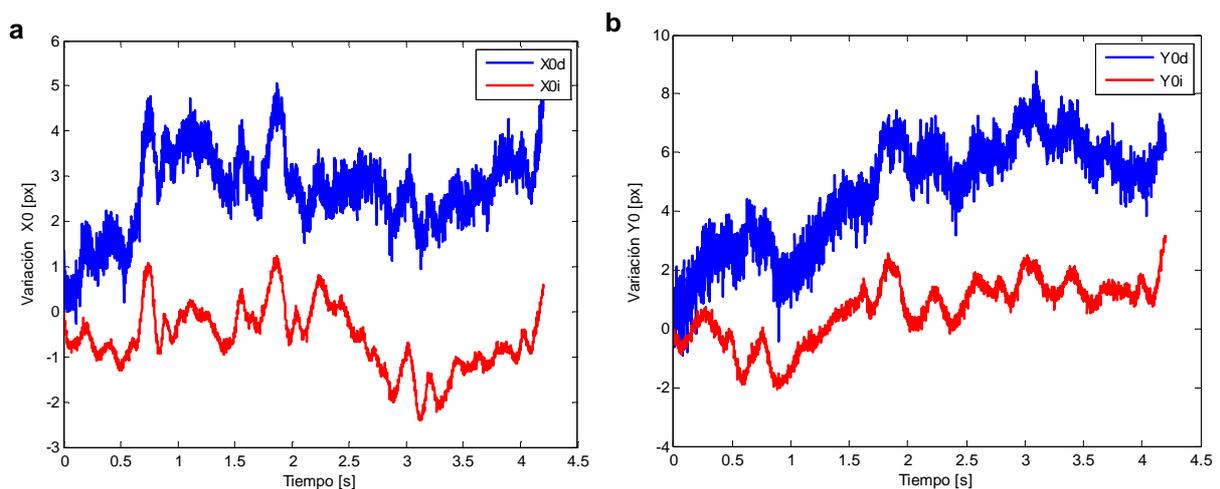


Fig.10.Variación relativa de las coordenadas X_0 (a), e Y_0 (b) de ambos ojos del sujeto DM.

Los movimientos oculares de mayor amplitud son los microsacádicos y se producen principalmente en dirección horizontal [Liang, 2005], así que, a continuación, nos centraremos en analizar la variación que sufre la coordenada X_0 .

Para eliminar el ruido y poder comparar mejor la variación relativa de las coordenadas X_0 , usamos una función llamada “*smoothing spline*” que realiza una curva de suavizado a través de los datos. Se puede variar el nivel de suavizado cambiando el valor de un parámetro que cambia la curva desde una aproximación lineal por mínimos cuadrados a una interpolación cúbica. Dicho parámetro puede tomar valores entre 0 y 1, donde el valor 0 produce un ajuste polinómico lineal mientras que el valor 1 produce un ajuste polinómico cúbico a trozos que pasa por todos los puntos de los datos. Para el

sujeto del caso anterior, obtenemos la siguiente gráfica (fig.11), donde podemos ver como las coordenadas de ambos ojos varían de forma similar con el tiempo. Aparecen máximos y mínimos en las dos señales los cuales coinciden en el mismo instante de tiempo.

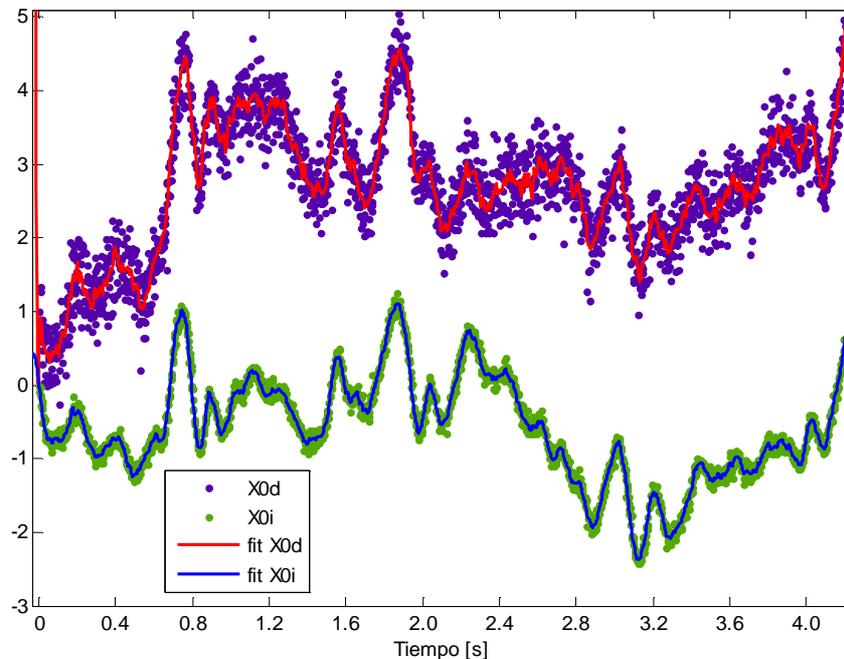


Fig.11. Resultado de aplicar la función “*smoothing spline*” a las coordenadas X0 de los ojos izquierdo (X0i) y derecho (X0d) para el sujeto DM.

Ambas señales han sido tomadas simultáneamente, así que podemos asumir que ambas están afectadas de igual manera por ruido. El valor de RMSE (“*root mean square error*”) entre los datos y la curva suavizada para cada una de las coordenadas X0 puede utilizarse como indicador de la cantidad de ruido o de variación de cada señal. Como el ruido existente es el mismo para las señales de los ojos de un mismo sujeto, si existe una diferencia entre las RMSE, puede directamente relacionarse con diferentes movimientos en cada ojo. Así, una menor RMSE indica menor variación en la coordenada X0 de ese ojo, o mayor fijación. Este hecho puede que esté ligado con la dominancia del ojo, aunque no hemos encontrado constancia bibliográfica.

Para conocer cual es el ojo dominante del sujeto se ha realizado la siguiente prueba. El sujeto coloca sus manos a una distancia de 45-50 cm delante de él y junta las puntas de los dedos índice y pulgar de ambas manos. Enfoca un objeto pequeño a través del hueco que forman sus manos con ambos ojos abiertos. A continuación, tiene que

cerrar un ojo y luego el otro alternativamente y con el ojo que vea el objeto a través de la abertura que forman sus manos será su ojo dominante [Pons, 2004].

En la Tabla I, se muestran los resultados obtenidos para los 6 sujetos del estudio. Como podemos ver, en cuatro de los seis sujetos se comprueba que el ojo no dominante presenta mayor valor de RMSE que el ojo dominante, por lo que la señal del ojo no dominante presenta mayor variación relativa. Sin embargo hay dos sujetos, EP y JE en los que el valor del RMSE es menor para el ojo no dominante. Existen diferentes tipos de dominancia ocular: la dominancia sensorial, la dominancia motora y la dominancia direccional. Debido a los diferentes tipos de dominancia ocular, es posible que un sujeto tenga el ojo derecho como dominante direccional, pero el ojo izquierdo sea el dominante sensorial. También puede ocurrir que el ojo dominante de una persona cambie dependiendo de la distancia de fijación y de la tarea visual que se esté realizando [Pons, 2004].

| | AR | | DM | | EP | | JN | | JP | | JE | |
|-------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| | OD | OI |
| RMSE | 0,62 | 0,65 | 0,28 | 0,07 | 0,55 | 0,20 | 0,16 | 0,18 | 0,10 | 2,17 | 0,46 | 0,08 |
| DOM. | ✓ | | | ✓ | ✓ | | ✓ | | ✓ | | ✓ | |

Tabla I. Valores del RMSE para las coordenadas X0 de los dos ojos de cada sujeto respecto al "smoothing spline".

Otro descriptor del movimiento que nos interesa evaluar es la frecuencia. Para evaluar la presencia de frecuencias típicas de los movimientos de fijación en los datos obtenidos, emplearemos el análisis de frecuencias por medio de la transformada de Fourier. Realizamos la transformada de Fourier (TF) de los datos de las coordenadas X0 de ambos ojos que hemos obtenido. Tomamos únicamente el módulo de la transformada ya que es la parte que contiene la distribución de energía, que en la mayoría de los casos suele ser mayor en frecuencias bajas.

Cuando calculamos la transformada de Fourier de la señal de las coordenadas X0 de ambos ojos, aparecen ciertas frecuencias, que pueden relacionarse con los movimientos de fijación, concretamente con los trémores, ya que dichos movimientos presentan frecuencias en un rango entre 30-100 Hz [Yarbus, 1967], con un máximo en

torno a los 80 o 90 Hz. Como podemos observar en la gráfica de la figura 12, para el sujeto AR, tanto al realizar la transformada de Fourier del ojo derecho como del izquierdo, resalta un máximo en la misma frecuencia, en este caso 80Hz. Esto se repite para varios de los sujetos, aunque el máximo no aparece siempre a los 80Hz, pero si presenta valores dentro del rango de frecuencias de los trémores.

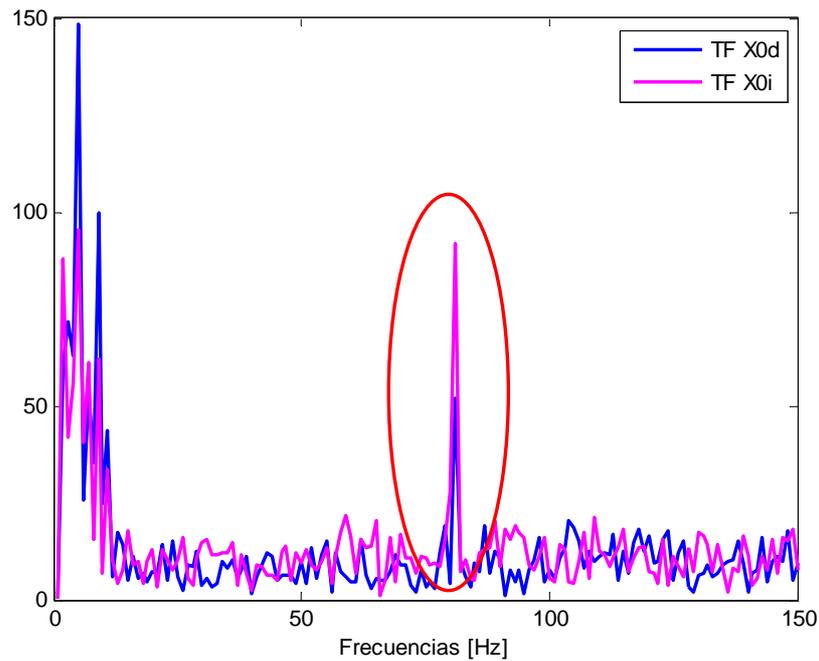


Fig.12. Comparación entre las transformadas de Fourier de ambos (OD en azul y OI en rosa) ojos para el sujeto AR.

Además, para comprobar si la frecuencia que aparece en la gráfica es real y no ruido del sistema calculamos la convolución de las señales de las coordenadas X0 de ambos ojos para el sujeto anterior, es decir, el producto de las transformadas de Fourier de las señales de las coordenadas X0 de ambos ojos (fig.13). Como podemos ver sigue apareciendo la misma frecuencia que aparecía en las transformadas de Fourier de las señales de cada ojo por separado. Esto nos indica que la presencia de esa frecuencia en la señal es real y no ruido del sistema.

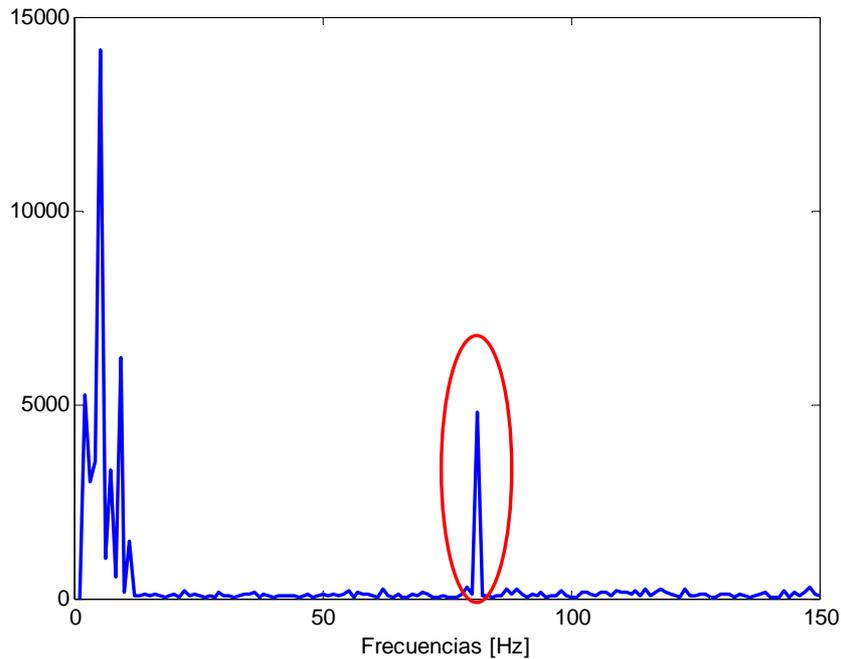


Fig.13. Resultado de la convolución para el sujeto AR, donde se mantiene la presencia de un máximo en la misma frecuencia en los dos ojos por separado.

Sin embargo, no siempre es posible observar las frecuencias de los movimientos de fijación. En algunos de los sujetos no ocurre lo explicado anteriormente. En el ejemplo de la figura 14, observamos que para el sujeto JP en las transformadas de Fourier de las señales para la coordenada X0 de ambos ojos, no aparece ningún máximo característico de las frecuencias de los movimientos de fijación. Si después calculamos de nuevo la convolución para las señales de la coordenada X0 (fig.15), el máximo no aparece. La obtención de este resultado puede deberse a que los trémores presentan frecuencias en el rango de frecuencias del sistema de grabación y puede no ser visible.

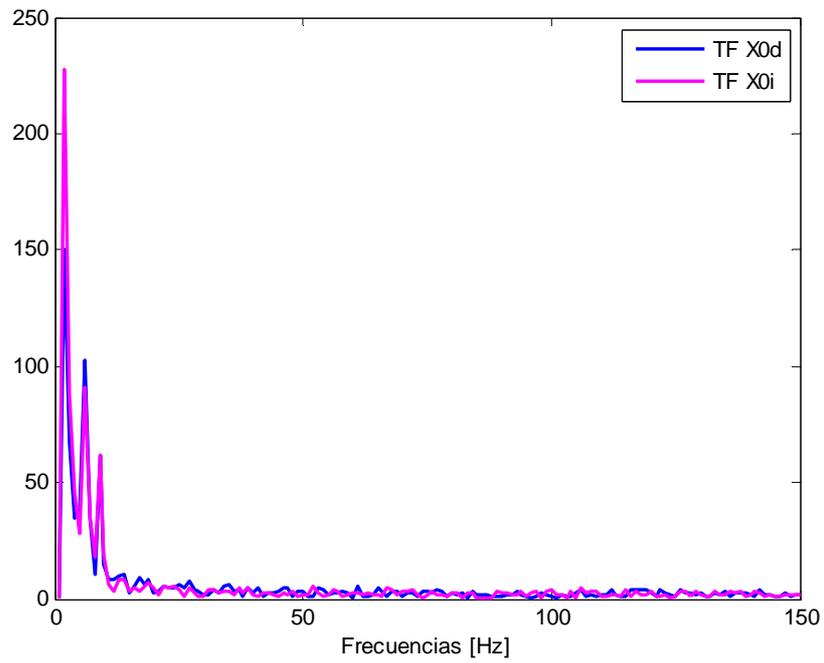


Fig.14. Transformadas de Fourier de ambos ojos (OD en azul y OI en rosa) para la coordenada X0 del sujeto JP donde no se aprecia ningún máximo característico.

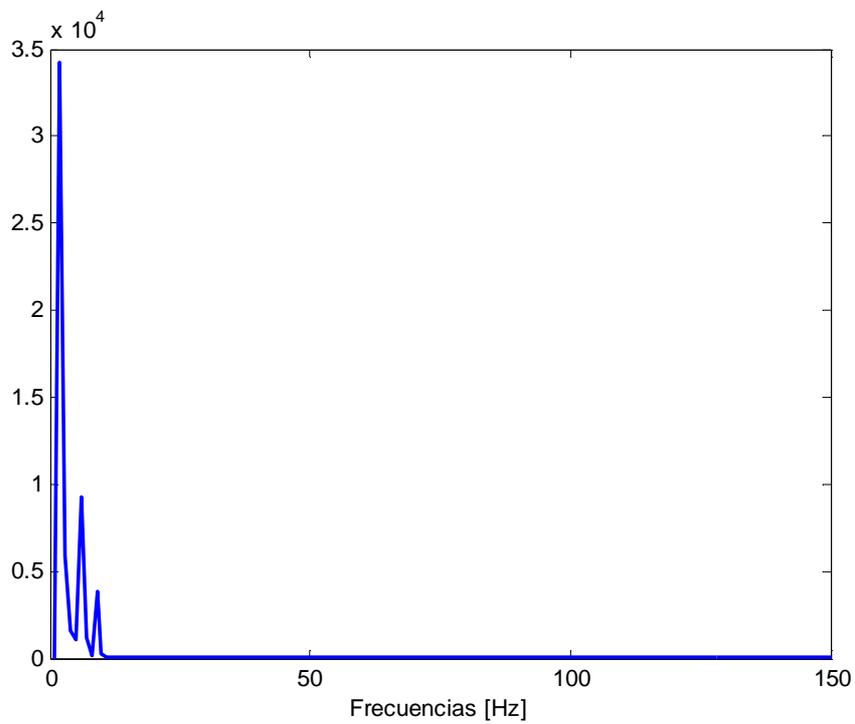


Fig.15. Convolución para la coordenada X0 del sujeto JP.

4. CONCLUSIONES

En vista de los resultados obtenidos, podemos concluir que los ojos de un mismo sujeto parecen seguir un movimiento similar, ya que las coordenadas (X0, Y0) del centro de la pupila se mueven, en líneas generales, de manera paralela siguiendo la misma dirección. Si observamos con más detalle la señal de las coordenadas de ambos ojos no es exactamente igual. En la mayoría de los sujetos, la variación relativa del movimiento del ojo dominante es menor que la del ojo no dominante, lo que podría indicar que la fijación del ojo dominante es más estable que la del ojo no dominante.

Como hemos visto, es posible detectar en algunos de los sujetos frecuencias características de los movimientos de fijación. Se obtienen valores dentro del rango de frecuencias de los trémores, es decir, entre 30-100Hz. El máximo característico del valor de la frecuencia aparece en ambos ojos exactamente en el mismo punto. Es necesario tener en cuenta que, en ocasiones, los sujetos pueden suprimir movimientos y esto repercute en la observación de las señales. Por tanto, es posible que no detectemos la presencia de ciertos movimientos, como por ejemplo los microsacádicos.

Una modificación que se está considerando realizar en el método empleado es cambiar el tipo de iluminación con el que se iluminan los ojos del sujeto. Existe la posibilidad de usar luz infrarroja, ya que el ojo no es sensible a este tipo de luz y no actúa el mecanismo de la acomodación. De este modo, se evitarían posibles alteraciones en las medidas, además de evitar ciertas molestias al sujeto.

Para continuar y ampliar este trabajo, se registrarán más secuencias tanto a los sujetos ya medidos como a nuevos sujetos, para comprobar si existe realmente una relación entre la dominancia ocular y la variación de las señales de las coordenadas del centro de la pupila, además de saber si la presencia de frecuencias características de los movimientos de fijación se produce en la mayoría de los sujetos.

4. CONCLUSIONS

We conclude that both eyes of a subject seem to follow the same movement, because the coordinates (X0,Y0) of the pupil centre move, generally, parallel in the same direction. However, the relative variation of the signal of the coordinates of both eyes is not exactly the same. As we have seen in the majority of subjects, the relative variation of the dominant eye of the subjects is less than the relative variation of the non-dominant eye, which could indicate that the dominant eye fixation is more stable than the non-dominant eye.

Typical frequencies of fixational eye movements have been detected in some subjects. As we previously explained, we obtain values within the range of tremor frequencies, ie between 30-100Hz. The maximum typical frequency value in both eyes appears at exactly the same point. It is necessary to note that, sometimes, the subjects can suppress movements and this affects the observation of the signals, so we may not detect the presence of certain movements such as microsaccades.

We are considering changing the type of lighting that illuminates the subject's eyes. There is the possibility of using infrared light because the eye is not sensitive to this type of light. In addition, the mechanism of accommodation would not act and we would avoid alterations in the measures and some discomfort to the subject.

To continue and extend this work, we are going to record a large number of sequences of measured subjects and new ones, to see if there really is a relationship between ocular dominance and variation of the signals of the coordinates of the center of the pupil. Besides, we wonder whether the presence of typical frequencies of the fixational eye movements occurs in the majority of subjects.

REFERENCIAS

[Adler, 1934] Adler,F.H., Fliegelman. Influence of fixation on the visual acuity. Arch. Ophthalmology, 1934; 12 (475).

[Aggarwal, 2008] Aggarwal,R., Leong, J., Leff, D., Warren, O., Guang-Zhong Y., Darzi A. New Technologies for the Surgical Curriculum. World J. Surg., 2008; 32: 213-216.

[Brucksteinand, 1998] Brucksteinand, A. M. and O’Gorman, A. Design of shapes for precise Image registration. IEEE Trans. Inf. Theory, 1998; 44: 3156–3162.

[Chang, 2008] Chang J. Cyclotorsion during laser in situ keratomileusis. J. Cataract. Refract. Surg., 2008; 34: 1720–1726.

[Collewijn, 1975] Collewijn,H., Van der Mark, F. & Jansen, T.C. Precise recording of human eye movements. Vision Research, 1975; 14: 447-450.

[Cornsweet, 1956] Cornsweet,Tom.N. Determination of the Stimuli for Involuntary Drifts and Saccadic Eye Movements. Journal of the optical society of America, 1956; 46,(1): 987-993.

[Crocker, 1996] Crocker, J. C. and Grier, D. G. Methods of digital video microscopy for colloidal studies. J. Colloid Interface Sci., 1996; 179: 298–310.

[Ditchburn, 1953] Dichtburn,R.W. And Gisborn, B.L. Involuntary eye movements during fixation. J. Physiol., 1953; 119: 1-17.

[Ditchburn, 1980] Dichtburn, R.W. The function of small saccades.Vision Research,1980; 20: 271-272.

[Engbert, 2003] Engbert, R. & Kliegl, R. Binocular coordination in microsaccades. In: The Mind’s Eyes: Cognitive and Applied Aspects of Eye Movements. Elsevier, Oxford, 2003; 103-117.

[Engbert, 2004] Engbert,R. & Kliegl,R. Microsaccades keep the eyes’ balance during fixation. Psychological Science, 2004; 15: 431.

[Ferman, 1987] Ferman,L., Collewijn,H., Jansen,T.C. & Van den Berg, A.V. Human gaze stability in the horizontal, vertical and torsional direction during voluntary head movements, evaluated with a three-dimensional scleral induction coil technique. Vision Research, 1987; 27: 811-828.

[Gal, 2010] Gal, O. <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/3215-fitellipse>.

[Kenyon, 1985] Kenyon,R.T. A soft contact lens search coil for measuring eye movements. Vision Research, 1985; 25: 1629-1633.

[Kuritaand, 2010] Kuritaand, R. and Weeks, E. R. Experimental study of random close-packed colloidal particles. Phys. Rev. E 82, 011403, 2010.

[Liang, 2005] Liang,J.R., Moshel, S., Zivotofsky, A.Z., Caspi, A., Engbert, R.,Kliegl, R.,Havlin, S. Scaling of horizontal and vertical fixational eye movements. The American Physical Society, 2005 ; 71:1-6.

[Lord, Mary, 1951] Lord, Mary P. Measurement of binocular eye movements of subjects in the sitting position. Brit.J. Ophthal, 1951; 35: 21.

[Maalen-Johansen, 1993] Maalen-Johansen, I. On the precision of sub-pixel measurements in videometry. Proc. SPIE, 1993; 2252: 169–178.

[Marg, 1951] Marg,E.. Development of electro-oculography; standing potential of the eye in registration of eye movement. AMA Arch. Ophthalmol., 1951;45: 169–185.

[Mas, 2012] Mas,D., Espinosa,J., Roig,A.B.,Ferrer,B., Péres,J., Illueca,C. Measurement of wide frequency range structural microvibrations with a pocket digital camera and sub-pixel techniques. Applied Optics, 2012; 51: 2664-2671.

[Mathworks,Inc., 2012] Mathworks Inc, <http://www.mathworks.es/help/toolbox/images/>.

Moller, 2002] Moller,F., Lause,M.L., Tygesen,J. Sjolie,A.K. Binocular quantification and characterization of microsaccades. Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol, 2002; 240: 765–770.

- [Mrochen, 2001] Mrochen,M., Salah,E.M., Maemmerer,M., et al. Improvement in photorefractive corneal laser surgery results using an active eye-tracker system. J. Cataract Refract Surg., 2001; 27: 1000–1006.
- [Nachmias, 1959] Nachmias,J. Two-Dimensional Motion of the Retinal Image during Monocular Fixation. Journal of the optical society of America, 1959; 49(9): 901-908.
- [Nachmias, 1961] Nachmias,J. Determiners of the Drift of the Eye during Monocular Fixation. Journal of the optical society of America, 1961; 51(7): 761-766.
- [Pons, 2004] Pons, A.M., Martínez,F.M. Fundamentos de vision. PUV, 2004.
- [Porter, 2005] Porter, J., Yoon, G., MacRae, S., Pan, G., Twietmeyer, T., Cox I. G.,Williams D. R. Surgeon offsets and dynamic eye movements in laser refractive surgery. J. Cataract. Refract. Surg., 2005; 31: 2058–2066.
- [Ratliff, 1950] Ratliff,F., Riggs L.A. Involuntary motions of the eye during monocular fixation. J. Exp. Psychol, 1950; 40(6): 687-701.
- [Riggs, 1953] Riggs,et al. The Disappearance of Steadily Fixated Visual Test Objects. Journal of the optical society of America, 1953; 43(6):495-501.
- [Riggs, 1954] Riggs,L.A., Armington,J.C., Ratliff,F. Motions of the retinal image during fixation. JOSA, 1954; 44:315-321.
- [Riggs, 1960] Riggs,L.A., Niehl,E.W. Eye movements recorded during convergence and divergence. J. Opt. Soc. Am., 1960; 50: 913-920.
- [Robinson, 1963] Robinson,D.A. A method of Measuring Eye Movement Using a Scleral Search Coil in a Magnetic Field. IEEE Transactions on bio-medical electronics, 1963; 10: 137-145.
- [Roig, 2012] Roig,A.B., Morales,M., Espinosa,J., Pérez,J. Mas, D. Pupil detection and tracking for analysis of fixational eye micromovements. Optik, 2012; 123: 11-15.
- [Ryle, 2009] Ryle,J.P., Collins, M.N., Gopinathan, U. , Boyle, G., Coakley,D. Sheridan,J.T. Compact portable ocular microtremor sensor: design, development and calibration. Journal of Biomedical Optics, 2009; 14: 1-12.

- [Scherer,1991] Scherer,H., Teiwesn,W., Clarke,A.H. Measuring three dimensions of eye movement in dynamic situations by means of videooculography. *Acta Otolaryngol*, 1991; 111: 182-187.
- [Shortis, 1994] Shortis, M.R., Clarke, T. A. and Short T. Comparison of some techniques for the sub-pixel location of discrete target image. *Proc. SPIE*, 1994; 2350: 239–250.
- [Shortis, 1995] Shortis, M. R., Clarke, T. A. and Robson, S. Practical testing of the precision and accuracy of target image centring algorithms. *Proc. SPIE*, 1995; 2598: 65–76.
- [St Cyr, 1969] St Cyr,G.J., Derek,H.F. The interplay of drifts and flicks in binocular fixation. *Vision Research*, 1969; 9(2): 245-265.
- [Steinman, 1967] Steinman,et al. Voluntary control of microsaccades during maintained monocular fixation. *Science*, 1967; 1577-1579.
- [Steinman, 1973] Steinman,R.M. Haddad,G.M., Skavenski,A.A., Wyman,D. Miniature eye movement. *Science*, 1973; 181: 810-819.
- [Stevenson, 2005] Stevenson,S., Roorda,A. Correcting for miniature eye movements in high resolution scanning laser ophthalmoscopy. *Ophthalmic Technologies XV*, 2005; 5688: 145-151.
- [Toshiaki, 2008] Toshiaki,Y. Nystagmus as a Sign of Labyrinthine Disorders-Three-Dimensional Analysis of Nystagmus. *Clin. Exp. Otorhinolaryngol*, 2008; 1: 63-74.
- [Trinder, 1995] Trinder, J. C., Jansa, J. and Huang, Y. An assessment of the precision and accuracy of methods of digital target localization. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 1995; 50: 12–20.
- [Wyatt, 1995] Wyatt, H.J., The form of the human pupil. *Vision Research*, 1995; 35: 2021-2036.
- [Yarbus, 1967] Yarbus, A. *Eye Movements and Vision*. Plenum, New York, 1967.

ANEXO 1

Una elipse está determinada por la siguiente ecuación:

$$Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0 \quad (\text{A.1})$$

Primero, estudiamos la orientación de la elipse en relación a los ejes de coordenadas. Si el coeficiente B es igual a cero indica que los ejes de la elipse son paralelos a los ejes de coordenadas. En este caso, si $C > A$ la elipse presenta el eje mayor paralelo al horizontal. En el caso contrario, el eje mayor es paralelo al vertical. La posición del centro y la longitud de los ejes de la elipse se pueden determinar de la siguiente manera:

$$Ax^2 + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0; \quad (\text{A.2})$$

$$A\left(x + \frac{D}{2A}\right)^2 - \frac{D^2}{4A} + C\left(y + \frac{E}{2C}\right)^2 - \frac{E^2}{4C} + F = 0; \quad (\text{A.3})$$

$$\frac{\left(x + \frac{D}{2A}\right)^2}{\frac{1}{A}} + \frac{\left(y + \frac{E}{2C}\right)^2}{\frac{1}{C}} = \frac{D^2}{4A} + \frac{E^2}{4C} - F; \quad (\text{A.4})$$

$$\frac{\left(x + \frac{D}{2A}\right)^2}{\left(\frac{D^2}{4A^2} + \frac{E^2}{4AC} - \frac{F}{A}\right)} + \frac{\left(y + \frac{E}{2C}\right)^2}{\left(\frac{D^2}{4AC} + \frac{E^2}{4C^2} - \frac{F}{C}\right)} = 1 \quad (\text{A.5})$$

Por lo tanto la elipse está centrada en el punto

$$(x_c, y_c) = \left(-\frac{D}{2A}, -\frac{E}{2C}\right) \quad (\text{A.6})$$

El semieje mayor, a , el semieje menor, b , y la excentricidad, e , vienen dadas por

$$a = \max \left[\sqrt{\left(\frac{D^2}{4A^2} + \frac{E^2}{4AC} - \frac{F}{A} \right)}, \sqrt{\left(\frac{D^2}{4AC} + \frac{E^2}{4C^2} - \frac{F}{C} \right)} \right]; \quad (\text{A.7})$$

$$b = \min \left[\sqrt{\left(\frac{D^2}{4A^2} + \frac{E^2}{4AC} - \frac{F}{A} \right)}, \sqrt{\left(\frac{D^2}{4AC} + \frac{E^2}{4C^2} - \frac{F}{C} \right)} \right]; \quad (\text{A.8})$$

$$e = \sqrt{1 - \left(\frac{b}{a} \right)^2} \quad (\text{A.9})$$

En el caso de que B sea diferente de 0 en (1), reorientaremos la elipse hacienda una rotación del ángulo $-\theta$ (ángulo entre el eje mayor con el horizontal) para establecer los ejes de la elipse paralelos a los ejes de coordenadas. Las nuevas (x', y') coordenadas.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(-\theta) & -\sin(-\theta) \\ \sin(-\theta) & \cos(-\theta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} \quad (\text{A.10})$$

Ahora la elipse, se puede expresar como

$$A(x \cos \theta + y \sin \theta)^2 + B(x \cos \theta + y \sin \theta)(-x \sin \theta + y \cos \theta) + C(-x \sin \theta + y \cos \theta)^2 + D(x \cos \theta + y \sin \theta) + E(-x \sin \theta + y \cos \theta) + F = 0 \quad (\text{A.11})$$

Agrupando términos conseguimos

$$A'x^2 + B'xy + C'y^2 + D'x + E'y + F' = 0; \quad (\text{A.12})$$

con

$$\begin{aligned}A' &= A \cos^2 \theta + C \sin^2 \theta - B \sin \theta \cos \theta \\B' &= 2(A - C) \sin \theta \cos \theta + B \cos^2 \theta - B \sin^2 \theta \\C' &= A \sin^2 \theta + C \cos^2 \theta + B \sin \theta \cos \theta \\D' &= D \cos \theta - E \sin \theta \\E' &= D \sin \theta + E \cos \theta \\F' &= F\end{aligned}\tag{A.13}$$

Los ejes principales de la elipse deben ser paralelos a los ejes Cartesianos, por lo que B' debe ser cero. A partir de esta condición ($B'=0$) los resultados del ángulo

$$\theta = \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{B}{C - A} \right)\tag{A.14}$$

Ahora, de los resultados de la elipse, podemos obtener la posición del centro y la longitud de los ejes aplicando las ecuaciones (A.7), (A.8) y (A.9) con los parámetros en (A.13).