



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

**Método objetivo para evaluar la agudeza visual dinámica
utilizando respuestas pupilares**

T E S I S

Que presenta

Arturo Zúñiga López

Para obtener el grado de

DOCTOR EN CIENCIAS

EN LA ESPECIALIDAD DE

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Dr. Ernesto Suaste Gómez

Ciudad de México

Agosto, 2016

Dedicatoria

Dedico esta tesis a mi esposa Maricela, por creer en mí. Te amo.

A mi hija Mariana, por ser la fuerza que me inspira.

A mis padres José y Socorro, que siempre me apoyaron,
todo lo que soy se lo debo a ellos, y yo se papá que estarías
orgullosos de este logro.

A mis hermanos Saúl, Evelia, José A., Norberto, Rafael, Celia y Carlos,
y a toda mi familia por el apoyo que siempre me han brindado.

Agradecimientos

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (Conacyt) por el apoyo económico que brindo para la realización de mis estudios y al Cinvestav-IPN, una institución de gran excelencia, que me brindo la oportunidad de poder concluir mis estudios.

A mi asesor el Dr. Ernesto Suaste Gómez, por todo el apoyo que me ha brindado en todos los años que estuve bajo su tutela y sobretodo la gran paciencia que tuvo, para esperar que este trabajo llegara a su fin.

A todos los profesores de la sección de Bioelectrónica por los conocimientos y apoyos brindados.

A mis sinodales el Dr. David Elias Viñas, Dr. Arturo Minor Martínez, Dr. Luis A. Villamar Martínez y Dr. Virgilio Lima Gómez, por las valiosas contribuciones que hicieron al trabajo final.

A todos mis compañeros del Laboratorio 10, por todos los buenos momentos que viví con ellos.

A la Sección de Bioelectrónica por todo el apoyo brindado durante mi estancia.

A la Universidad Autónoma Metropolitana - Azcapotzalco, por el apoyo económico y moral que me brindó.

Resumen

La agudeza visual es una medida de la capacidad del sistema visual para detectar, reconocer o resolver detalles espaciales en un test de alto contraste y con un buen nivel de iluminación. Por otra parte el término agudeza visual dinámica (AVD) describe la capacidad para

discriminar detalles de un objeto cuando existe movimiento relativo. En el ámbito de la percepción visual, la agudeza visual dinámica ha sido mucho menos estudiada que la agudeza visual estática.

De la revisión bibliográfica realizada, observamos una gran escasez de trabajos publicados sobre la AVD, esto puede ser consecuencia a la parte técnico-instrumental o a la problemática en el marco teórico-metodológico. Por lo anterior, uno de los objetivos de este trabajo es desarrollar una metodología que permita determinar la agudeza visual de forma objetiva a través del análisis de imágenes de los pupilogramas.

Los resultados que se tienen de este experimento es un registro de las áreas pupilares (pupilograma) obtenidas de un programa de procesamiento de imágenes que se desarrolló para este trabajo y unas gráficas de los instantes de los cambios de frecuencia. En los pupilogramas se tiene un porcentaje bajo de imágenes no procesadas, la consecuencia son parpadeos u oclusiones de la pupila que no permite determinar un valor preciso, es por ello que a cada registro se le aplica una serie de filtros.

En los registros de la pupila podemos encontrar que algunas gráficas presentan una tendencia al incrementar el área pupilar conforme se incrementa la frecuencia, además se presenta un máximo en promedio del área pupilar en un intervalo de frecuencia justo antes de que el sujeto mencione que ya no distingue el optotipo, también se observó que posterior a este intervalo, el movimiento del ojo es errático, considerando lo anterior, podemos pensar que la metodología planteada es congruente, ya que existe una relación en los promedios del área pupilar y el momento en que un sujeto deja de distinguirlos.

Abstract

Visual acuity is a measure of the ability of the visual system to detect, recognize or resolve spatial detail in a high-contrast test and a good level of illumination. Moreover the term dynamic visual acuity (DVA) describes the ability to discriminate details of an object when

there is relative motion. In the field of visual perception, dynamic visual acuity has been much less studied than static visual acuity.

From the literature review, we observed a dearth of literature on the DVA work, this could be due to the technical-instrumental and another could be theoretical and methodological. Therefore, one of the objectives of this work is to determine visual acuity objectively through image analysis of pupillography of subjects under study. With this system, a series of experiments described below were carried out: it is placed to a subject in an ophthalmological support in a controlled environment luminance and are asked to observe a curved screen, which is a projection of a test card, subsequently said optotype moves at a linear frequency of 0.1 Hz to 1.4 Hz in approximately a minute, the subject concludes the study when it can no longer distinguish the test card and confirmed by pressing a button, so you have a record of no recognition completion.

The results of this experiment have is a record of the pupillary areas (pupillography) and a graph of the instants of frequency changes. In pupillography are a low percentage of unprocessed image, the result are flickers or occlusions of the pupil cannot determine a precise value, which is why each record is applied a series of filters.

In the records of the pupil we may find that some graphics have a tendency to increase the pupillary area as the frequency increases, plus a maximum occurs in average pupillary area in a frequency range just before the subject mention that no longer distinguishes the optotype, it was also observed that after this interval, eye movement is erratic, by the above we can infer that there is a relationship in average pupillary area and the time that a subject stops apart.

CONTENIDO

	Página
Dedicatorias	<i>i</i>
Agradecimientos	<i>ii</i>
Resumen	<i>iii</i>
Abstract	<i>iv</i>
Contenido	<i>v</i>

Capítulo I

1	Introducción	1
1.1	Justificación	3
1.2	Objetivo principal	4
1.3	Objetivos específicos	4
1.4	Organización de la tesis	5

Capítulo II

2	Antecedentes	6
2.1	El ojo humano	6
2.1.1	La pupila	7
2.2	La agudeza visual	8
2.2.1	Los optotipos	10
2.2.2	Factores que limitan la agudeza visual	11
2.2.2.1	Factores del estímulo	12
2.2.2.2	Factores ópticos	13
2.3	Agudeza visual dinámica	15
2.3.1	Equipo utilizado en la AVD	17
2.4	Pupilometría	19
2.4.1	Instrumentación para pupilografía	19
2.4.1.1	Iluminación	20
2.4.1.2	La cámara	21
2.4.2	Algoritmos de detección de pupila	21
2.4.2.1	Técnicas de umbralizado	21
2.4.2.2	Algoritmos de curvatura	23
2.4.2.3	Detección de contornos	24
2.4.2.4	Contornos activos	26

Capítulo III

3 Metodología	28
3.1 Características del estudio	28
3.2 Sistema para evaluar la Agudeza Visual Dinámica	30
3.2.1 Subsistema de proyección	31
3.2.2 Los optotipos	33
3.2.3 Dispositivo de captura de la imagen	33
3.3 Análisis de la imágenes de la pupila	34
3.3.1 Adquisición de las imágenes con la cámara Sony	34
3.3.1.1 Distorsión de perspectiva	35
3.3.2 Pre-procesamiento de imágenes	39
3.3.3 Procesamiento de imágenes de la pupila	42
 Capítulo IV	
4 Resultados y discusión	45
4.1 Procesamiento de imágenes	45
4.2 Pupilogramas y movimiento del ojo	49
4.2.1 Determinación del inicio y fin del movimiento de los optotipos	51
4.2.2 Filtrado del pupilograma y del movimiento del ojo	55
4.3 Análisis de datos	56
4.3.1 Autocorrelación	56
4.3.2 Densidad de potencia	58
4.3.3 Análisis estadístico	59
4.3.4 Resultados finales	62
 Capítulo V	
5 Conclusiones	64
 Bibliografía	 66
 Apéndice	

Apéndice A	72
A1. Distorsión geométrica	72
A2. Corrección de perspectiva	75
A3. Prueba de hipótesis	77
Apéndice B	78
Resultados Completos	78
Apéndice C	93
Productos obtenidos	93

Capítulo I

Introducción

Cuando contemplamos una fotografía en blanco y negro, el estímulo que recibe nuestro sistema visual es una distribución espacial de luminancia (en un espacio bidimensional, en este caso), de la cual la parte óptica del ojo forma una imagen sobre la retina. La parte neural (retina-cerebro), procesa la información espacial contenida en esa imagen y la percepción, completa el proceso de visión. El resultado de este procesos implica; reconocer objetos, determinar tamaños y posiciones relativas entre ellos o distinguir entre objetos de igual forma y tamaño por algunos detalles. También es posible que una parte de la distribución inicial de luminancia se perciba como manchas claras y oscuras que no somos capaces de interpretar. El límite de la visión espacial esta íntimamente relacionado con el tamaño del detalle más pequeño que un observador es capaz de detectar o reconocer.

La agudeza visual es una medida de la capacidad del sistema visual para detectar, reconocer o resolver detalles espaciales en un test de alto contraste y con un buen nivel de iluminación. Una buena agudeza significa que un sujeto es capaz de apreciar pequeños detalles de una imagen, mientras que una mala agudeza implica que el sujeto en estudio aprecie solamente a grandes rasgos la imagen. En términos generales la agudeza visual es el término que se usa para expresar la claridad de la visión, es decir, es la capacidad del ojo de reconocer por separado nitidez y precisión de objetos muy pequeños y próximos entre sí (números o figuras), en otras palabras el poder de resolución del ojo o su habilidad para detectar detalles finos.

El término agudeza visual dinámica (AVD) fue acuñado en 1949 por Ludvigh y Miller para describir la capacidad para discriminar detalles de un objeto cuando existe movimiento relativo. En el ámbito de la percepción visual, la agudeza visual dinámica ha sido mucho menos estudiada que la agudeza visual estática (AVE). Por tal motivo la AVE es el estudio más comúnmente utilizado por optometristas y oftalmólogos. Sin embargo, la AVE no

necesariamente es un buen indicador global de la funcionalidad del sistema visual. Con esta preocupación hace ya más de 25 años, el Comité of Vision del National Research Council (1985) de los Estados Unidos de América declaró en su libro *Emergent Techniques for Assessment of Visual Performance*, que la combinación de medidas de AVD, junto con las de FSC, ofrecerían, sin duda, valoraciones más válidas y potentes de la funcionalidad del sistema visual que la AVE, de esta manera se incluyó la AVD en exámenes visuales para automovilistas, pilotos de aviación y deportistas. Sin embargo, como se menciona anteriormente existe una escasez de trabajos sobre la AVD, lo que conlleva a un conocimiento limitado de la visión ante estímulos en movimiento. La mayoría de los trabajos se centran principalmente en determinar los factores del estímulo móvil que influyen sobre la AVD, tales como el tamaño, el contraste, la velocidad angular de desplazamiento y el tiempo de exposición. Así se ha constatado que la AVD se ve reducida al aumentar la velocidad de desplazamiento del estímulo. Sin embargo, las diferentes investigaciones experimentales difieren sensiblemente con respecto a la velocidad a la cual la AVD empieza a deteriorarse significativamente. De ahí que, diferentes autores difieren en el límite de velocidad, por ejemplo Weissman y Freeburne, la establecen a los 120°/s, Brown sugirió los 25-30°/s, mientras que Prestrude señala los 50°/s, como velocidad límite. La disminución de la agudeza visual con estímulos en movimiento ha sido estudiada tanto para desplazamientos horizontales como verticales. Por otra parte, la AVD se ve potenciada por el aumento del contraste entre el estímulo y el fondo sobre el que se desplaza. La correlación entre AVD y AVE suele ser baja y aumenta de forma inversamente proporcional a la velocidad del estímulo [20].

En resumen, a través de la revisión bibliográfica, observamos que los diversos autores constatan una gran escasez de trabajos publicados sobre la AVD, esto se podría deber a la parte técnico-instrumental o quizá también a la parte teórico-metodológica. Aun así hay una demanda creciente de la evaluación de la capacidad para discriminar estímulos en movimiento (como por ejemplo: deportes, conducción de vehículos, simuladores, etc.), donde hay pocos instrumentos de medición adecuados. Tampoco se ha adoptado un instrumento estándar o de referencia común entre investigadores, que permita comparar los datos y sus resultados.

Como se mencionó anteriormente, la falta de instrumentos para medir la agudeza visual fue uno de los motivos para crear un sistema que permitiera la valoración de la agudeza visual con optotipos en movimiento, además se realizaron programas de cómputo para obtener los pupilogramas de los sujetos bajo estudio, y uno de los algoritmos utilizados para determinar el área de la pupila fue la detección de bordes de Canny [66].

De los resultados obtenidos, después de analizar las imágenes que representaban el inicio y fin del movimiento de un optotipo a una frecuencia lineal, se observó en los pupilogramas que se presenta un máximo de área justo antes de que la persona reconozca que ya no puede distinguir el optotipo. Con estos resultados, se podría contestar una de las hipótesis que se plantearon al inicio de este trabajo y que tiene que ver, en que si existe una manera de determinar de forma objetiva el momento en que un sujeto deja de reconocer un optotipo.

1.1 Justificación

En contraste con los métodos tradicionales de medición de la agudeza visual estática, la medición de la agudeza visual dinámica nos permite evaluar el funcionamiento del sistema visual en su conjunto, más allá de una buena capacidad de diferencias de detalle, es decir, la detección y reconocimiento de las imágenes en detalle, cuando hay movimiento relativo entre el observador y el test de prueba.

En la práctica, el conocer el valor de la agudeza visual dinámica es importante en campos de aplicación como la industria óptica, armada, aviación y muchos otros en los cuales una buena visión es indispensable. Por ejemplo en el caso del manejo de vehículos automotores, los ojos reciben el 90% de la información procesada durante la conducción. La agudeza visual dinámica parece estar más relacionada con el riesgo de accidente de tráfico que la agudeza visual en condiciones estáticas, ya que el conductor debe reaccionar a los cambios repentinos presentados en las luces de los vehículos frente a él, a personas o animales que le salen al paso, etc. Es decir, los conductores deben tener una agudeza visual dinámica alta, así como una velocidad de respuesta elevada ante dichos estímulos visuales.

La evaluación y el entrenamiento de la AVD es fundamental para los deportes de pelota donde la velocidad del móvil es considerable, dependiendo completamente de las habilidades visuales requeridas. Algunos deportes en los que se involucra la AVD tenemos al béisbol, basquetbol, ciclismo, etc.

En la práctica clínica, la AVD se mide de diferentes formas, sin embargo todas las metodologías conocidas, al igual que para la AVE, dependen de la apreciación del observador; en consecuencia los resultados que se obtienen no son precisos. Por ejemplo, cuando se realiza el estudio de la agudeza visual se hace sin el uso de lentes (en caso de que el paciente los use).

La importancia de un estudio objetivo de agudeza visual dinámica estriba en el requerimiento de percepción de detalles o cambios repentinos del medio que nos rodea, lo cual podría ser vital en muchas disciplinas deportivas, ya que al no percibir el deportista de forma adecuada (nítida y rápidamente) un obstáculo podría poner en peligro su vida. De igual modo se aplica en conductores de vehículos automotores, ya que el cansancio o la misma rutina de manejo provoca en cierto momento que no se perciban el cambio de luces del auto que se encuentra delante de él o simplemente la velocidad de respuesta de su agudeza visual dinámica no es suficientemente rápida para reaccionar a tiempo y evitar accidentes.

1.2 Objetivo Principal

Desarrollar un nuevo sistema que permita evaluar de forma objetiva la agudeza visual dinámica utilizando optotipos en movimiento, y mediante el procesamiento de imágenes, obtener los pupilogramas.

1.3 Objetivos específicos

- Investigar y analizar la manera en que se evalúa la agudeza visual dinámica
- Construir un instrumento que permita mover optotipos de forma controlada.
- Utilizar las técnicas de procesamiento de imágenes para desarrollar una herramienta que permita obtener el área y el diámetro de la pupila.

- Procesar las imágenes y/o audio para determinar el momento en que un sujeto deja de ver un optotipo.
- Analizar los pupilogramas para determinar si existe un cambio entre frecuencia y área pupilar.

1.4 Organización de la tesis

En el capítulo 2 se describe la anatomía y fisiología del ojo, los antecedentes de la agudeza visual dinámica y la manera en que se evalúa, las características que tienen los optotipos, los instrumentos que se utilizan para la evaluación de la agudeza visual dinámica y por último las técnicas de procesamiento de imágenes utilizadas para segmentar a la pupila.

En el capítulo 3 se describe la metodología que se emplea para determinar la agudeza visual dinámica, así como las técnicas de procesamiento de imágenes utilizadas para poder obtener el área de la pupila

En el capítulo 4 se enumeran los resultados obtenidos del procesamiento de imágenes, del procesamiento al audio que contiene los instantes en que cambia la frecuencia de los optotipos y la voz del paciente, además de gráficas de movimiento del ojo, espectro de potencia, autocorrelación, etc., Además en cada subtema hay una discusión de los resultados.

En el capítulo 5 se enumeran las conclusiones que arrojó la investigación de tesis y se proponen algunas mejoras para un trabajo a futuro.

Capítulo II

Antecedentes

2.1 El ojo humano

Nuestro ojo es un instrumento muy complejo. A pesar de que el ser humano es un animal diurno y nuestro sentido de la vista está diseñado para obtener su mayor rendimiento en las horas de luz, el ojo funciona aceptablemente incluso de noche. Es capaz de adaptarse a condiciones muy diversas, enfocar de cerca y lejos, apreciar contrastes de luminosidad y color, etc. [42]. El ojo humano es un órgano fotorreceptor que detecta la luz, cuya función es recibir los rayos luminosos que provienen de los objetos presentes en el mundo exterior, para luego ser transformados en impulsos nerviosos y dirigirlos al centro nervioso de la visión, en el cerebro. La vista es uno de los cinco sentidos que permiten al ser humano comprender el mundo que lo rodea, el ojo es la base de este sentido. En la figura 2.1 se puede observar la imagen de un ojo y algunos de los elementos que lo constituyen.

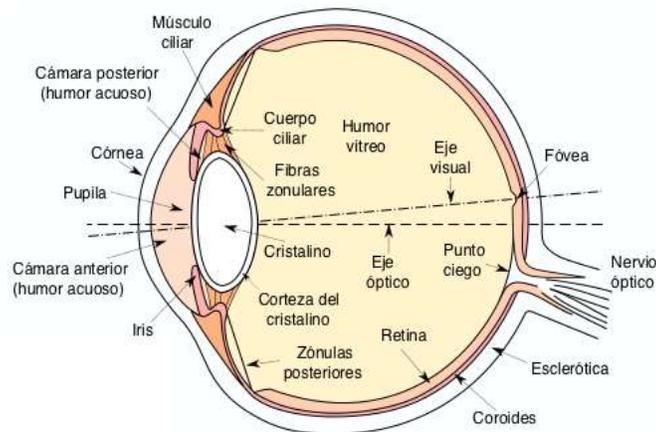


Figura 2.1. Sección del ojo humano¹

La zona óptica del ojo está formada por la córnea, el iris, la pupila y el cristalino. La córnea es un material transparente que permite el paso de la luz hacia el interior del ojo, el cual sirve de

¹ Imagen extraída de <http://www.esacademic.com/pictures/eswiki/69/Eyesection-es.svg>

protección al iris y al cristalino debido a que posee propiedades ópticas de refracción y funciona como una lente fija. El iris es una membrana coloreada y circular que posee una apertura interior variable de color negro que se denomina pupila, la cual comunica la cámara anterior del ojo con la parte posterior. El iris está constantemente activo para permitir que la pupila se dilate (midriasis) o se contraiga (miosis), esto con la finalidad de controlar la cantidad de luz que llega a la retina.

La retina es la que contiene los receptores sensibles a la luz, denominado fotorreceptores. Los fotorreceptores convierte la luz en impulsos eléctricos, que van a los centros encargados de la visión en el cerebro. Hay dos tipos de fotorreceptores denominados conos y bastones. El número de bastones en la retina, es de aproximadamente 120 millones, en tanto que el número de conos es de 6 a 7 millones. Los conos proveen las sensibilidad al color y están más concentrados en la mancha amarilla central conocida como macula. En el centro de esa región está la fovea, un área de 0.3 mm de diámetro, libre de bastones y con una densa concentración de conos. Las curvas de densidad de bastones y conos medidas en la retina muestran una enorme densidad de conos en la fovea. A ésta se le atribuye tanto la visión del color como la más alta agudeza visual. En contraste con la retina visualmente funcional, la región del disco óptico o papila óptica, formada por los axones de las células ganglionares que forman el nervio óptico, es un sitio que carece de fotorreceptores y, por lo tanto, es un punto ciego fisiológico [21, 42].

2.1.1 La pupila

La pupila es una abertura central en el iris que actúa a modo de diafragma. Una característica diferencial con respecto a otros sistemas ópticos es la variación del diámetro en función del nivel de iluminación ya que controla la cantidad de luz que entra en el ojo y es uno de los elementos oculares que mejora la calidad de la imagen que se forma en la retina.

El diámetro pupilar resulta del balance entre el músculo esfínter de la pupila y las fibras radiales del iris que tienen, únicamente, inervación autónoma. La constricción de la pupila, modulada por el músculo esfínter, se debe a la acción de las fibras parasimpáticas que hacen

sinapsis en el ganglio ciliar.

La pupila es diferentes entre individuos y además entre ojos del mismo sujeto, con asimetría hasta de un 20 por ciento en individuos normales que, pocas veces, supera los 0.5 mm. El diámetro de la pupila puede variar entre 2 y 8 mm en función del nivel de iluminación. Además del nivel de iluminación, el diámetro de la pupila puede variar debido a otros factores. Por ejemplo, disminuye al observar objetos próximos y con la edad sufre una constricción gradual. De manera convencional las respuestas pupilares se evocan mediante la exposición a la luz y al acercarse un objeto a los ojos. La pupila reacciona también a cambios de colores y movimiento, así como a estímulos auditivos o a las emociones. Dichas reacciones, en ocasiones, no son iguales en los ojos de un mismo individuo y estas son mayores cuando se está poniendo más atención a los eventos que ocurren a su alrededor [22].

2.2 La Agudeza visual

La agudeza visual (AV) o la agudeza visual estática (AVE) se define como la capacidad que tiene el ojo para distinguir detalles finos y solo se alcanza la AV máxima cuando la imagen se enfoca en el centro del área macular de la retina [7]. Esta definición es bastante ambigua ya que no se especifica qué se entiende por detalle de un objeto. La impresión no es casual pues de hecho, la agudeza visual depende fuertemente del tipo de detalle que se pretende distinguir. Un ejemplo extremo es la detección de un punto brillante sobre un fondo oscuro, tarea para la cual el tamaño del objeto es irrelevante, pues la detección en esta situación depende sólo de la cantidad de luz. El extremo opuesto se produce cuando se presenta un test de tamaño considerable pero con un contraste muy bajo en relación con su entorno. La detección del estímulo será en este caso bastante difícil. Así es que, se debe considerar las condiciones en que se realiza la determinación de la agudeza visual. La agudeza estática se usa principalmente cuando observamos objetos estáticos y se mide utilizando métodos de proyección de optotipos [45].

La agudeza visual se cuantifica mediante el valor del inverso del ángulo visual, expresado en minutos que subtende el mínimo detalle del test que se debe reconocer. Si llamamos s al

tamaño del mínimo detalle del test y lo observamos a una distancia d (ver figura 2.2), la agudeza visual vendrá dada por:

$$AV = \frac{1}{u}$$

$$\tan(u) = \frac{s}{d}$$

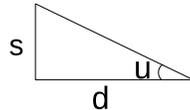


Figura 2.2. Esquema de la agudeza visual.

Entonces la agudeza visual central clínicamente normal o media se considera cuando dos líneas rectas parten de dos puntos luminosos y se cruzan en el punto nodal anterior del ojo, subtendiendo $1'$ de arco (60 minutos de arco es igual a un grado). Si se prolongan las rectas hasta la retina, formando el ángulo visual retiniano semejante al ángulo visual espacial como se muestra en la figura 2.3; ambos ángulos miden $1'$ pero el retiniano un arco de 4 micrómetros [7].

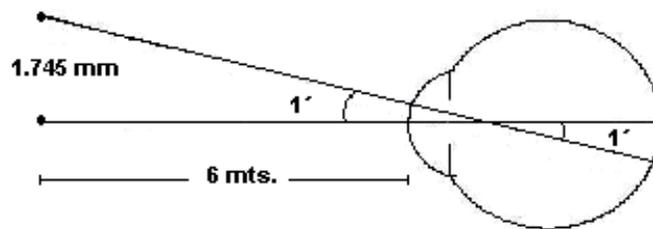


Figura 2.3. Esquema del ángulo que subtende el detalle más pequeño que es capaz de percibir el ojo [7] ($u=1'=1/60^\circ$, por lo que a una distancia de 6 m, el mínimo espesor de un testes es de 1.745 mm)

En la práctica hay varias formas en las que la agudeza visual puede ser definida y medida, siendo las más comunes las que se enuncian a continuación:

Minimum Visible. Mide la capacidad para detectar un objeto o test oscuro (típicamente un cuadro o un círculo) sobre un fondo luminoso. Para que sea detectable el objeto debe

subtender desde el ojo un cierto ángulo mínimo cuyos valores típicos son de 10 a 30 segundos de arco. Como ejemplo, esta resolución significa que un sujeto puede apreciar un círculo oscuro sobre un fondo blanco a 5 metros siempre que su diámetro sea superior a 0.25-0.72 mm [20].

Agudeza Vernier o poder de alineamiento. Mide la capacidad para apreciar el alineamiento entre dos segmentos de recta. En los países anglosajones se le denomina *hyperacuity* (hiperagudeza) [20].

Agudeza Visual (AV) de resolución o *minimum* separable. Este tipo de agudeza es el parámetro de referencia de toda prueba subjetiva. De forma genérica se define como la capacidad para distinguir dos puntos separados entre sí. Un sujeto estándar emélope, presenta un AV de un minuto de arco. La AV puede medirse de varias formas dependiendo del contexto en el que se haga la medida. Existen básicamente dos tipos, aquellas en las que el contraste entre las líneas adyacentes varía de forma abrupta llamada redes binarias, y aquellas en las que lo hace de forma suave continua, denominada redes sinusoidales. Por otra parte en optometría la AV se evalúa habitualmente midiendo la capacidad para discernir letras, números o símbolos denominados genéricamente como optotipos [20].

Agudeza visual estereoscópica. Este tipo particular de agudeza visual es la única que requiere visión binocular, ya que mide la capacidad de resolución de dos objetos, cercanos entre sí en el espacio [20].

2.2.1 Los optotipos

La tarea de reconocimiento es lo que más se ha utilizado para determinar la agudeza visual con fines clínicos. Esto es lógico ya que para un observador humano no basta con detectar objetos o figuras, es necesario además que las reconozca para considerar que su visión es satisfactoria.

Los test visuales utilizados en tareas de reconocimiento son los que generalmente se conocen como optotipos. Se suelen presentar al sujeto en una carta sujeta o proyectada sobre la pared. El sujeto va nombrando el optotipo o detalle que se le pide reconocer hasta llegar a la mínima dimensión para la cual el sujeto ha acertado en su reconocimiento.

Existen cartas calibradas para diferentes distancias. Las más comúnmente utilizadas son de 6.096 metros (20 pies) 4 metros (13.123 pies) para la agudeza de lejana y 0.40 metros (1.312) para la agudeza de cercana [7].

En 1864 Herman Snellen sugiere construir los optotipos de un cuadrado de 5' de arco siendo su espesor un minuto como se muestra en la figura 2.4 [7]. Por otra parte, Monoyer introdujo la notación decimal representada por una fracción en la que el numerador es la distancia del gabinete y el denominador, la distancia a la cual un sujeto emétrope vería el optotipo [7]. Sin embargo los optotipos de Snellen presentan ciertas desventajas como el hecho de no tener una progresión escalonada, es decir, de una AV de 0.6 pasa a una de 1.0 y además el número de caracteres, no es constante en cada línea, de ahí que se tengan otros diseños de optotipos como es el caso de la escala logarítmica (Bailey-Lovie) [54], en esta escala hay una progresión logarítmica en el tamaño de las letras (cada línea es 0.1 unidades logarítmicas que la línea previa), además tiene las siguientes ventajas:

- Mismo número de letras en cada nivel de la agudeza visual
- El espacio entre y filas son iguales al tamaño del optotipo o carácter
- Optotipos igualmente legibles en cada nivel
- Familia de letras estandarizadas, las cuales son:
 - Letras Sloan: C, D, H, K, N, O, R, S, V, Z
 - Letras British: D, E, F, H, N, P, R, U, V, Z

2.2.2 Factores que limitan la agudeza visual

Existen diversos factores que afectan la agudeza. Para ordenar de alguna manera este conjunto de factores, se les agrupa en cuatro grupos o categorías siguiendo el criterio que a

continuación se explica. En el primer grupo se incluyen aquellos factores que constituyen una característica del estímulo que se utiliza. El segundo grupo está formado por lo que podríamos denominar factores ópticos, ya que son característicos de la parte óptica del sistema visual. El tercer factor incluye el grupo de factores neurales y por último hay que citar los factores del tipo subjetivo [20].

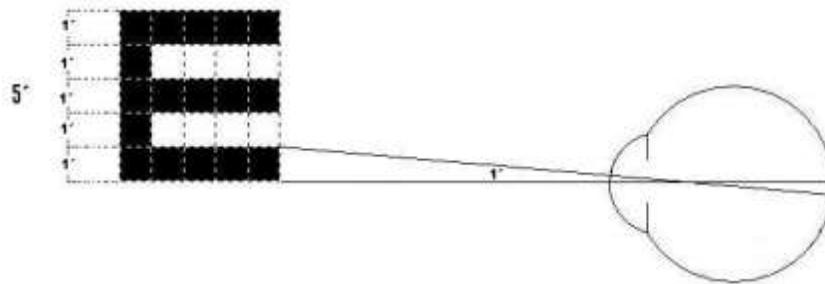


Figura 2.4. Representación de un optotipo de tamaño de 5' y con un detalle de 1'.

2.2.2.1 Factores del estímulo

La elección del optotipo es condicionante fundamental en la medida de agudeza. Cada factor puede tener un efecto diferente sobre los distintos optotipos o tareas. Por ello es necesario conocer los factores que afectan directamente al optotipo y por lo tanto al estímulo utilizado

Luminancia

En la vida ordinaria, se puede comprobar en múltiples ocasiones que es posible llegar a reconocer o diferenciar objetos pequeños aumentando el nivel de iluminación. Por tanto, es un hecho que con un determinado optotipo la agudeza visual mejora cuando aumenta la luminancia del test.

En la definición de agudeza visual se explica que es una magnitud relativa de un test de alto contraste y con un buen nivel de iluminación. Esto es coherente con el concepto de agudeza como el límite máximo de la visión espacial, ya que ello implica que la medición se debe realizar en las condiciones más favorables (máxima visión). La luminancia estándar recomendada para medidas de agudeza es de 85 cd/m^2 (unidades de luminancia) [20].

Contraste

El conocimiento de las variaciones del valor de la agudeza cuando disminuye el contraste o la luminancia, aporta datos muy interesantes que ayudan a comprender el comportamiento del sistema visual. Cuando se mide la agudeza de un observador, ya sea para aplicaciones clínicas o de otro tipo, se utiliza optotipos de trazos negros sobre fondo blanco, de modo que presenta un contraste de 0.95 (en la práctica es casi imposible alcanzar el contraste unidad). La iluminación ambiente puede actuar de velo reduciendo el contraste. En cualquier caso, se procura que el contraste del optotipo nunca este por debajo del valor de 0.85.

Tiempo de exposición

El tiempo de exposición no es un factor influyente en las mediciones de la agudeza que se llevan a cabo con fines prácticos, ya que en esos casos el tiempo de exposición es ilimitado.

Composición espectral de la luz

La agudeza visual es la misma con la luz blanca que con luz cromática de cualquier longitud de onda, según resultados de numerosos autores. Sin embargo otros, afirman que encontraron una agudeza menor para el azul que para otras longitudes de onda o el blanco. Otros resultados señala que la agudeza es menor con luz blanca que con cualquier otro color excepto el amarillo [20].

2.2.2.2. Factores ópticos

Considerando un estímulo que reúne las condiciones óptimas para que el observador pueda apreciar en él detalles espaciales pequeños. Lo que significa que es un estímulo con niveles elevados de luminancia y contraste que se observa durante un tiempo no limitado, de modo que sea posible obtener con él una buena agudeza visual. El siguiente paso en el camino hacia la percepción consiste en la formación de la imagen óptica del estímulo; centrando la atención en este paso, es inmediato llegar a la conclusión de que la agudeza visual debe depender directamente de la fidelidad con que la óptica del ojo pueda reproducir el estímulo objeto en su correspondiente imagen, ya que es posible pensar que una buena imagen conserva toda la información espacial contenida en el objeto.

Los factores ópticos que afectan la agudeza visual serán aquellos que afecten la calidad de la imagen. Para la óptica geométrica, son las aberraciones las causa del deterioro de una imagen, ya que producen la pérdida de la condición de astigmatismo o de cualquier otra condición del sistema óptico perfecto [20].

Desenfoque

La influencia del desenfoque en la agudeza visual resulta ya tan obvia que casi no parece un fenómeno digno de estudio y menos todavía que su existencia necesite una comprobación. Para evaluar de qué manera varía la agudeza con el desenfoque, basta medir el valor de la agudeza colocando delante del ojo emétrope o corregido de su emetropía lentes de potencia progresiva creciente. El valor de la potencia de la lente corresponde directamente al desenfoque que existe en cada caso. Los resultados obtenidos con este tipo de medidas indica que la agudeza varía de forma inversamente proporcional a una cierta potencia del desenfoque [20].

Acomodación

Cuando se determina la agudeza visual (en minutos de arco) en función del estímulo acomodativo, esto es, la distancia de observación expresada en dioptrías, se observa que existe una distancia intermedia óptima que presenta un máximo de agudeza, que disminuye ligeramente tanto si alejamos el test como si lo acercamos. Este hecho se debe a errores en la acomodación, ya que la respuesta acomodativa sólo coincide con el estímulo acomodativo a una cierta distancia, que a veces se conoce como “foco negro”. Entonces, si al determinar la agudeza visual a una cierta distancia de observación, el error acomodativo es compensado mediante la lente correspondiente y entonces la agudeza resulta independiente de la distancia de observación [20].

Pupila

Se deduce que la variación del diámetro pupilar debe ser un factor importante, y esto se infiere desde la óptica geométrica (incremento de las aberraciones al aumentar la pupila) y la óptica física (la difracción disminuye al aumentar la pupila), en el campo de la visión este hecho empezó a intuirse a finales del siglo XIX; y en 1952 Leibowitz realizó estudios donde varió el

diámetro pupilar, lo que debería mantener fijo el nivel de iluminación retiniana, es decir, el producto de la luminancia L ($L \cdot S$) donde S es la superficie de la pupila. La principal conclusión de su estudio, es que la mayor agudeza visual se obtiene con una pupila de diámetro intermedio de entre 2 a 4 mm. El resultado se debe a que una pupila grande el efecto de la aberración esférica degrada mucho la calidad de la imagen retiniana, sin embargo, disminuye considerablemente el efecto de la difracción. Por otro lado las pupilas muy pequeñas minimizan el efecto de las aberraciones pero producen grandes cambios en efectos de difracción. Por lo tanto los valores intermedios de diámetro pupilar son los más adecuados para obtener la máxima agudeza [20].

2.3 Agudeza visual dinámica

En contraste con los métodos tradicionales de medición de la agudeza visual estática, la medición de la agudeza visual dinámica, nos permite evaluar el funcionamiento del sistema visual en su conjunto, de ahí que algunos autores mencionan, que este tipo de medición podría ser un indicador indirecto de la salud del sistema vestibular [8, 48]. Entonces la agudeza visual dinámica se puede definir como la habilidad de mantener la agudeza visual en actividades que involucren movimiento [44, 30], es decir, la detección y reconocimiento de las imágenes en detalle, cuando hay movimiento relativo entre el observador y el test de prueba.

En la práctica, el conocer el valor de la agudeza visual dinámica es importante en campos de aplicación como la industria óptica, armada, aviación y muchos otros en los cuales una buena visión es indispensable. Por ejemplo en el caso del manejo de vehículos automotores, los ojos reciben el 90% de la información procesada durante la conducción. La agudeza visual dinámica parece estar más relacionada con el riesgo de accidente de tráfico que la agudeza visual en condiciones estáticas, ya que el conductor debe reaccionar a los cambios repentinos presentados en las luces de los vehículos frente a él, a personas o animales que le salen al paso, etc. Es decir, los conductores deben tener una agudeza visual dinámica alta, así como una velocidad de respuesta elevada ante dichos estímulos visuales.

En la práctica clínica, la agudeza visual dinámica se mide de diferentes formas, sin embargo todas las metodologías conocidas, al igual que para la agudeza visual estática, dependen de la apreciación del observador; en consecuencia los resultados que se obtienen no son necesariamente precisos. Por ejemplo, cuando se realiza el estudio de la agudeza visual se hace sin el uso de lentes (en caso de que el paciente los use). En el momento en que el paciente está leyendo los optotipos (por ejemplo la carta de Snellen), éste se puede confundir.

Por otra parte el movimiento de un estímulo generalmente dificulta la discriminación precisa de sus detalles. En consecuencia la agudeza visual dinámica de un sujeto se ve reducida al aumentar la velocidad de desplazamiento de un estímulo. El tiempo de exposición también influye en la agudeza visual dinámica, a mayor tiempo de exposición menor agudeza, para algunos autores el tiempo de exposición tiene una mayor influencia que los cambios de movimiento de un objeto. La luminancia y el contraste entre el estímulo y el fondo en donde se proyecta el estímulo también son factores que afectan a la agudeza [20].

Algunos trabajos han correlacionado la agudeza visual estática y la agudeza visual dinámica y han determinado que esta correlación es baja y que aumenta de forma inversamente al movimiento del estímulo. Una explicación de esto puede encontrarse en el hecho de que la agudeza visual estática está principalmente relacionada con el poder de resolución ocular, mientras que la dinámica, además se encuentra ligada al sistema oculomotor para mantener la imagen de interés focalizada lo más cercano a la fovea. A velocidades superiores, los movimientos de seguimiento se mezclan con los movimientos sacádicos lo que da como resultado una pérdida de la agudeza visual dinámica. Por último hay trabajos que han relacionado la agudeza visual dinámica entre hombres y mujeres, donde aparentemente los hombres gozan de mejor agudeza visual dinámica, también se ha comparado por edad, raza y entre deportistas y gente sedentaria. Como puede apreciarse existen diversos factores que afectan a la agudeza visual y que se deben de considerar al diseñar un experimento de este tipo.

2.3.1 Equipo utilizado en la AVD

En muchos de los trabajos revisados, generalmente para evaluar la agudeza visual dinámica utilizan un equipo construido por ellos mismo. Entre los diversos equipos, se encuentra el denominado rotor de Kirschner [49, 38] (figura 2.5), en este sistema se proyecta una letra equivalente a la agudeza que le corresponde por la distancia a la que se encuentra el sujeto, posteriormente se hace rotar el carácter en un patrón circular con una velocidad inicial de 40 rpm y va decrementándose en función de si el sujeto la reconoce, en el sistema se puede cambiar el tamaño de los optotipos proyectados. Una variante del instrumento antes mencionado es el rotor de Bernell (figura 2.6) el cual esta inspirado en un tocadiscos, en este instrumento se presentan optotipos con letras de diferentes tamaños que giran a una velocidad inicial de 105 rpm y si el sujeto no las reconoce se decrementa la velocidad en pasos de 5 rpm [67].



Figura 2.5. Rotor de Kirschner.



Figura 2.6. Rotor de Bernell

En recientes años han aparecido sistemas basados en programas de computadora que permiten evaluar la agudeza visual, como por ejemplo el de Human Engineering que desarrolló un programa computacional en donde se simulaba el acercamiento de un anillo de Landolt en cuatro posibles posiciones de apertura y a velocidades entre 30 y 105 m/seg, aquí el observador presiona la tecla “enter” cuando determina la correcta orientación de la apertura del anillo de Landolt. Así como este trabajo existen otros que tiene un elemento en común que es la utilización de la C de Landolt, lo que cambia son la velocidades de movimiento y el tipo de movimiento [40-41].

Otro tipo de sistema que se ha estado utilizando recientemente es una variante al sistema que se esta proponiendo en este trabajo de tesis, este sistema es el KOWA HI-10 (figura 2.7) en el sistema se proyecta en una pantalla curva una C de Landolt y mediante una computadora se selecciona la velocidad de movimiento y las posiciones del anillo de Landolt, una característica que tiene el sistema es que no cambia el tamaño del optotipo proyectado [37].

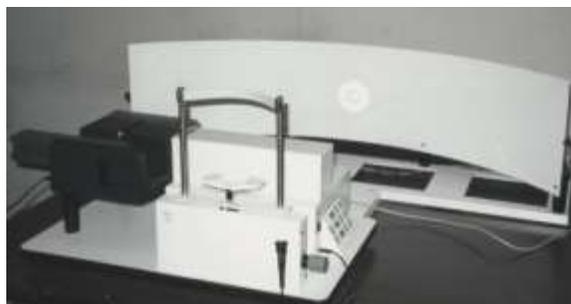


Figura 2.7. Sistema KOMA HI-10 para medir la agudeza visual dinámica

2.4 Pupilometría

La medición del tamaño de la pupila o diámetro es comúnmente referida a pupilometría o pupilografía. El interés de estas mediciones es observar el comportamiento de la dinámica de la pupila a respuestas de luz, drogas, estado de alerta, etc. El diámetro de la pupila también es útil en algunas aplicaciones como lo son el rastreo visual, el reconocimiento de iris, entre otras. Bajo condiciones normales, el tamaño de la pupila continuamente se somete a cambios pequeños, el diámetro refleja el balance de tensión entre los dos músculos del iris (el esfínter y el dilatador). En algún momento, el diámetro de la pupila está relacionada por la actividad relativa de las fibras nerviosas que excitan estos músculos. Los parámetros que describen este comportamiento de la pupila son el disturbio pupilar (“*hipuss*”) y la anisocoria (tamaño desigual de la pupila). La medición de la dinámica de los cambios del diámetro de la pupila, es importante en muchos estudios de los ojos y del sistema nervioso [20].

La pupilometría es la medición y el registro del diámetro de la pupila como una función del tiempo. Esta técnica es utilizada para evaluar la función de la pupila a ciertos estímulos. La velocidad y amplitud de la contracción y redilatación se determinan a partir de los pupilogramas. Los cambios en estos parámetros se estudian para evaluar la función del sistema nervioso central y autónomo [20].

2.4.1 Instrumentación para pupilografía

Los componentes principales para la adquisición de los registros de la pupila son: la iluminación, la cámara y los algoritmos de detección de la pupila. Las mediciones de la pupila inician con la iluminación la cual puede ser luz de día o luz artificial principalmente luz infrarroja.

2.4.1.1 Iluminación

Las cuatro principales características de la iluminación de la pupila son: rango de la longitud de onda, ángulo de iluminación, intensidad y distribución de la luz sobre la cornea. Dos métodos de formación de imágenes se utilizan típicamente en la pupilografía y en el seguimiento del ojo; estas son imágenes en el espectro visible e imágenes en el infrarrojo. Las imágenes en el espectro visible es una tecnología pasiva que utiliza luz ambiente que refleja el ojo. En este tipo de imágenes se utiliza para determinar el contorno entre iris y esclerótica también conocido como limbo. La desventaja de las imágenes en espectro visible, es que en la luz visible no se puede controlar varios componentes especulares y difusos. Por otra parte la luz infrarroja elimina la reflexión especular, además se tiene un beneficio adicional en las imágenes en infrarrojo, y es que la pupila es el contorno más fuerte en la imágenes, esto se debe a que la esclerótica y el iris reflejan fuertemente la luz infrarroja.

Para registrar el área de la pupila, la pupilografía en infrarrojo utiliza generalmente dos técnicas: pupila-brillante o pupila-oscura (o una combinación de ambas). La técnica de pupila-brillante, se ilumina al ojo con una fuente que se encuentra muy cercana al eje de la cámara, el resultado es una región de la pupila muy brillante, esto debido a la naturaleza fotoreflexiva de la parte posterior del ojo. En la técnica pupila-oscura, el ojo es iluminado con una fuente de luz fuera del eje de la cámara, con esto se consigue una región de la pupila oscura en la imagen, mientras que la esclera, iris y parpados reflejan relativamente más iluminación. Por otra, parte para una mejor uniformidad generalmente se utilizan múltiples fuentes de luz y por último la intensidad de luz debe ser lo suficiente para que la sensibilidad de la cámara utilizada pueda separar los contornos de los ojos [4].

2.4.1.2 La cámara

Típicamente la grabación en infrarrojo se realiza con una cámara que tiene una sensibilidad en la región del infrarrojo cercano (0.75-1.4 μm de longitud de onda) del espectro electromagnético. La cámaras CDD de consumo son normalmente sensibles al IR en el nivel de sensor, pero a veces utilizan filtros de infrarrojo para mejorar la calidad de la imagen. Los

elementos a considerar en una cámara son: la profundidad de bits, la resolución espacial y temporal del sensor. Los valores típicos de una cámara sencilla son: 8 bits por píxel de 320x240 a 15 fotogramas por segundo. Por último otro factor a considerar en una cámara es su óptica, debido a que está genera distorsión en una imagen.

La elección de la resolución temporal, que normalmente se conoce como fotogramas (fps), depende de las características del estudio de la pupila. Sin embargo, en el análisis de la pupila es importante a considerar los parpadeos y las detecciones erróneas de la pupila, por que esto reduce la resolución temporal real.

2.4.2 Algoritmos de detección de pupila

En este tema existen varios enfoques utilizados para el procesamiento de imágenes de la pupila, estas técnicas se podrían clasificar de la siguiente manera: técnicas que utilizan umbralizado, algoritmos de curvatura, detección de contornos y por detección de contornos activos [5, 15].

2.4.2.1 Técnicas de umbralizado

La técnica de detección de la pupila por umbralizado se refiere a un método de segmentación de la imagen, a través de la manipulación del histograma de la imagen. Los algoritmos que se utilizan, separan la imagen en dos secciones diferentes, para ello utilizan un nivel fijo o de forma adaptativa (son más complejos). En algunas aplicaciones manejar un nivel fijo que no cambie en el transcurso del tiempo puede ser suficiente para detectar lo que se busca, pero en la mayoría de los casos no proporciona una manera muy robusta de detectar características de una imagen, por ejemplo en la detección de la pupila el cambio de un individuo a otro provocara cambios en el histograma de la imagen. Ejemplos basados en esta técnica lo podemos encontrar en diversos artículos.

En esta técnica la detección de la pupila se puede llevar a cabo a través de diversos algoritmos, sin embargo estos algoritmos pueden tener en común, algunas de las siguientes etapas (ver figura 2.8):

- Asignar una umbral de modo que se pueda diferenciar entre pupila e iris. Esto se consigue observando el histograma de una imagen.
- Eliminar y completar la región de la pupila. En esta etapa se eliminan regiones que estén fuera de la región de la pupila y se rellenan los huecos (estos huecos se deben a la reflexión del LED de iluminación) que quedan dentro de la región de la pupila.
- Ajustar la región de la pupila a un círculo o a una elipse, que mejor se ajuste al contorno de la pupila. Para algunos autores el método de ajuste a una elipse proporciona la mejor representación de los límites de la pupila.

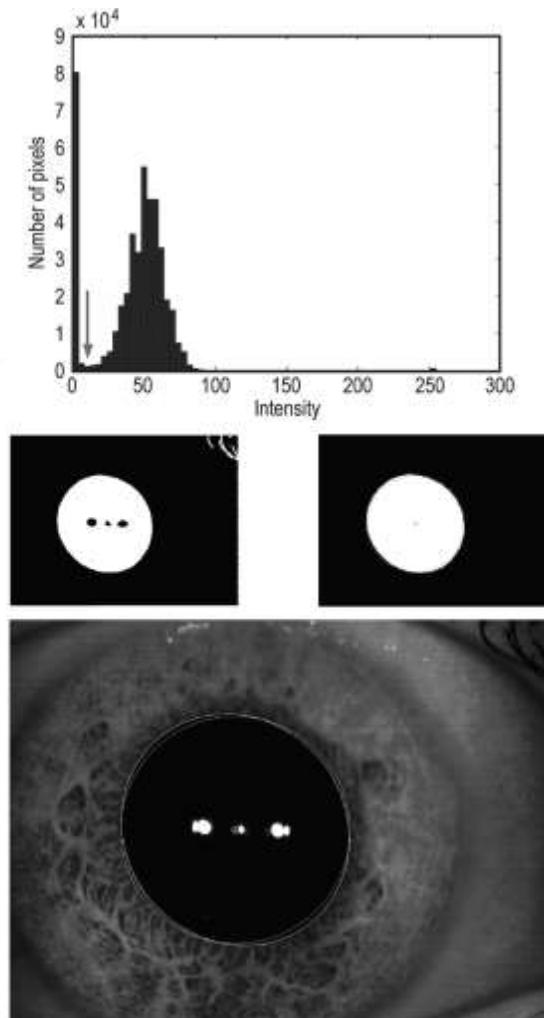


Figura 2.8. Un ejemplo de la técnica de umbralizado, con ajuste a elipse y círculo [16].

2.4.2.2 Algoritmos de curvatura

Uno de los problemas comunes en los algoritmos para detectar la pupila es determinar su centro y esto se debe a errores que son debidos a parpados, pestañas, sombras y reflejos corneales. Por lo anterior, se han diseñado algoritmos más robustos que utilizan las características de curvatura de los bordes de la pupila para determinar la parte visible de la pupila que proporciona estimaciones mejoradas del centro de la pupila, cuando esta es obstruida por los artefactos anteriormente mencionados. El algoritmo de curvatura discrimina entre puntos de borde que se encuentran en el borde de la pupila y aquellos que se encuentran en la intersección de la pupila con los parpados, pestañas, reflexiones corneales o sombras. Los puntos de los límites no ocluidos se utilizan como entrada para un procesamiento de ajuste de elipse que proporciona una estimación del centro de la pupila. El algoritmo de curvatura utiliza los siguientes paso:

- Algoritmo de detección de los límites de la pupila
- Cálculo de curvatura
- Detección de punto que representan picos de transición
- Algoritmo de segmentación
- Ajuste de puntos (generalmente una elipse)

La figura 2.9 muestra un ejemplo de la obtención de la pupila utilizando un algoritmo de curvatura, en la imagen podemos observar como a este tipo de algoritmo no le afectan determinadas oclusiones para determinar el contorno de la pupila.

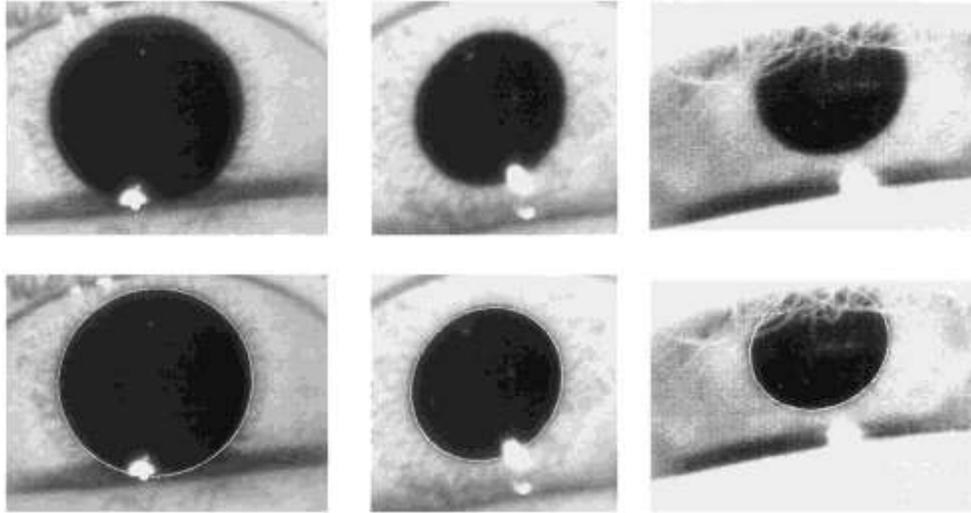


Figura 2.9. Ejemplo de la detección de la pupila utilizando un algoritmo de curvatura [14]

2.4.2.3 Detección de contornos

Los borde en una imagen representan los limites de una región, por lo tanto es un problema fundamental en el procesamiento de imágenes. Los bordes son áreas que tienen una intensidad de contrataste fuerte, es decir, hay saltos de intensidad de un píxel a otro. La detección de bordes reduce significativamente la cantidad de datos y filtra la información útil, preservando al mismo tiempo la propiedades estructurales importantes de una imagen. Hay muchas formas de detectar bordes. Sin embargo, la mayoría de los métodos que se utilizan se pueden clasificar en dos categorías: gradiente y Laplaciano. El método del gradiente detecta los bordes mediante la búsqueda del máximo y mínimo de la primera derivada de la imagen. Por otro lado en el método del Laplaciano se busca los cruces por cero de la segunda derivada de la imagen para encontrar los bordes. Como puede apreciarse, en ambos métodos usan las derivadas, debido a la propia naturaleza del borde.

Por ejemplo Iskander et. al. [13] desarrollaron un algoritmo robusto basado en bordes para estimar los parámetros de la pupila, su algoritmo relaciona la posición de la pupila a el limbo, que puede ser considerado como una característica constante del ojo. Sin embargo, cada ojo humana tiene características únicas que a menudo son difíciles de generalizar. Otro ejemplo lo encontramos en el trabajo de Iacoviello y colaboradores [1], ellos utilizan un detector de

bordes basado en *wavelets*. El algoritmo encuentra primero algunos puntos, con una probabilidad conocida, que encierran al borde real de la pupila, posteriormente adaptan una *wavelet* multiescala. Los puntos desconocidos lo obtiene por interpolación, ajustando a una curva elíptica (ellos suponen en el artículo que la pupila es elíptica).

En la figura 2.10 se muestran algunas técnicas utilizadas para determinar el contorno de la pupila. En la imagen vemos que algunos algoritmos son mejor que otros.

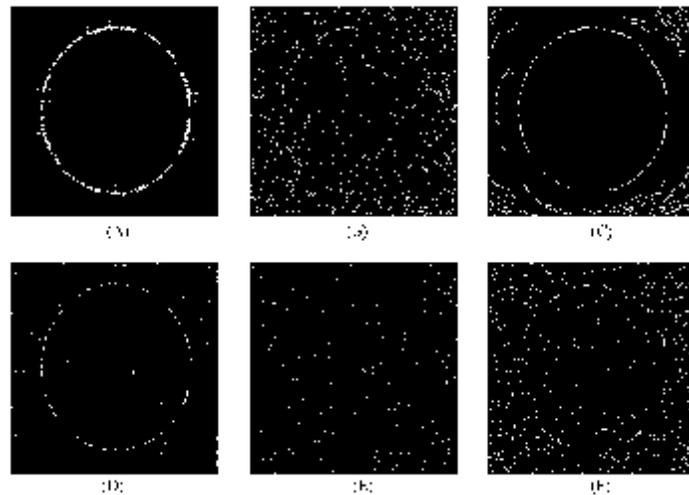


Figura 2.10. Algoritmo para la detección de contorno. A) Algoritmo propuesto por los autores de la figura B) algoritmo de Sobel C) algoritmo de Canny D) algoritmo del Laplaciano del Gaussiano E) algoritmo de Roberts F) algoritmo de Prewitt [14]

2.4.2.4 Contornos activos

Los contornos activos, también conocidos como *snakes* fueron inicialmente desarrollados por Kass et al. Matemáticamente los *snakes* son *splines* (curvas diferenciables definidas en posiciones mediante polinomios). Mas intuitivamente los *snakes* son formas activas que responden y se mueven de acuerdo a los valores de energía de una imagen. El nivel de energía de los snakes se ve afectado por los valores de los gradientes dentro de la imagen y la fuerza interna de la curvatura y continuidad del *snake*. Los puntos de control son inicializados en un óvalo en la imagen, aunque cualquier aproximación se puede suponer. La snake a

continuación realiza numerosas iteraciones hasta que encuentra un mínimo local en la imagen (el costo computacional de este algoritmo es alto). Un ejemplo de la utilización de los contornos activos se muestra en la figura 2.11 [5].

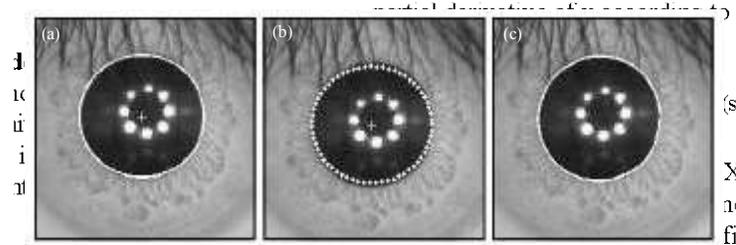


Figura 2.11. Determinación de pupila por contornos activos. A) primera aproximación en este caso circular B) puntos iniciales de snake c) contorno final

Capítulo III

Metodología

3.1 Características del estudio

Los estudios de determinación de agudeza visual dinámica se realizaron de la siguiente manera: se colocó a un sujeto en un soporte oftalmológico (con este soporte se trata de evitar movimientos de la cabeza) para observar una pantalla blanca que se encuentra a 3.1 metros de él (ver figura 3.1), en esta pantalla se proyecta un optotipo, que en un principio se encuentra inmóvil, es decir, se encuentra en el centro de la pantalla (ver figura 3.2), posteriormente el optotipo se empieza a mover con una frecuencia inicial de 0.1 Hz, en pasos de 0.1 Hz, hasta llegar a 1.3 Hz, de izquierda a derecha y viceversa. Por otra parte, la señal que generó el movimiento del optotipo se programó en el generador marca Rigol. La figura 3.3 muestra la señal utilizada y una de sus características es que cada dos ciclos cambia su frecuencia. El ángulo que describe el movimiento de los optotipos es de 20° considerando que en ese campo visual se encuentra la visión estándar (ver figura 3.4), además se pueden observar en la figura 3.2 unas marcas negras en la pantalla que muestra las referencias que se utilizaron para ajustar el equipo al ángulo propuesto. Las condiciones de iluminación en donde se realizaron las pruebas son con las luces apagadas y evitando la entrada de luz externa, bajo esas condiciones se midió con el fotómetro LightGauge Coherent IL 1400 el fondo de la pantalla y en el optotipo, dando como resultado los valores que se muestran en la tabla 3.1.

El estudio concluye cuando el sujeto percibe que no puede distinguir el carácter mostrado, por lo que a cada sujeto se le mencionó que hay dos formas de concluirlo, una es oprimir un botón

que enciende un led por un instante, de este modo se consigue que en unos cuadros de video se registre el momento en que el sujeto ya no pudo distinguir el optotipo, la otra es simplemente que mencione que ya no pudo verlo, de este modo se graba su respuesta en un canal de audio de la cámara y se consiguen los mismos resultados en ambos métodos.

El experimento se repite nuevamente con otro optotipo y se termina hasta que el sujeto ya no pueda distinguir el optotipo por su tamaño o simplemente porque el sujeto se encuentra fatigado por el estudio.

La población de sujetos en los que se probó la metodología planteada en este trabajo, fue de 5 sujetos, de los cuales tres son mujeres y dos son hombre, las edades de cada sujeto son: dos mujeres tenían 50 años (sujetos 1 y 3) y una 30 años (sujeto 4), los hombres por su parte tenían edades de 57 (sujeto 2) y 65 años (sujeto 5). Además cuatro sujetos no utilizaban lentes y uno si (sujeto 5), para este sujeto se realizó la prueba de agudeza visual sin lentes y en todos los casos se grabó solamente el ojo derecho.

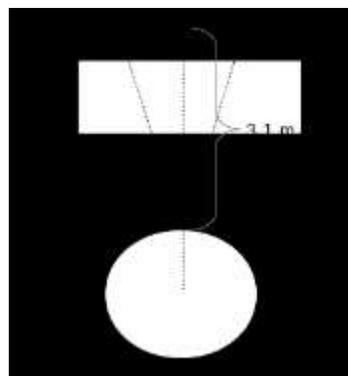


Figura 3.1. Geometría de la visión del sujeto.



Figura 3.2. Elementos que conforman el subsistema de proyección.

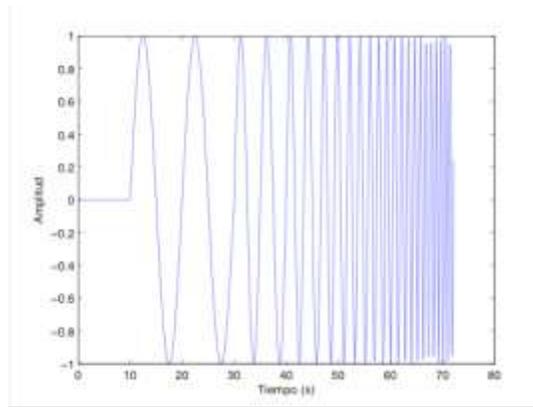


Figura 3.3. Ejemplo de la señal de movimiento de los optotipos

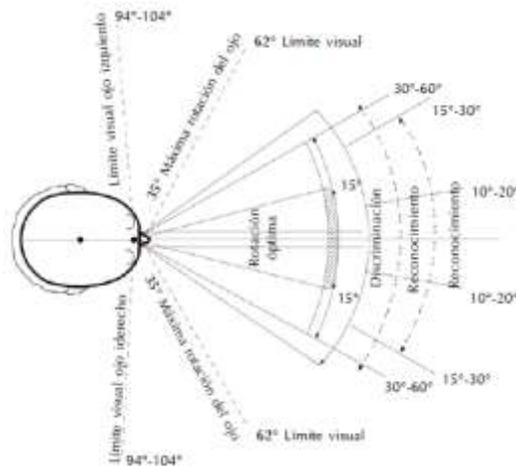


Figura 3.4. Campo visual del ojo

Tabla 3.1 Valores de luminancia

Lugar	cd/m ²
Fondo de la proyección	0.3
En el optotipo	23.64

3.2 Sistema para evaluar la Agudeza Visual Dinámica

La detección de la agudeza visual dinámica se realizó a través del procesamiento de imágenes de video adquiridas de las respuestas pupilares, al realizar el seguimiento del optotipo en movimiento. Al igual que en el método estándar o tradicional (AVE) se le dice al observador, si ve el optotipo y que indique el momento en que ya no puede distinguirlo. Para lograr lo anterior se diseñó un sistema (ver figura 3.5) que pudiera evaluar la agudeza visual dinámica, este sistema consta de varias partes las cuales son:

- Un subsistema de proyección de optotipo con capacidad de movimiento a frecuencias variables.
- Un dispositivo que captura la imagen pupilar mediante cámaras con respuesta al infrarrojo.



Figura 3.5. Ejemplificación del sistema utilizado para evaluar la agudeza visual dinámica.

3.2.1 Subsistema de proyección

Los elementos que conforman el subsistema de proyección (figura 3.2) principalmente son el proyector, la pantalla curva y un galvanómetro que mueve un espejo. Tales elementos tienen el objetivo de proyectar y poder controlar el movimiento de un optotipo.

Dentro de este subsistema se encuentra una fuente luminosa, una fibra óptica, un porta-optotipos y un lente fotográfico. Dicho subsistema proyecta la imagen del optotipo a un espejo, el cual a su vez la proyecta sobre la pantalla curva, que refleja la imagen del tamaño adecuado y donde se moverá el optotipo.

El proyector está constituido por una fuente luminosa variable, una fibra óptica, un porta-optotipos y un lente fotográfico. La fuente luminosa permite controlar el contraste del optotipo, así como la luminancia del mismo, esto para generar las condiciones óptimas para el experimento, de esta forma se proyectan los optotipos en forma de diapositivas.

El porta-optotipos es de gran importancia porque en él se insertan los optotipos que posteriormente serán proyectados. Un parámetro importante de esta pieza es que la distancia de la abertura de inserción del optotipos al lente en combinación con la distancia a la que se encuentra el galvanómetro de la pantalla nos proporciona un aumento lineal de 10 veces. Esto significa que si colocamos una imagen en el proyector, la imagen será proyectada a una escala de 1:10. Por otra parte el lente nos permite controlar el tamaño del optotipo proyectado y el enfoque de este.

El control de frecuencia de movimiento del optotipo está conformado por un espejo montado sobre un galvanómetro conectado a un generador de funciones (el generador de funciones es un Rigol DG1021 con opción de programar una señal), el cual se encarga de generar una señal sinusoidal con una frecuencia deseada, dicha señal gobernara al galvanómetro y el a su vez controla el movimiento del optotipo a través del espejo. El generador nos permite controlar el ángulo de apertura de las oscilaciones y también se busca que no sean muy bruscos los movimientos.

La pantalla en donde se proyecta es curva, de esta manera se garantiza la misma distancia desde el punto de observación hacia un objeto que se encuentra en movimiento. La pantalla se construyó para tener un ángulo visual máximo de aproximadamente 40° y es el ángulo que se forma del observador a los extremos de la pantalla de proyección como se muestra en la figura 3.6.

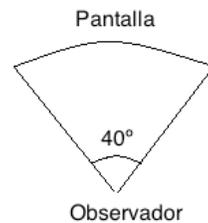


Figura 3.6. Ángulo de visión de la pantalla a una distancia de 3.1 m

3.2.2 Los optotipos

Para los optotipos, se utilizaron las letras de las cartas ETDRS en particular las letras N, R, D, C, O, K. Cada letra tienen un tamaño distinto para que corresponda a las diferentes escalas de Snellen, por ejemplo la letra N representa un 20/200 y una R un 20/160. Para la impresión de los caracteres se consideran los mismos criterios para elaborar las cartas ETDRS, es decir el tamaño del carácter debe subtender 5' de arco y el detalle mínimo del carácter representa un minuto de arco, como por ejemplo para determinar el tamaño del carácter N se calcula de la siguiente manera $[3.1 * \tan(5/60)] / 0.1 = 0.045$, el valor de 3.1 corresponde a la distancia en metros a la que un sujeto se encuentra de la pantalla y el valor de 0.1 es la notación en decimal de la escala de Snellen en este caso 20/200 y para el detalle mínimo se tiene $[3.1 * \tan(1/60)] / 0.1 = 0.009$. En la tabla 3.2 se muestra las dimensiones de los optotipos y las escalas que representan.

Tabla 3.2 Optotipos diseñados para la agudeza visual dinámica

Optotipo	Snellen (pies)	Decimal	LogMAR	Tamaño proyectado (mm)
N	20/200	0.10	1.0	45
R	20/160	0.125	0.9	36
D	20/125	0.16	0.8	28
C	20/100	0.20	0.7	23

O	20/80	0.25	0.6	18
K	20/63	0.32	0.5	14
Z	20/50	0.40	0.4	11

3.2.3 Dispositivo de captura de la imagen

El dispositivo que captura la imagen pupilar está conformado por una cámara de CDD marca Sony modelo Handycam DCR-SR42, con respuesta al infrarrojo (modo de visión nocturna), con resolución de 0.68 Mega pixeles, guarda el video en disco duro interno y tiene un zoom óptico de 40x y captura imágenes como máximo a 30 fps. Además de grabar el video de la respuesta pupilar se graba en un canal de audio una señal que representa los cruces por cero de la señal que alimenta al galvanómetro, con el propósito de saber en qué instantes de tiempo inicia el estudio y los cambios de frecuencia del movimiento de los optotipos; en el otro canal de audio se graba la voz del paciente, con el fin de determinar el momento en que el sujeto deja de reconocer el optotipo, como su puede ver en la figura 3.7.

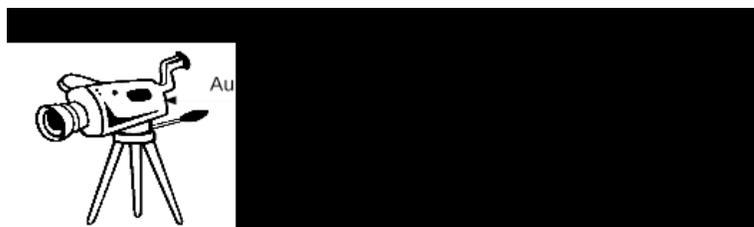


Figura 3.7. Captura del audio de la cámara

3.3 Análisis de las imágenes de la pupila

Considerando lo que se mencionó en el capítulo anterior, existen diversas propuesta para determinar valores cuantitativos de la pupila, en este trabajo se utilizó la técnica de extracción de contornos, como algoritmo principal para obtener el área de la pupila. Antes de describir la metodología utilizada para el análisis de las imágenes de la pupila, es importante conocer algunas de las distorsiones que se presentan en una cámara y como se corrigen para evitar errores en la mediciones de la pupila.

3.3.1 Adquisición de las imágenes con la cámara Sony

Antes de realizar el procesamiento de imágenes se determinan los errores de distorsión que presenta la cámara utilizada, para ello se graba una imagen de una hoja milimétrica (a un tamaño de 853x480 píxeles) para determinar que las rectas de dicha hoja no presentaran curvaturas debido a la distorsión de barril y la distorsión de cojín. Como se puede ver en la figura 3.9 la cámara no presenta visualmente distorsiones, sin embargo, se obtuvo analíticamente a través de una diferencia ($|h - h'|$) el posible error que se tiene por la distorsión radial. El método que se utilizó, fue medir una diagonal (h') en la imagen capturada (ver figura 3.10) y se comparó con el valor calculado a la misma diagonal (h) en la hoja real (el valor de h es de 116.2970 mm).

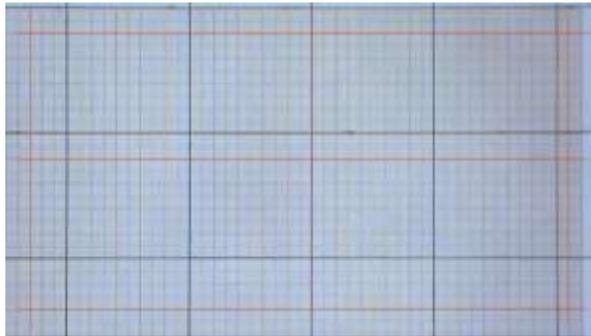


Figura 3.9. Imagen de una hoja milimétrica a la cual se le dibujaron líneas rectas para observar la distorsión radial.

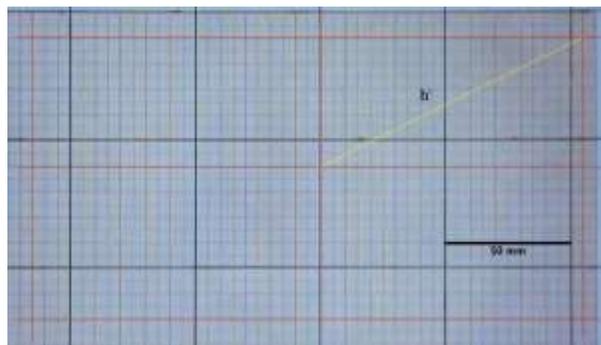


Figura 3.10. Imagen que ilustra la diagonal h' y el valor de referencia que se utilizó en la medición

El valor que se obtuvo al aplicar la diferencia de diagonales fue de 0.314 mm (el resultado es el promedio de varias mediciones). Como se puede observar en el resultado, el error que se

podría tener por la distorsión radial no es alto, además si lo comparamos con el valor de un píxel para la imagen capturada que es de 0.2857 mm (resolución mínima), observamos que el resultado está muy cerca del error mínimo. Es por ello que a las imágenes capturadas con la cámara Sony, no se le aplicó ningún algoritmo de distorsión radial.

3.3.1.1 Distorsión de perspectiva

Para determinar la distorsión de perspectiva se grabó la imagen de una hoja blanca que se encuentra en el ángulo en el que se grabaron las respuestas pupilares. Como se puede observar en la figura 3.11, el ancho de la hoja no se conserva y va disminuyendo de abajo hacia arriba. Esto provoca que la hoja cambie en su geometría, es decir, la hoja cambió de un rectángulo a una trapezoides.

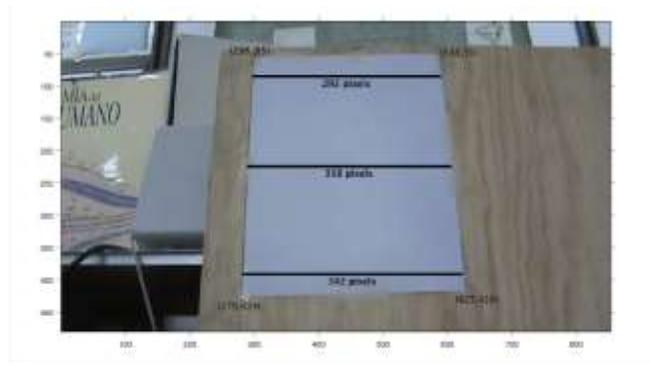


Figura 3.11. Captura de una imagen que ejemplifica los errores que produce la distorsión de perspectiva.

Para corregir la distorsión de perspectiva se busca una matriz H que permite obtener una imagen libre de distorsión. Los datos de entrada son las coordenadas de n puntos (x'_i, y'_i) , $i=1,2, \dots, n$, en la imagen original y las coordenadas deseadas de estos puntos (x_i, y_i) en la imagen rectificadas (ver figura 3.12). Por lo general se escogen puntos (x_i, y_i) que pertenezcan a un rectángulo. Los puntos (x', y') y sus correspondientes (x, y) se obtienen a partir de las siguientes ecuaciones:

$$x' = \frac{x'_1}{x'_3} = \frac{h_{11}x + h_{12}y + h_{13}}{h_{31}x + h_{32}y + h_{33}} \quad (1)$$

$$y' = \frac{x'_2}{x'_3} = \frac{h_{21}x + h_{22}y + h_{23}}{h_{31}x + h_{32}y + h_{33}}$$

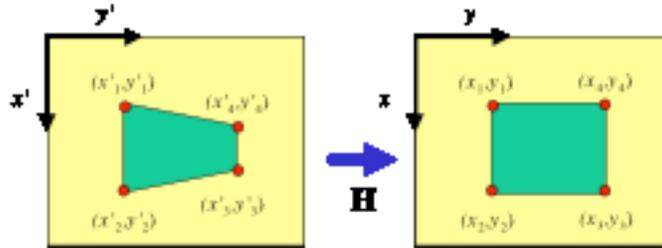


Figura 3.12. Distorsión de perspectiva.

El interés de este tipo de problemas es encontrar los 9 elementos que conforman la matriz H . Sin embargo, como la matriz H es homogénea, kH también sería solución al problema. De esta manera es posible dividir cada elemento de H por h_{33} para obtener una matriz H con solo 8 elementos desconocidos, ya que el último elemento sería igual a 1. Entonces con $h_{33} = 1$, las ecuaciones anteriores pueden ser escritas de forma matricial como:

$$\begin{bmatrix} x & y & 1 & 0 & 0 & 0 & -x'x & -x'y \\ 0 & 0 & 0 & x & y & 1 & -y'x & -y'y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{11} \\ h_{12} \\ h_{13} \\ h_{21} \\ h_{22} \\ h_{23} \\ h_{31} \\ h_{32} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} \quad (2)$$

o bien $Ah=b$. Se observa que para cada correspondencia de puntos se obtienen dos ecuaciones. Suponiendo n pares de puntos correspondientes se puede establecer el siguiente sistema de $2n$ ecuaciones y 8 incógnitas

$$\begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \\ \vdots \\ A_n \end{bmatrix} h = \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_n \end{bmatrix} \quad (3)$$

donde A_i y b_i , son la matriz A y el vector b obtenidas para el punto i.

Para realizar la transformación de la imagen de la figura tal se utiliza las coordenadas de las esquinas de la hoja que sirvió como patrón de muestra y se transforman a unas coordenadas que representen la geometría de la hoja. Para las coordenadas de la imagen transformada se consideró su forma (rectangular) y la relación que tiene la base y la altura en la hoja real. Entonces conociendo las coordenadas de la imagen original y las de la imagen transformada se puede utilizar la ecuación 2 y 3 para determinar la matriz de transformación H , que se utilizará para corregir la distorsión de perspectiva; de esta manera tenemos la siguiente expresión:

$$\begin{bmatrix} 279 & 28 & 1 & 0 & 0 & 0 & -83142 & -8344 \\ 0 & 0 & 0 & 279 & 28 & 1 & -15354 & -1540 \\ 585 & 28 & 1 & 0 & 0 & 0 & -342225 & -16380 \\ 0 & 0 & 0 & 585 & 28 & 1 & -29250 & -1400 \\ 585 & 424 & 1 & 0 & 0 & 0 & -365625 & -265000 \\ 0 & 0 & 0 & 585 & 424 & 1 & -243360 & -176384 \\ 279 & 424 & 1 & 0 & 0 & 0 & -77841 & -118296 \\ 0 & 0 & 0 & 279 & 424 & 1 & -188296 & -179776 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_{11} \\ h_{12} \\ h_{13} \\ h_{21} \\ h_{22} \\ h_{23} \\ h_{31} \\ h_{32} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 298 \\ 55 \\ 585 \\ 50 \\ 625 \\ 416 \\ 279 \\ 424 \end{bmatrix}$$

resolviendo el sistema de ecuaciones tenemos:

$$h = \begin{bmatrix} 0.9389 & -0.1671 & 38.3551 \\ -0.0155 & 0.7427 & 38.0865 \\ 0 & -0.0004 & 1 \end{bmatrix}$$

Para poder utilizar esta matriz en la instrucción *maketform* de Matlab se tiene que introducir de la siguiente manera $H=(h^{-1})^T$, por lo que se tiene la siguiente matriz:

$$H = \begin{bmatrix} 1.0686 & 0.0219 & 0 \\ 0.2140 & 1.3238 & 0.0005 \\ -49.1357 & -51.2552 & 0.9795 \end{bmatrix}$$

Al aplicar la matriz de transformación a la imagen distorsionada, se obtiene como resultados la imagen de la figura 3.13.

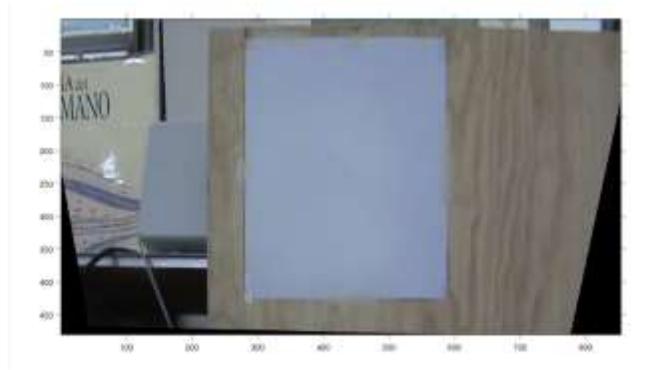


Figura 3.13. Corrección de la distorsión de perspectiva.

3.3.2 Pre-procesamiento de imágenes

Para procesar las imágenes que contiene el video de las respuestas pupilares, es necesario obtener primeramente los cuadros de video, es decir se necesita desensamblar el video en fotogramas, posteriormente se realizar un pre-procesamiento a cada uno de estos fotogramas. Para desensamblar el video se utilizó el programa gratuito AVI4BMP, dicho programa genera cuadros de video con una resolución de 352x288 y los almacena en formato BMP, en la figura 3.14 se muestra un ejemplo de un cuadro de video, obtenido por el programa AVI4BMP.

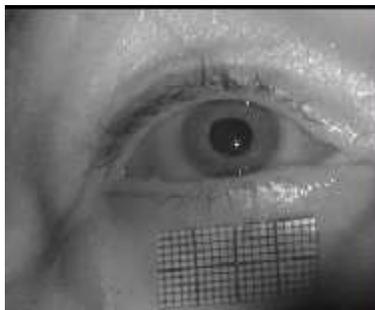


Figura 3.14. Un fotograma de la respuesta de la pupila a una resolución de 352x288.

El pre-procesamiento se realiza para simplificar la imagen sin perder la información relevante, de esta manera se consigue la minimización del tiempo de procesamiento. La primera parte del pre-procesamiento consiste, en que a cada uno de los fotogramas se le aplica una conversión a niveles de gris (aunque la imagen de la figura 3.14 se ve en niveles de gris la imagen en realidad tiene los tres canales RGB). Posteriormente se aplica a cada imagen una corrección de distorsión, y por último se selecciona manualmente una región de interés (la región de interés seleccionada se aplica a todo el conjunto de imágenes que representa un video). La figura 3.15 ilustra los pasos anteriormente mencionados.

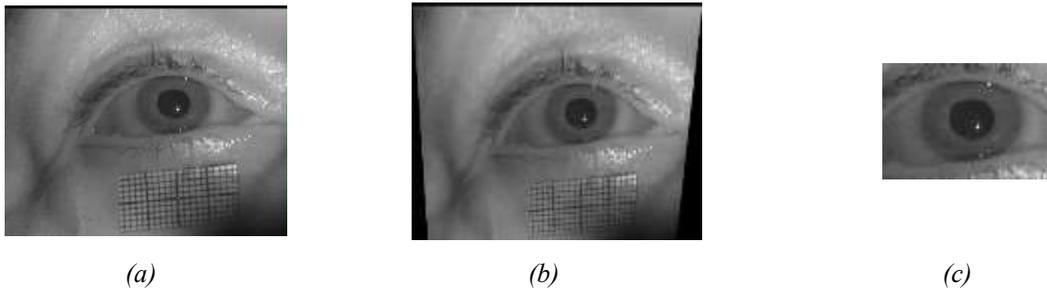


Figura 3.15. Primera etapa del pre-procesamiento: a) Imagen en niveles de gris, b) corrección de distorsión de perspectiva, c) selección de la región de interés.

La siguiente etapa del procesamiento consiste en obtener el histograma de la imagen (ver figura 3.16), ya que está refleja información estadística importante que puede ser utilizado en el procesamiento. El análisis de los histogramas de una imagen, constituye una técnica que permite mejorar su calidad, por lo cual, a cada imagen se le aplicó una corrección gamma para mejorar el contraste visual.

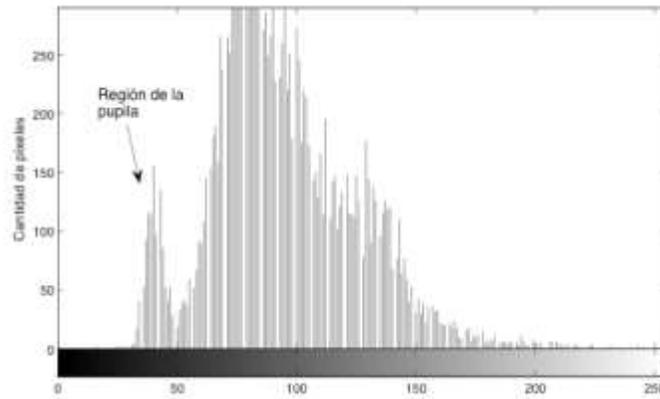


Figura 3.16. Histograma de la figura 3.15 (c), en la imagen se puede apreciar la región de la pupila y el resto del ojo.

La corrección gamma se utilizó porque a veces es necesario incrementar el contraste para niveles de gris oscuros (cerca de cero) o claros (cerca de 255). Para mejorar el contraste para niveles de gris tanto bajos como altos, suele utilizarse una función de corrección gamma, como se muestra a continuación:

$$g(x,y) = \frac{255}{(255)^\gamma} (f(x,y))^\gamma$$

La corrección gamma se comporta de diferente manera según el valor de γ . Si $\gamma < 1$, se expande la región inferior del rango dinámico de entrada (tonos oscuros) y se comprime la región superior (tonos claros). Si $\gamma > 1$ se comprime la región inferior del rango dinámico y se expande la región superior. La elección más conveniente del valor γ depende de la distribución de niveles de gris de la imagen de entrada y de las características que se deseen resaltar. La figura 3.17 muestra el resultado de aplicar una corrección gamma de 1.25 a la imagen del ojo.

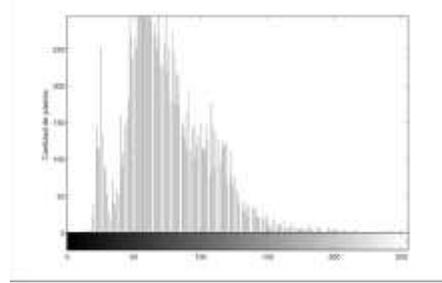
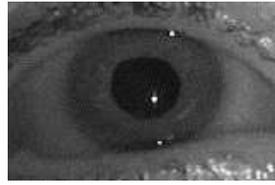


Figura 3.17. Imagen con corrección gama de 1.25 y su correspondiente histograma

La etapa final del pre-procesamiento fue aplicar una ecualización de histograma y un filtro espacial, en particular un filtro de mediana (ver figura 3.18), este filtro reemplaza el valor de gris de un punto por la mediana de los niveles de gris de una cierta vecindad. La función principal de los filtros de mediana es forzar a los puntos con valores de intensidad muy distintos a sus vecinos a tener valores muy próximos a sus vecinos, de modo que se eliminan picos de intensidad que aparezcan en áreas aisladas. Este tipo de filtro no difumina los bordes.



Figura 3.18. Imagen con ecualización de histograma y filtro de mediana

3.3.3 Procesamiento de imágenes de la pupila

La detección de bordes es de suma importancia y utilidad en la extracción de la pupila, ya que facilita muchas tareas, entre ellas, el reconocimiento de objetos y la segmentación de regiones. El algoritmo de Canny se usa para detectar todos los bordes existentes en la imagen. Este algoritmo se considera como uno de los mejores métodos para la detección de contornos, mediante el empleo de máscaras de convolución y basado en la primera derivada.

El algoritmo de Canny consta en general de tres pasos:

- Obtención del gradiente: es este paso se calcula la magnitud y orientación del vector gradiente en cada píxel.
- Supresión no máxima: en este paso se logra el adelgazamiento del ancho de los bordes, obtenidos con el gradiente, hasta lograr bordes de un píxel de ancho.
- Histéresis de umbral: en este paso se aplica una función de histéresis basado en dos umbrales; con este proceso se pretende reducir la posibilidad de aparición de contornos falsos

Al algoritmo tradicional de Canny se le agrego un cuarto paso que consiste en cerrar los contornos que pudieran quedar abiertos por problemas de ruido. El método que se utilizó es el algoritmo de Deriche y Cocquerez. Este algoritmo utiliza como entrada una imagen binarizada de contornos de un píxel de ancho. El algoritmo busca los extremos de los contornos abiertos y sigue la dirección del máximo gradiente hasta cerrarlos con otro extremo abierto. En la figura 3.19 se puede ver el resultado del aplicar el algoritmo de detección de bordes.

El siguiente paso es rellenar los componentes que se encuentren cerrados por los bordes como se muestra en la figura 3.20, posteriormente se eliminar los elementos que no representan la pupila en la imagen, para realizar esto se utilizó la función `bwareaopen` de Matlab, a dicha función se le coloca el área mínima que se desea observar en el caso de la figura 3.21 se colocó el valor de 100, consiguiendo el resultado que se muestra en la figura 3.22, con dicha imagen ya se pueden obtener datos importantes de la pupila como es el área.



Figura 3.20. Detección de contornos (histéresis de umbral 50-100)



Figura 3.21. Relleno del contorno de la pupila

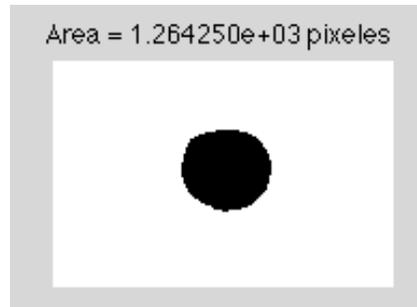


Figura 3.22. Determinación del área de la pupila

El procesamiento antes mencionado es útil cuando las imagen no presentan pupilas ocluidas (principalmente por parpados) como el de la figura 3.18, pero hay otras imágenes en las que es difícil determinar el área o diámetro de la pupila, así que para estos casos se utilizó otro algoritmo que pudiera determinar una aproximación del diámetro de la pupila, para posteriormente determinar el área pupilar.

Este segundo algoritmo esta implementado en una función existente en Matlab, esta función se llama *imfindcircles* y utiliza como entrada las imágenes pre-procesadas con anterioridad, la instrucción está basada en la transformada circular de Hough, de esta manera al utilizarla se asume que el contorno de la pupila será circular, además para utilizarse se debe de conocer el intervalo del radio que se pretende encontrar es decir se debe pasar a la función un radio mínimo y un radio máximo y para incrementar su exactitud se le colocó un valor de sensibilidad de 1. En la figura 3.23 se muestra el diagrama de flujo que se utilizó para la detección de la pupila.

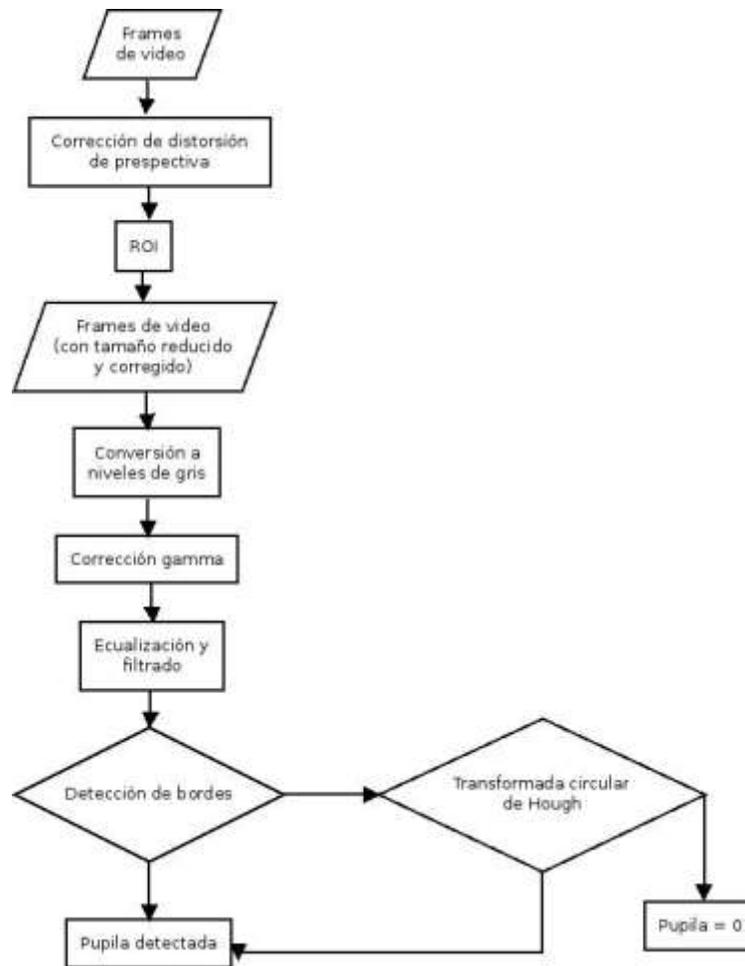


Figura 3.23 Diagrama de flujo del procesamiento de imágenes

Capítulo IV

Resultados y discusión

4.1 Procesamiento de Imágenes

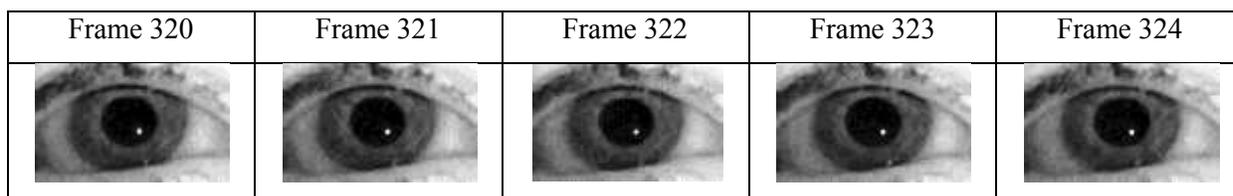
En este capítulo presentamos los resultados obtenidos aplicando la metodología explicada anteriormente. En tabla 4.1 muestra un resumen de los videos que se analizaron para cada sujeto de estudio, así como la duración de cada video y el número de fotogramas a los cuales se aplicó el procesamiento de imágenes, cabe resaltar que el número de fotogramas que se utilizaron para el procesamiento de imágenes no corresponden al valor que debería de haber por la duración del video, ya que hay videos que comienzan con la grabación cuando el sujeto

aún está preparándose y recibiendo indicaciones para iniciar el estudio, igualmente hay unos segundos de grabación posteriores al término del estudio que no son útiles. También se puede observar en dicha tabla que el sujeto 1 tiene una menor cantidad de cuadros por segundo (casi la mitad), esto se debe a que se realizaron capturas a 15 cuadros por segundo, mientras que los demás se capturaron a 30 cuadros por segundo.

Tabla 4.1. Duración del video y cantidad de imágenes procesadas.

	Duración del video/cuadros de video procesados						
	N	R	D	C	O	K	Z
Sujeto 1	1:10/1009	1:18/1103	1:19/1090	1:20/1090	1:17/1016	1:24/1172	0:51/718
Sujeto 2	1:17/2290	1:14/2131					
Sujeto 3	1:15/2454		1:33/2560				
Sujeto 4			1:37/2231	1:45/2369			
Sujeto 5			1:27/2425	1:20/2254			

Los resultados que se obtuvieron con el procesamiento de imágenes para la detección del borde de la pupila lo podemos observar en la figura 4.1 (aplicando el primer algoritmo propuesto en la metodología), en ellas se aprecia una serie de cuadros de video consecutivos y la correcta detección, sin embargo, en la figura 4.2 podemos observar las condiciones en las que el algoritmo no genera información útil, como se puede apreciar en la figura, son condiciones en donde el sujeto inicia y termina los movimientos de parpadeo² que son bastante frecuentes en todo el estudio. El porcentaje de imágenes, donde la pupila es obstruida por el parpado es considerablemente alto, por ejemplo en el sujeto uno es de aproximadamente el 14% del total de todos los cuadros de video, en la tabla 4.1 se muestra el porcentaje promedio de cada sujeto.



² El parpadeo en un sujeto cambia dependiendo la actividad que realice, por ejemplo en una conversación, los interlocutores parpadean en promedio 22 veces por minuto; mientras que, al leer la frecuencia es de 12 a 15 veces por minuto.

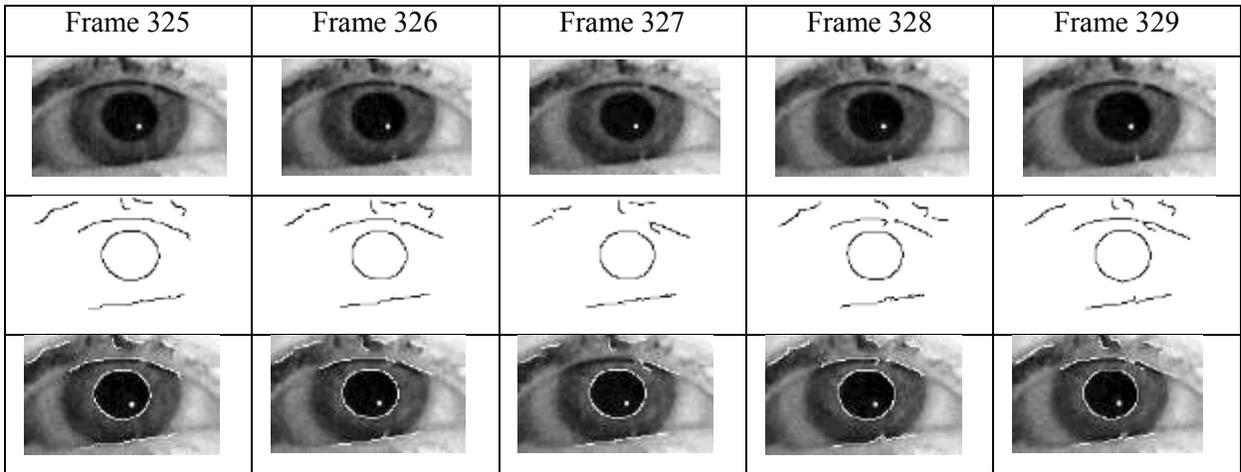
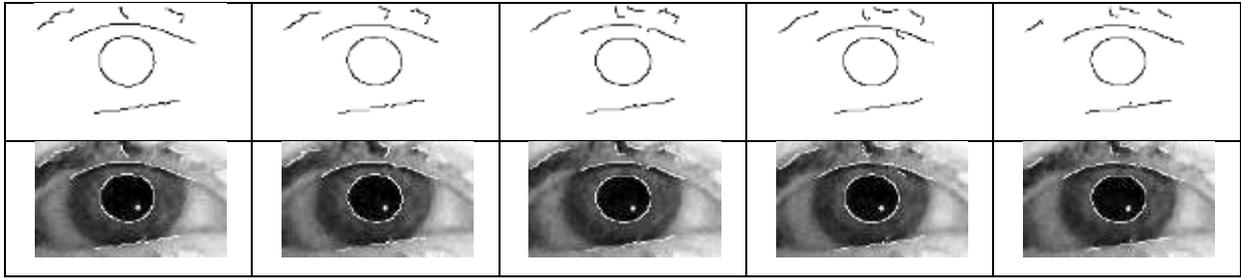


Figura 4.1. Detección de bordes de una secuencia de video. a) frame 320-324 b) frame 325-329.

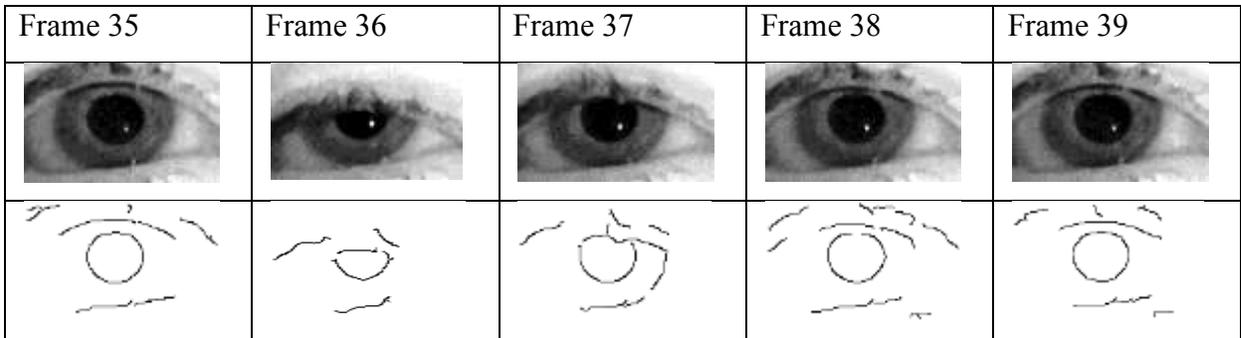


Figura 4.2. Cuadros de video que ilustran el movimiento del parpadeo y la incorrecta detección de la pupila.

Tabla 4.1 Porcentaje promedio de imágenes que se encuentran obstruidas por los parpados.

Sujeto	Porcentaje de imágenes obstruidas
--------	-----------------------------------

	por los parpados (parcial o total)
1	14 %
2	20%
3	18%
4	16%
5	29%

Además en la figura 4.2 podemos observar que en el *frame* 38, visualmente se distingue la pupila, sin embargo, si se observa con detalle, se ve que existe una sombra entre pupila y párpado, estas sombras son debidas principalmente por las pestañas, en estas condiciones el algoritmo de detección de contornos no alcanza a cerrar completamente el borde de la pupila, como se muestra en el resultado del procesamiento del *frame* 38, aun cuando el algoritmo trata de cerrar los contorno abiertos, éstos son demasiado grandes, por lo que se aprecia cierta apertura.

Cuando se aplica el segundo algoritmo a las imágenes que se encuentran parcialmente cubiertas por los párpados o cuando el algoritmo de detección de borde no pudo obtener el contorno (el porcentaje de imágenes procesadas con este algoritmo, son aproximadamente el mismo que la tabla 4.1), se obtiene el resultado que se muestra en la figura 4.3. Con la utilización de los dos algoritmos se obtuvo en cuatro sujetos (ver tabla 4.2) una tasa de imágenes reconocidas de más del 90%, que no es un valor alto, esto se debe principalmente a que en algunos sujetos, su pupila se encuentra la mayor parte del estudio obstruida por los parpados (ver figura 4.4), y otros sujetos parpadean mucho principalmente al inicio y fin del estudio (ver tabla 4.1).

Frame 36	Frame 37	Frame 38
----------	----------	----------

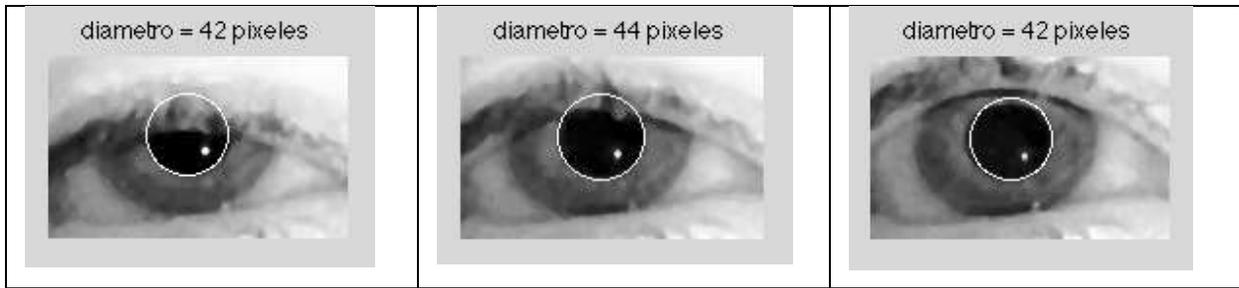


Figura 4.3. Obtención del diámetro de la pupila utilizando la aproximación a círculos.

Tabla 4.2 Porcentaje de imágenes reconocidas para cada sujeto

	N	R	D	C	O	K	Z
Sujeto 1	98.9%	99%	97.43%	96.88%	99.5%	95.39%	97.07%
Sujeto 2	94.3%	90.1%					
Sujeto 3	90.99%		96.24%				
Sujeto 4			95.42%	93.49%			
Sujeto 5			87.66%	89.17%			

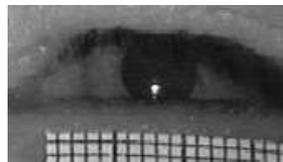


Figura 4.4. Imagen del ojo del sujeto 2.

Para el segundo algoritmo se puede observar en el *frame 38* (figura 4.3) que la aproximación a un círculo puede generar cierto error en el cálculo del área, esto debido principalmente a regiones irregulares de la pupila, como es el caso del *frame 38*, donde la región inferior del círculo tiene una buena aproximación, pero en la parte superior; el círculo encierra una región en donde ya no se encuentra la pupila, y esa es una de las causas por la que este algoritmo no se utilizó como el algoritmo principal para la obtención del área pupilar.

4.2 Pupilogramas y movimiento del ojo

Después de haber realizado el procesamiento de imágenes, en cada uno de los videos, el siguiente paso es obtener las gráficas del área pupilar (pupilograma) y las gráficas de los centroides de la pupila, para determinar su movimiento en los ejes “x” y “y” como se muestran en la figura 4.5. Además se puede apreciar en cada gráfica, el instante en que el sujeto inicia la prueba (la primera línea paralela al eje “y”) y el momento en donde el sujeto indica que ya no puede reconocer el optotipo (segunda línea paralela). También se puede observar en la gráfica

el denominado ruido pupilar, que antecede a las respuestas de la pupila por el movimiento del optotipo.

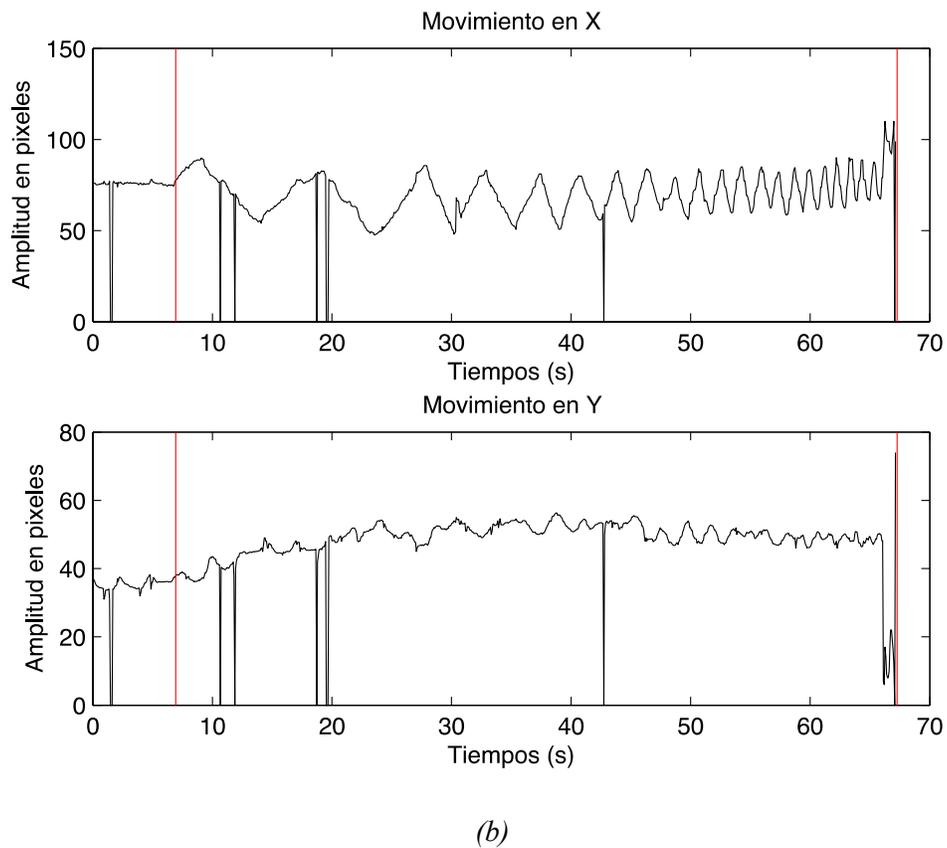
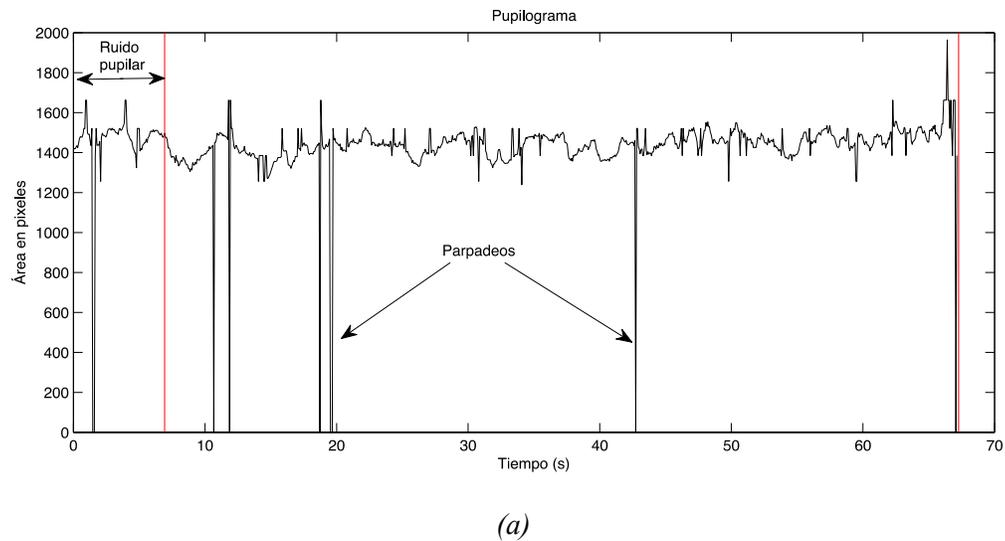


Figura 4.5. Ejemplos de (a) pupilograma y (b) movimiento en "x" y en "y".

En las gráficas anteriores se puede observar que hay valores con cero, estos valores corresponden a imágenes en donde la pupila queda completamente obstruida por los párpados o está muy poco visible y en consecuencia no es posible determinar un valor. Por otra parte en las gráficas de movimiento del ojo, en la mayoría de los sujetos se puede apreciar que en “x” el movimiento es muy parecido a la señal con la que se mueven los optotipos, pero la amplitud no es constante, va disminuyendo conforme aumenta la velocidad de movimiento, una explicación a este comportamiento es que posiblemente los sujetos giren la cabeza para compensar el movimiento del optotipo. Para las gráficas en “y”, todos los sujetos presentan un movimiento en menor o mayor grado, en ellas, se esperaría que el movimiento del ojo en este eje resultara una constante porque el movimiento del optotipo se realiza en forma horizontal, esto se presenta por lo menos en algunos sujetos, sin embargo en otros se observan trayectorias parabólicas u otro tipo de movimiento. En ambas gráficas de movimiento, se puede observar, que segundos antes de que el sujeto asegure que ya no distingue al optotipo, se presentan cambios abruptos en el movimiento del ojo.

4.2.1 Determinación del inicio y fin del movimiento de los optotipos

Para determinar el instante en que comienza a moverse el optotipo se analizó el audio que se grabó en la cámara; como se mencionó en la metodología se grabó en un canal de audio la señal del generador de funciones que mueve a los optotipos y que pasa por un detector de cruces por cero, en la figura 4.6 se muestra el audio grabado en uno de los canales de la cámara y que es la misma para cada sujeto, excepto los instantes en que ocurre cada transición de frecuencia. En esta figura podemos apreciar el momento en donde comienza el estudio de la agudeza visual dinámica (primera delta) y los instantes en donde cambia la frecuencia del movimiento del optotipo; esto se determinó midiendo el periodo de la señal, es decir la inversa de la diferencia de tiempo de deltas positivas, cada tres deltas hay un cambio en la frecuencia (una frecuencia dura dos periodos); la obtención de los instantes en donde ocurre un cambio en la frecuencia, lo determina un programa que se realizó en Matlab. En la tabla 4.3, se ilustra las mediciones de las frecuencias con el programa y se compararon con el valor que deberían de tener, como puede apreciarse el error es relativamente bajo, la mayoría tiene un error menor del 1%, exceptuando a la frecuencia de 0.2 Hz que ronda el 2%.

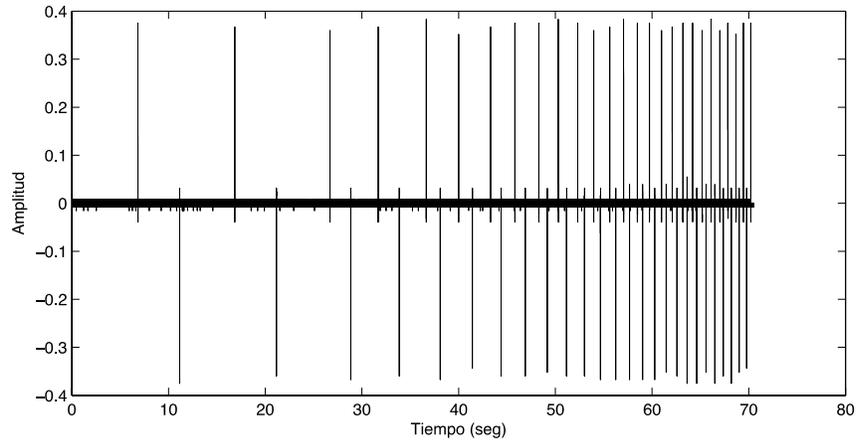


Figura 4.6. Señal de audio de indica los cruces por cero de la señal sinusoidal que mueve los optotipos.

Tabla 4.3. Medición de frecuencias a partir de la señal de audio capturado.

Frecuencias configuradas en el generador (Hz)	Frecuencia estimada a partir de la señal de audio	Error
0.1	0.09987	0.13%
0.2	0.19762	1.69%
0.3	0.29850	0.5%
0.4	0.40322	0.8%
0.5	0.5	0%
0.6	0.60606	1.01%
0.7	0.70422	0.6%
0.8	0.8	0%
0.9	0.90090	0.1%
1.0	1.0	0%
1.1	1.09890	0.11%
1.2	1.19047	0.79%
1.3	1.29870	0.1%

Como se mencionó en la metodología, el estudio termina cuando el sujeto oprime un botón que prende una fuente luminosa y de esta manera se registra en un cuadro de video una porción de la imagen iluminada y es entonces el momento en que el sujeto reconoce que ya no puede distinguir al optotipo (ver figura 4.7). Otra forma de lograr lo mismo, es que el sujeto simplemente diga que ya no distingue el optotipo, entonces queda registrada su voz en el otro canal de audio (ver figura 4.8). En este caso se revisa el audio que se grabó y se busca en que parte de él, el sujeto menciona que ya no ve el optotipo, y el criterio, para determinar el instante en que el sujeto comenzó a hablar, es encontrar el primer valor de amplitud 1 en la región antes mencionada (ver figura 4.8).

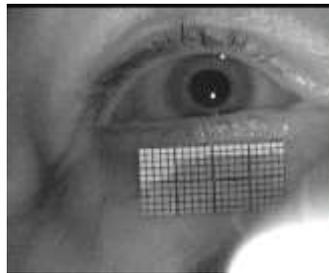


Figura 4.7. Cuadro de video que indica que el sujeto ya no reconoce el optotipo (porción inferior iluminada)

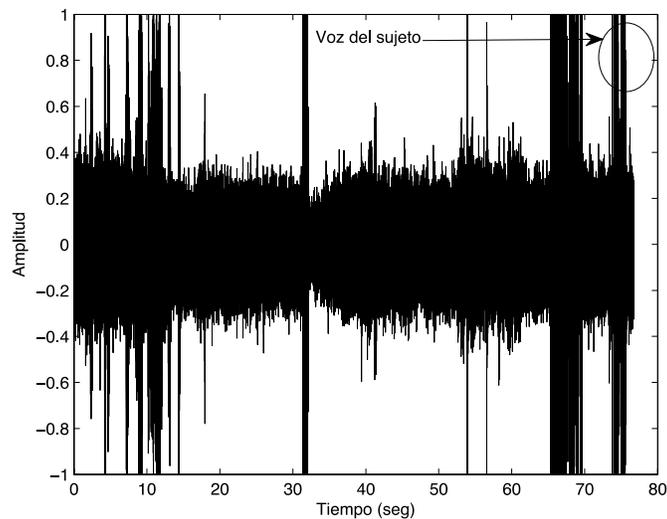


Figura 4.8. Registro de la voz del sujeto y momento en donde se menciona el sujeto que ya no distingue el optotipo.

En la tabla 4.4 se muestra el método que se utilizó en cada sujeto para determinar el momento en que cada sujeto confirma que ya no distingue el optotipo y en la tabla 4.5 los resultados que indican los instantes de tiempo en donde comienza el estudio y el momento en donde el sujeto asegura que ya no puede distinguir el optotipo.

Tabla 4.4. Método para determinar el no reconocimiento del optotipo.

Sujeto	Registro en video	Registro en audio
1	X	
2		X
3	X	X
4		X
5		X

Tabla 4.5 Inicio de prueba (IP) y no reconocimiento de optotipo (NRO)

Sujeto 1 N		Sujeto 1 R		Sujeto 1 D		Sujeto 1 C		Sujeto 1 O	
IP	NRO	IP	NRO	IP	NRO	IP	NRO	IP	NRO
6.83 s	67.2 s	10.48 s	72.8 s	12.76 s	72.93 s	16.43 s	76.4 s	10.22 s	69.4
Sujeto 1 K		Sujeto 1 Z							
IP	NRO	IP	NRO						
30.85 s	82 s	5.29 s	---						

Sujeto 2 N		Sujeto 2 R	
IP	NRO	IP	NRO
15.2 s	74.17	13.89 s	----

Sujeto 3 N		Sujeto 3 D	
IP	NRO	IP	NRO
17.7 s	79.1	29.12 s	90.2 s

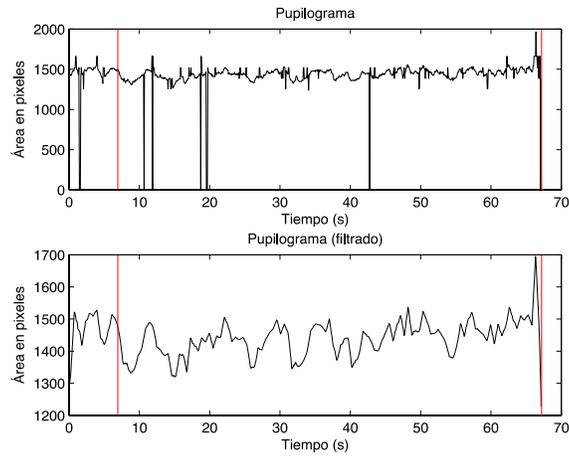
Sujeto 4 D		Sujeto 4 C	
IP	NRO	IP	NRO
36.57 s	93 s	43.29 s	98.7 s

Sujeto 5 D		Sujeto 5 C	
IP	NRO	IP	NRO
14.79 s	85	14.16 s	75.83

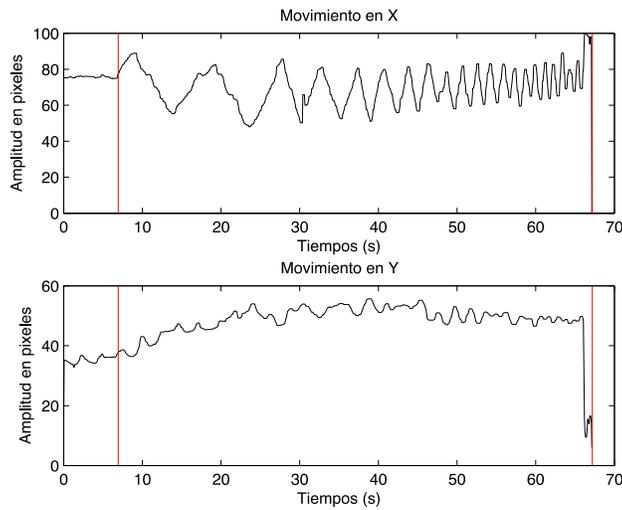
De la tabla 5.5 se puede observar que el sujeto 1 y 2 no tienen un valor en el campo de no reconocimiento de optotipo, esto se debe a que el sujeto se retiró del soporte oftalmológico antes de concluir el estudio, por ende hay poca información sobre esos resultados. Con respecto a la técnica utilizada el método de reconocimiento a partir de un fotograma es mucho más sencilla que a partir del audio (ya que la búsqueda por audio es totalmente manual), sin embargo los sujetos estudiados preferían principalmente confirmar con la voz (ver tabla 4.4). Los registros de audio tienen el inconveniente de grabar también el ruido de fondo, que se genera cuando se está realizando el estudio, esto se puede ver en la gráfica 4.8. También se puede observar que hay ruidos importantes en esa grabación.

4.2.2 Filtrado del pupilograma y del movimiento del ojo

A partir de los resultados que se obtuvieron con el procesamiento de imágenes, a cada señal se le aplicó una serie de filtros para eliminar ruido. El primer filtro que se aplica fue el de mediana, su propósito es eliminar el denominado ruido impulsivo, en nuestro caso este tipo de ruido, está representado por los valores a cero ya sea del área pupilar o de las amplitudes de los movimientos del ojo, se consideró para este filtro una ventana de 15 muestras, para un muestreo de 30 cuadros por segundo, es decir la ventana tiene un valor de medio segundo. Posteriormente los datos se volvieron a filtrar, pero ahora con un filtro FIR de orden 20 y con una frecuencia de corte de 1 Hz, el resultado de ambos filtros se muestran en la figura 4.9.



(a)



(b)

Figura 4.9. Resultado del filtrado del (a) pupilograma y de los (b) movimientos del ojo.

4.3 Análisis de datos

A partir de los datos filtrados se aplicaron varios análisis, en cada uno de ellos se consideró no realizarlos sobre todo el conjunto de datos, porque existen diversas condiciones en las señales, como la sección de inicio del estudio (ruido pupilar) y hay otra sección que es la respuesta de la pupila a los optotipos en movimiento.

4.3.1 Autocorrelación

Con este análisis se obtiene la autocorrelación de los datos generados por los filtros, como se muestra en la figura 4.10, la razón de este análisis es determinar si los datos no representan simplemente valores aleatorios. Por otra parte la gráfica 4.11 muestra la función autocorrelación de una señal aleatoria, con una banda de confianza del 99% (representado por las líneas horizontales en la gráfica).

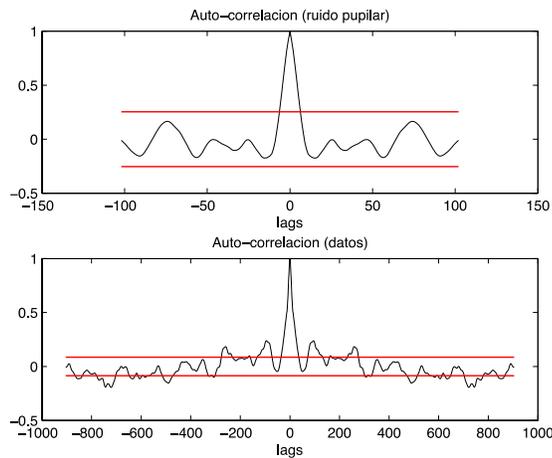


Figura 4.10. Autocorrelación del ruido pupilar y de los datos que representan la respuesta de la pupila debido al movimiento del optotipo

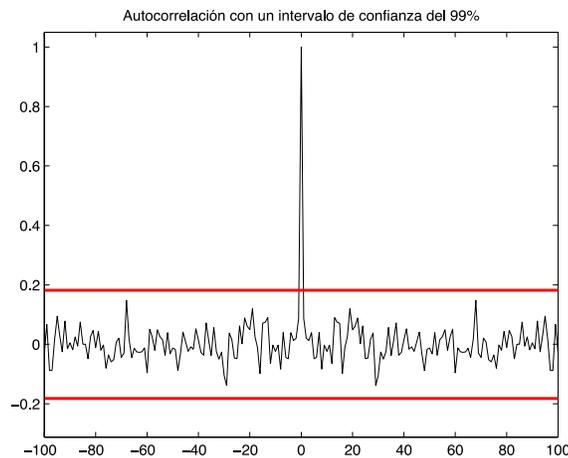


Figura 4.11. Función de autocorrelación de una señal aleatoria

Si comparamos las autocorrelaciones de cada sujeto (figura 4.10) con las de una señal aleatoria (4.11) en la mayoría de los resultados observamos para el ruido pupilar, que algunos valores salen del nivel de confianza, a diferencia de una señal aleatoria, donde solo hay un único valor centrado en cero, de esos resultados podemos inferir que los datos que representan el ruido pupilar no son del todo aleatorios, además en algunos sujetos se puede apreciar cierta periodicidad. Por otra parte los otros datos debidos al movimiento de los optotipos se puede apreciar que en la mayoría existe una mayor cantidad de información que no está contenida en la banda de confianza y que no hay una similitud con el ruido pupilar.

4.3.2 Densidad de potencia

Otro análisis que se realizó fue la obtención de la densidad de potencia por el método de Welch para cada caso de datos, y se obtuvo como resultado las gráficas que se muestran en la figura 4.12.

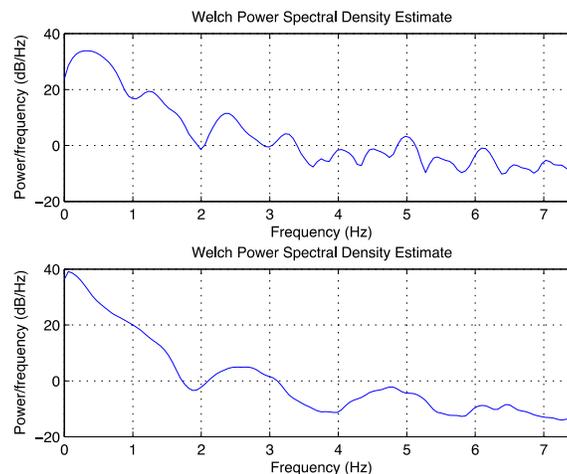


Figura 4.12. Densidad de potencia para el ruido pupilar (grafica superior) y la respuesta de la pupila debido al movimiento del optotipo (grafica inferior)

De los espectros de potencia tenemos que las amplitudes más altas se encuentran en frecuencias bajas (ver tabla 4.6), y son en la mayoría de los casos iguales, además predomina el valor de 0.1 Hz, solamente el sujeto 1 tiene valores más bajos a este valor.

Tabla 4.6 Frecuencia (Hz) para cada sujeto en ruido pupilar (RP) y optotipo en movimiento (OM)

Sujeto 1 N		Sujeto 1 R		Sujeto 1 D		Sujeto 1 C		Sujeto 1 O		Sujeto 1 K		Sujeto 1 Z	
RP	OM	RP	OM										
0.35	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.4	0.05	0.17	0.05	0.05	0.05	0.05	--

Sujeto 2 N		Sujeto 2 R	
RP	OM	RP	OM
0.23	0.11	--	--

Sujeto 3 N		Sujeto 3 D	
RP	OM	RP	OM
0.11	0.11	0.11	0.11

Sujeto 4 D		Sujeto 4 C	
RP	OM	RP	OM
0.11	0.11	0.11	0.11

Sujeto 5 D		Sujeto 5 C	
RP	OM	RP	OM
0.11	0.11	0.11	0.11

4.3.3 Análisis estadístico

En este análisis se obtuvo algunos parámetros básicos estadísticos, tanto para el ruido pupilar como para cada intervalo de frecuencia, en que se va movimiento el optotipo. Como ejemplo de lo anterior se muestra en la tabla 4.7, los resultados del sujeto 1 para el optotipo N.

Tabla 4.7. Valores estadísticos del todo el estudio para el sujeto 1 (los valores con asterisco indican que el sujeto no concluyo de visualizar determinada frecuencia)

	Sujeto 1 optotipo N			
Frecuencia	Promedio	Dev. Est.	Mín.	Máx.
0.00 (Ruido pupilar)	1469.7	50.79		

0.10	1410.5	45.62	1286.1	1527.8
0.20	1434.4	46.78	1320.4	1504.8
0.30	1480.4	14.23	1345.1	1497.1
0.40	1433.7	39.89	1453.2	1500.2
0.50	1475.7	23.04	1349.7	1536.6
0.60	1424.1	31.59	1450.1	1531.3
0.70	1481.5	20.21	1379.1	1475.1
0.80	1452.5	14.98	1446.1	1483.8
0.90	1487.7	26.90	1423.4	1536.4
1.00	1495.2	11.48	1470.8	1510.3
1.10	1537.9	80.44	1351.0	1695.2
1.20	1289.9*	62.06*	1226.9*	1351.0*
1.30	---	---	---	---

Además con los datos estadísticos se obtuvo un diagrama de caja para obtener una gráfica del comportamiento de la media como se muestra en la figura 4.13

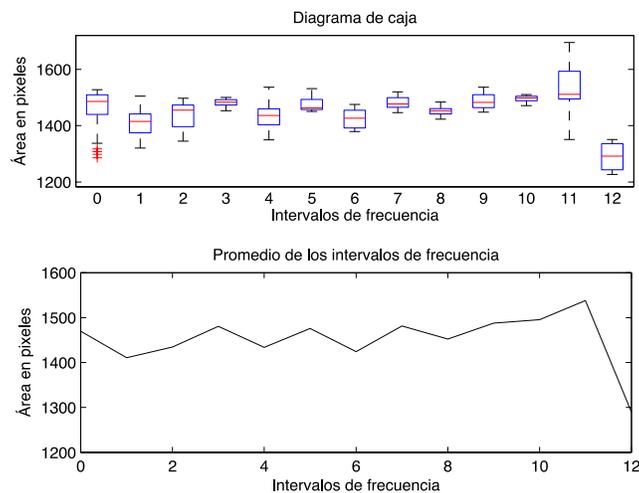


Figura 4.13 Diagrama de caja y grafica de la media para cada intervalo de frecuencia (el valor de cero en el eje “x” indica el ruido pupilar)

La última etapa consistió en realizar un análisis de Anova de una vía (tabla 4.8) para determinar si estadísticamente las medias son iguales, de no ser iguales las gráficas de medias podrían visualizar cambios significativos en las áreas de la pupila.

Tabla 4.8 Análisis de Varianza (Una Vía)

Resumen					
<i>Grupos</i>	<i>Tamaño muestral</i>	<i>Suma</i>	<i>Media</i>	<i>Varianza</i>	
<i>Ruido</i>	157	199,797.175	1,272.59347	7,710.84843	
<i>0.1 Hz</i>	298	387,386.464	1,299.95458	5,226.52673	
<i>0.2 Hz</i>	149	188,520.857	1,265.24065	2,194.7471	
<i>0.3 Hz</i>	100	130,699.236	1,306.99236	1,319.98872	
<i>0.4 Hz</i>	75	102,725.337	1,369.67116	1,077.2958	
<i>0.5 Hz</i>	60	82,417.337	1,373.62228	1,466.88007	
<i>0.6 Hz</i>	50	67,770.999	1,355.41998	1,017.36838	
<i>0.7 Hz</i>	43	59,906.688	1,393.17879	530.2625	
<i>0.8 Hz</i>	37	51,473.19	1,391.1673	223.23268	
<i>0.9 Hz</i>	33	47,565.366	1,441.37473	692.69582	
<i>1.0 Hz</i>	30	42,814.169	1,427.13897	167.02875	
<i>1.1 Hz</i>	27	38,366.811	1,420.993	399.21753	
<i>1.2 Hz</i>	25	36,840.794	1,473.63176	290.39302	
<i>1.3 Hz</i>	18	25,144.768	1,396.93156	34,390.5558	

ANOVA

<i>Origen de la Variación</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>nivel p</i>	<i>F crit</i>
Entre Grupos	3,534,924.42433	13	271,917.26341	72.40311	0.E+0	1.97241
Dentro de Grupos	4,086,095.15101	1088	3,755.60216			
<i>Total</i>	<i>7,621,019.57534</i>	<i>1101</i>				

Observando los valores medios, todo parece indicar que existen diferencias entre los diferentes valores de la media de área de la pupila con respecto a los cambios de frecuencia. Del análisis de Anova se observa que $F > F_{crit}$ de lo cual podemos inferir que al menos una de las medias difiere de forma estadísticamente significativa del resto de las medias del área de la pupila

Por otra parte de los diagramas de bigote se puede observar que en algunas frecuencias se compactan los datos de los diámetros pupilares, también se puede apreciar principalmente en regiones en donde hay gran cantidad de parpadeos valores atípicos que están representados en la gráfica por los asteriscos, este caso parece ser una constante en la mayoría de los sujetos que se analizaron

4.3.4 Resultados finales

De los resultados que se describieron anteriormente se realizó la tabla 4.9 para comparar el momento en que el sujeto deja de distinguir el optotipo y el instante en que se presenta la mayor área pupilar. En casi todos los casos se presenta unos segundos antes una gran área de la pupila (en muchos casos esta área representa el máximo de todos los valores), el cual puede ser un indicador objetivo de que el sujeto ya no percibe el optotipo, por otra parte en algunos caso se puede apreciar que los movimiento del ojo se vuelven erráticos coincidiendo también unos instantes antes de que el sujeto mencione que ya no puede ver al optotipo. De la tabla 4.9 podemos observar que los valores están muy cercanos, por lo que se puede pensar que con determinar el área máxima de la pupila se tendría el momento en que el sujeto ya no distingue el optotipo.

Tabla 4.9 Comparación del instante de tiempo (segundos) en que un sujeto deja de ver un optotipo por la evidencia de mayor área pupila (MA) y la obtenida en la tabla 4.5

Sujeto 1 N		Sujeto 1 R		Sujeto 1 D		Sujeto 1 C		Sujeto 1 O	
MA	NRO	MA	NRO	MA	NRO	MA	NRO	MA	NRO
66.33	67.2	72.67	72.8	71.86	72.93	75.6	76.4	69.33	69.4
Sujeto 1 K		Sujeto 1 Z							
MA	NRO	MA	NRO						
80.2	82	---	--						

Sujeto 2 N		Sujeto 2 R	
MA	NRO	MA	NRO

73.81	74.17	--	--
-------	-------	----	----

Sujeto 3 N		Sujeto 3 D	
MA	NRO	MA	NRO
78.5	79.1	89.37	90.2

Sujeto 4 D		Sujeto 4 C	
MA	NRO	MA	NRO
92.67	93	97.67	98.7

Sujeto 5 D		Sujeto 5 C	
MA	NRO	MA	NRO
84.83	85	75.73	75.83

Capítulo V

Conclusiones

La conclusión principal de este trabajo, es que un sujeto ya no distingue un optotipo cuando este presenta el mayor área de su pupila, de los resultados obtenidos efectivamente existe un máximo de área de la pupila justo antes de que el sujeto manifieste que ya no puede observar el optotipo, sin embargo se necesitaría realizar un estudio, con una mayor cantidad de sujetos para estar totalmente seguros.

La otra parte que sustenta dicha conclusión es que también se aprecia, en los movimiento en los ejes “x” y “y”, que antes de que el sujeto mencione que ya no puede ver el optotipo se empiezan a generar movimientos erráticos en el movimiento del ojo, esto también evidencia que el sujeto la parecer ya no esta siguiendo el optotipo. Por otro lado se observó que si no existe una congruencia en los movimientos del ojo, no se puede dar como valido los indicadores del área pupilar. Los análisis además indican, que existe una tendencia de los sujetos a un incremento del área pupilar conforme aumenta la frecuencia de movimiento de los optotipos.

También se pudo corroborar que conforme va disminuyendo el tamaño del optotipo va disminuyendo la frecuencia, en que el sujeto es capaz de distinguirlos.

Con respecto a los objetivos planteados podemos decir que estos se cumplieron de forma satisfactoria ya que se pudo construir un instrumento que pudiera evaluar la agudeza visual dinámica y que posteriormente observáramos que en la literatura, dicho idea de diseño lo están utilizando otros investigadores.

Con respecto al procesamiento de imágenes, fue el trabajo con mayor costo computacional ya que se tuvieron que programar dos algoritmos casi en paralelo para la obtención del área pupilar, y en conjunto se tienen buenos resultados. Posiblemente si se utiliza únicamente el algoritmo de Hough se puedan tener buenos resultados (hay trabajos que mencionan su utilización), pero su utilización conlleva que se considere que la pupila es circular o realizar una modificación para el planteamiento de que la pupila es una elipse.

Por último, podríamos considerar los siguientes puntos para un trabajo a futuro

- Una prueba que podría ser interesante, es cambiar la manera en que se mueven los optotipos, es decir, en lugar de generar un señal con una frecuencia lineal, cambiarla a una señal con escalones para que el número de fotogramas (*frames*) fuera el mismo para cada frecuencia.
- Sería recomendable aumentar la velocidad de muestreo, es decir, utilizar cámaras que capturen con más cuadros por segundo, de esta manera se puede conseguir una mejor resolución temporal ya que el parpadeo decrementa esta condición y ocasiona una cantidad menor de información.
- Una mejora para esta metodología sería implementar un solo algoritmo para la obtención del diámetro de la pupila o el área, en lugar de utilizar dos.
- Realizar estudios de la salud del sistema vestibular.

Bibliografía

1. A. De Santis, D. Iacoviello, “Optimal segmentation of pupillometric image for estimating shape parameters”, *Computer Methods and Programs in Biomedical*, 84 (2006) 174-187.
2. Amir Liaghatdar, Kaveh Kangarloo, Fardad Farokhi, “Pupil Localizing in Video Images The First Step Toward Eye Monitoring”, *International Conference on Multimedia Technology (ICMT)*, 2011, pp. 3163-3166.
3. Anabel S. Sánchez Sánchez, Ernesto Suaste Gómez, “Video-oculography to evaluate Dynamic Visual Acuity to subjects with Intraocular Lens implant as a treatment for high refractive errors”, *CLAIB 2011*, pp. 655-657.
4. Andrew T. Duchowski, “Eye Tracking Methodology: Theory and Practice”, Edit. Springer, (2007)
5. Ann A. Jarjes, Kuanquan Wang and Ghassan J. Mohammed, “GVF Snake-based Method for accurate Pupil Contour Detection”, *Information Technology Journal* 9 (8): 1653-1658, 2010.
6. Armando Barreto, Ying Gao, Malek Adjouadi, “Pupil Diameter Measurements: Untapped Potential to Enhance Computer Interaction for Eye Tracker Users?”, *ASSETS’ 08* (2008), pp. 269-270.
7. Arturo Guilliem D., “En gabinete”, *Optimetría en México*, No. 1, 2008, pp. 4-7.
8. Brian T. Peters, Helen S. Cohen, Haleh Sangi-Haghpeykar and Jacob J. Bloomberg, “Effects of distance and duration on vertical dynamic visual acuity in screening healthy adults and people with vestibular disorders”, *Journal of Vestibular Research*, 23, pp. 285-291, 2013.
9. Christophe Tilmant, Mathilde Charavel, Matthieu Ponrouch, Guillaume Gindre, Laurent

- Sarry, Jean-Yves Boire, "Monitoring and modelling of pupillary dynamics Study of the autonomous nervous system", OICMS 2005, pp. 441-449.
10. Christopher J. Bockish, Dominik Angehrn, Kai-Uwe Schmitt, Rudolf Probst, "A New Dynamic Visual Acuity Test to Assess Peripheral Vestibular Function", *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, Vol. 136 (No. 7), 2010, pp. 686-691.
 11. Claudio M. Privitera, Laura W. Renninger, Thom Carney, Stanley Klein, Mario Aguilar, "Pupil dilation during visua target detection", *Journal Vision* (2010) 10(10):3, pp. 1-14.
 12. D. F. Fotiou, V. Stergiou, D. Tsiptsios, C. Lithri, M. Nakou, A. Karlovasitou, "Cholinergic deficiency in Alzheimer's and Parkinson's disease: Evaluation with pupillometry", *International Journal of Psychophysiology*, 73 (2010) 143-149.
 13. D. Robert Iskander, Michael J. Collins, Siegfried Mioschek and Martin Trunk, "Automatic Pupillometry From Digital Iamges", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, No. 9, 2004, pp. 1619-1627.
 14. Daniela Iacoviello, Matteo Lucchetti, "Parametric characterization of the forms of the human pupil from blurred noisy image", *Computer Methods and Programas in Biomedicine*, 77, 2005, pp. 39-48.
 15. Danjie Zhu, Steven T. Moore, Theodore Raphan, "Robust pupil center using a curvature algorithm", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 59, 1999, pp. 147-157.
 16. David B. Henson and Thomas Emub, "Monitoring Vigilance during Perimetry by Using Pupillography", *Investigative Ophtalmology & Visual Science*, 2010, Vol. 51, No. 7, pp. 3540-3543.
 17. Dimitri A. Chernyak, "Iris-Based Cyclotorsional Image Alignment Method for Wavefront Registration", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, No. 12, 2005, pp. 2032-2040.
 18. Domenic Vital, Stefan C. A. Hegemann MD; Dominik Straumann, Oliver Bergamin, Christopher J. Bockish, Dominik Angehrn, Kai-Uwe Schmitt, Rudolf Probst, "A New Dynamic Visual Acuity Test to Assess Peripheral Vestibular Functin", *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, Vol. 136, No. 7, Julio 2010.
 19. Ernesto Suaste Gómez and Anabel S. Sánchez Sánchez. *Bioomedical Instrumentation to analyze pupillary responses in White-chromatic Stimulation and it influence on diagnosis and surgical evaluation*. INTECH, Chapter 8, pp. 191-212, 2012.
 20. Ernesto Suaste Gómez y Arturo Zúñiga López, "Instrumento para la valoración de la agudeza visual usando la respuesta pupilar", *MX Patente 267510 B*, junio 15, 2009.
 21. Eui Chul Lee, Jin Cheol Woo, Jong Hwa Kim, Mincheol Whang, Kang Ryoung Park,

- “A brain-computer interface method combined with eye tracking for 3D interaction”, *Journal of Neuroscience Methods*, 190 (2010) 289-298.
22. F. Martínez-Ricarte, A. Castro, M. A. Poca, J. Sahuquillo, L. Expósito, M. Arribas y J. Aparicio, “Pupilometría por infrarrojos. Descripción y fundamentos de la técnica y sus aplicaciones en la monitorización no invasiva del paciente neurocrítico”, *Neurología*, 2013. 28(1):41-41.
 23. F. Mokhayeri, S. Toosizadeh, M-R. Akbarzadeh-T, F. Ghasemzadeh-R, “A Novel Method for Pupil Diameter Measurement based on Fuzzy Techniques. IEEE International Conference on Granular Computing, 2011, pp. 473-478.
 24. Facultad de Medicina UNAM, Consultado el 27 de Junio de 2013, <http://www.facmed.unam.mx/deptos/salud/periodico/agudeza/determina.html>.
 25. Fidias E. Leon-Sarmiento, Didier G. Prada, Claudia Gutiérrez, “Pupila, pupilometría y pupilografía”, *Acta Neurol Colomb*, Vol. 24, No. 24, 2008, pp. 188-197.
 26. Gerald Westheimer, “Is peripheral visual acuity susceptible to perceptual learning in the adult”, *Vision Research*, 41 (2001), pp. 47-52.
 27. Giselle L Ferrati, Jefferson LB Marques, Rajiv A Gandhi, Simon R Heller, Fábio K Schneider, Solomon Tesfaye and Humberto R Gamba, “Using dynamic pupillometry as a simple screening tool to detect autonomic neuropathy in patients, with diabetes: a pilot study”, *Biomedical Engineering OnLine*, 2010, pp. 9-26.
 28. Helmut Wihelm and Barbara Wilhelm, “Clinical Applications of Pupillography”, *J. Neuro-Ophthalmol*, Vol. 23, No. 1, 2003.
 29. Hiroyuki Morimoto, Yuji Asai, Eric G. Johnson, Everett B. Lohman, Keiko Khoo, Yoko Mizutani, Takehiko Mizutani, “Effect of oculo-motor and gaze stability exercise on postural stability and dynamic visual acuity in healthy young adult”, *Gait & Posture*, 33 (2011) 600-603.
 30. Hisao Ishigaki and Masaru Miyao, “Differences in Dynamic Visual Acuity Between Athletes and Nonathletes”, *Perceptual and Motor Skills*, 1993, 77, 835-839.
 31. Indira Geer, Kenneth M. Robertson, “Measurement of Central and Peripheral Dynamic Visual Acuity Thresholds during Ocular Pursuit of a Moving Target”, *Optometry and Vision Science*, Vol.70, No. 7, 1993, pp. 552-560.
 32. Iu. A. Rottc and V. M. Musalimov, “Technique for Experimental Evaluation of Dynamic Visual Activity Using High-Speed Video of Eye Movement”, *Biomedical Engineering*, Vol. 48, No. 3, pp. 130-134, 2014.
 33. Janan Al-Awar Smither, Robert S. Kennedy, “A portable device for the assessment of

- dynamic visual acuity”, *Applied Ergonomics*, 41 (2009) pp. 266-273.
34. John L. Semmlow, “Biosignal and Biomedical Image Processing: Matlab Based Applications”, Ed. Mercel Dekker, 2004.
 35. José F. Alfonso, Luis Fernández-Vega, M. Begoña Baamonde, Robert Montés-Micó, “Correlation of pupil size with visual acuity and contrast sensitivity after implantation of an apodized diffractive intraocular lens”, *J. Cataract Refract Surg* (2007) 33, pp. 430-438.
 36. Joseph L. Demer and Firooz Amjadi, “Dynamic Visual Acuity of Normal Subjects During Vertical Optotype and Head Motion”, *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 34, No. 6, 1993, pp. 1894-1906.
 37. Kohji Hoshima, Yuichi Tagami, Osamu Mimura, Hiroshi Edagawa, Masuo Matsubara, Teiichi Nakayama, “A study of static, kinetic, and dynamic visual acuity in 102 Japanese professional baseball players”, *Clinical Ophthalmology*, 2013, 7, pp. 627-632.
 38. Leon Hoffman, Brendal Waiss, “Functionally Based Evaluation for Low Vision Patients”, *Journal of Behavioral Optometry*, Vol. 1, No. 5, 1990, pp. 127-130.
 39. Lifang Deng, Xingliang Xiong, Jim Zhou, Ping Gan, Shixiong Deng, “Fatigue detection based on infrared video pupillography”, *Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE)*, 2010, pp. 1-4.
 40. Lluïsa Quevedo, José Antonio Aznar-Casanova, Dolores Merindano-Encina, Genís Cardona, Joan Solé-Fortó, “A novel computer software for the evaluation of dynamic visual acuity”, *Journal of Optometry*, 5 (2012) 131-138.
 41. Lluïsa Quevedo, José Antonio Aznar-Casanova, Dolores Merindano, Joan Solé, “Una tarea para evaluar la agudeza visual dinámica y una valoración de la estabilidad de sus mediciones”, *Psicológica*, 31, 2010, pp. 109-128.
 42. M. Gabriella Masi, Lorenzo Peretto, Roberto Tinarelli, Luigi Rovati, “Measurement of the Pupil Diameter Under Different Light Stimula”, *I2MTC 2009 International Instrumentation and Measurement Technology Conference*, 2009.
 43. Massaki Emoto, “Correlation Between Viewer’s Dynamic Visual Acuity and Subjective Evaluation of Moving Picture Sharpness”, *Journal of Display Technology* Vol. 8, No. 11, 2012, pp. 639-642.
 44. Mayumi Yuasa, Osamu Yamaguchi, Kazuhiro Fukui, “Precise Pupil Contour Detection based on Minimizing the Energy of Pattern and Edge”, *IAPR Workshop on Machine Vision Applications*, 2002, pp. 232-235.
 45. N. H. Mahmood, N. Uyop, M. M. Mansor, and A. M. Jumadi, “Measurement of Area

- and Diameter of Human Pupil Using Matlab”, BIOMED 2011, IFMBE Proceedings 35 pp. 686-689, 2011.
46. Nandini Deshpande, Brandon M. Tourtillot, Brian Peters and Jacob J. Blomberg, “Dynamic visual acuity (DVA) during locomotion for targets at near and far distances: Effects of aging, walking speed and head-trunk coupling”, *Journal of Vestibular Research*, 23, pp. 195-201, 2013.
 47. Natasa Vujko Muzdalo, “The Importance of Measuring Dynamic Visual Acuity”, *Coll. Antropol.* 37, Suppl. 1, pp. 275-285, 2013.
 48. Neila Campos, “El ojo”, *Revista ESTELA*, No. 89, Mayo-Junio, 2000.
 49. PM Banks, LA Moore, C Liu and B Wu, “Dynamic visual acuity: a review”, *The South African Optometrist*, 2004, 63(2), pp. 58-64.
 50. R. Liutkeviciene, I. Uloziene, M. Sileikaite, M. Marozas, V. Marozas, S. Stanaitis, V. Ulozas, “Static and Dynamic Visual Acuity Assessment in Ophthalmological Practice”, *Neurologijos Seminarai*, Issue 1, pp. 5-9, 2016.
 51. R. Srinivasa Perumal, P. V. S. S. R. Chandra Mouli, “Pupil Segmentation from IRIS Image using Modified Peak Detection Algorithm”, *International Journal of Computer Applications*, Vol. 31, No. 7, 2011, pp. 51-56.
 52. Riad I. Hammoud (Editor), “Passive Eye Monitoring: Applications and Experiments (Signal and Communications Technology)”, Springer, 2008.
 53. Ruben-Dario Pinzon-Morales, Yutaka Hirata, “Customization of Wavelet Function for Pupil Fluctuation Analysis of Evaluate Levels of Sleepiness”, *SITES’12 Proceeding of the 11th international conference on Telecommunications and Informatics*, 2012, pp. 115-120.
 54. S.A. Comastri, R. Echarri, E. Colombo y L. Issolio, “Relacion entre iluminación ambiente tamaño pupilar y agudeza visual”, *Anales AFA*, Vol. 16, pp. 73-77, 2004.
 55. Sabine Schmitz, Frank Krummenauer, Sebastian Henn, H. Burkhard Dick, “Comparison of three different technologies for pupil diameter measurement”, *Graefe’s Arch Clin Exp Ophthalmol*, (2003) 242 pp. 472-477.
 56. Stefan Kohlbecher, Stanislavs Bardins, Klau Bartl, Erich Schneider, Tony Poitschke, Markus Ablassmeier, “Calibration-free tracking by reconstruction of the pupil ellipse in 3D space”, *ETRA 2008*, pp. 135-138.
 57. Tariq M. Khan, M. Aurangzeb Khan, Shahzad A. Malik, Shahid A. Khan, Tariq Bashir, Amir H. Dar, “Automatic localization of pupil using eccentricity and iris using gradient based method”, *Optics and Laser in Engineering* 49, 2011, pp. 177-187.

58. Tetsuo Ueda, Yoshiaki Nawa, Eiichi Yukawa, Futoshi Taketani and Yoshiaki Hara, "Change in Dynamic Visual Acuity (DVA) by Pupil dilatation", *Human Factors*, Vol. 48, No. 4, 2006, pp. 651-655.
59. Tomoya Sakatani, Tadashi Isa, "PC-based high-speed video-oculography for measuring rapid eye movements in mice", *Neuroscience Research* 49 (2004) 123-131.
60. Wendy L. Martinez, Angel R. Martinez, "Computational Statistics Handbook with Matlab", Edit. Chapman & Hall/CRC, 2008.
61. Wioletta Nowak, Andrzej Hachol, Henryk Kasprzak, "Time-frequency analysis of spontaneous fluctuation of the pupil size of the human eye", *Optica Applicata* Vol, 38, No. 2, 2008, pp. 469-480.
62. Wolfgang H. Zangemeister, Thilo Gronow, Ulrich Grzyska, "Pupillary responses to single and sinusoidal light stimuli in diabetic patients, *Neurology International* 2009, Vol. 1:e19, 2009, pp. 65-71.
63. Xiang Lin, Gisela Klette, Reinhard Klette, "Accurately Measuring the Size of the Pupil of the Eye", *Image and Vision Computing NZ*, 2003, pp. 221-226.
64. Yoshimitsu Kohmura, Kazuhiro Aoki, Kazuhiro Honda, Hiroshi Yoshigi and Keishoku Sakuraba, "The relationship between dynamic visual acuity and saccadic eye movement", *Human Performance Measurement*, Vol. 5, 23-30 (2008).
65. Yasuke Uchida, Daisuke Kudoh and Masaaki Honda, "A new quatitative method for the assessment of dynamic visual acuity", *Human Performance Measurement*, Vol. 7, pp. 1-6, 2010.
66. John Canny, "A Computational Approach to Edge Detection", *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, Vol. PAMI-8, No. 6, pp. 679-698, 1986.
67. Amanda Miskewicz-Zastrow, Eric Bishop, Alan Zastrow, Dan Mark Cuevas and Bill B. Rainey, "A Standardized Procedure and Normative Values for Measuring Binocular Dynamic Visual Acuity", *Optometry & Visual Performance*, Vol. 3, Issue 2, pp. 169-175, 2015.

Apéndice A

A1. Distorsión geométrica

Teóricamente las lentes de las cámaras harían que se vieran las líneas rectas como rectas, sin importar donde se produzcan. Sin embargo, esto no ocurre en muchas cámaras digitales, por que están equipadas con lentes no muy buenos, y por consecuencia genera un cambio en la geometría de la imagen. La distorsión geométrica (un tipo de aberración de una lente) genera errores en una imagen, debido a los cambios de coordenadas entre la imagen original y la imagen capturada, en otras palabras, la lente es incapaz de reproducir un cuadrado como tal. Hay diferentes tipos de distorsión geométrica, estos se clasifican en dos categorías:

- Distorsión interna: debido a la geometría de la lente, en esta categoría se encuentra la distorsión radial, distorsión tangencial, error de escala, distorsión de proyección, etc.
- Distorsión externa: debido a la posición de la lente o de la forma del objeto, en esta categoría se encuentra el error de corrimiento, error de escala, error vertical/horizontal, distorsión de proyección, etc.

La distorsión radial es una distorsión no lineal y es la más común y grave. En esta distorsión las líneas rectas que pasan por el centro de la imagen permanece rectos y un círculo concéntrico en el centro de la imagen sigue siendo un círculo aunque su radio se ve afectado. Los casos más típicos de distorsión radial son la distorsión de barril y la distorsión de cojín, su nombre se debe al efecto que provoca en una imagen como se muestra en la figura A1.

Todas las lentes producen distorsión, sin embargo, la calidad de una lente y su distancia focal, generalmente determinan la cantidad de distorsión. En la literatura se han propuestos varios modelos que representan los efectos de la distorsión radial, sin embargo, los modelos polinomiales que a continuación se presentan, son los más utilizados.

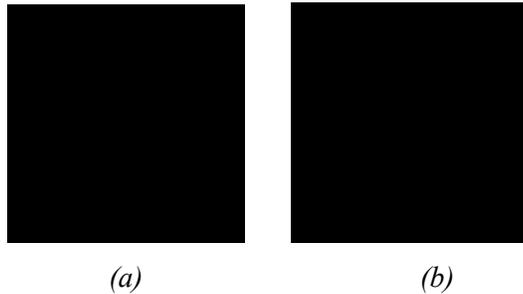


Figura A1. Tipos de distorsión radial; a) distorsión de barril y b) distorsión de cojín

Sean (x, y) las coordenadas de un punto cualquiera de la imagen sin distorsión y r su distancia al punto principal $P=(X, Y)$ de dicha imagen y sean (x', y') las coordenadas de un punto cualquiera de la imagen distorsionada y r' su distancia al punto principal $P'=(X', Y')$. Se pueden relacionar ambas distancias mediante una función de distorsión, $r'=f(r)$, la cual tendrá que ser invertible. Entonces, el modelo de distorsión radial puede establecerse como la siguiente serie infinita (función polinomial):

$$r' = r(1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6 + \dots)$$

en donde $k_1, k_2, k_3 \dots$, son los coeficientes de distorsión. La simetría radial de la distorsión y el hecho de que la imagen yace en un plano hacen que los términos de orden impar desaparezcan. Además, se ha demostrado que los términos de orden mayor a 5 influyen muy poco en el modelado de la distorsión radial. Así, el modelo de distorsión radial queda como:

$$r' = r(1 + k_2 r^2 + k_4 r^4)$$

Si consideramos que la distancia a un punto principal es idéntico en ambas imágenes, esto es $r=r'$, entonces, se pueda tener la siguiente equivalencia:

$$r' = r(1 + k_2 r^2 + k_4 r^4) = rf(r, k)$$

Además si se considera que el punto principal son iguales, y están en el origen se tendría la siguiente relación:

$$x' = xf(r, k)$$

$$y' = yf(r, k)$$

Como se había mencionado anteriormente si una imagen es capturada con sistemas de lentes, estos provocarán una distorsión no lineal denotada como F , si esta imagen pasa a través de un corrector de distorsión, este tendrá que tener una función F^{-1} para corregir la imagen (esto se ilustra en la figura A2).

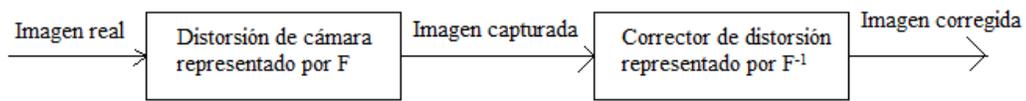


Figura A2. Corrección de una imagen con distorsión

A2. Corrección de perspectiva

Se produce por la convergencia natural de líneas cuando miramos algo que no está paralelo al plano de visión. Para entender este tipo de problema es necesario conocer las transformaciones conocidas como proyectividades. Una proyectividad es una transformación invertible dada por $h: P^2 \rightarrow P^2$ de manera tal que una línea recta es transformada como una línea recta. La proyectividad está definida como:

$$h(m)=m'=Hm$$

donde H es una matriz 3 x 3 no singular. Se dice entonces que m' es la transformación lineal H de m . Esta transformación es biunívoca entre dos planos 2D, cuyos puntos son representados homogéneamente por m y m' . Es decir, un punto en un plano 2D tiene una única correspondencia en un punto de otro plano 2D y cada punto en un plano tiene un solo punto correspondiente en el otro plano. La ecuación anterior se puede escribir de la siguiente manera

$$\begin{bmatrix} x'_1 \\ x'_2 \\ x'_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix}$$

Para el caso de dos planos no paralelos como se muestra en la figura tal, se pueden establecer dos características de la transformación proyectiva: *i*) hay una correspondencia biunívoca entre los puntos pertenecientes a ambos planos y *ii*) una línea recta en un plano corresponde a una línea recta en el otro plano. De esta manera se puede afirmar que la relación proyectiva entre ambos planos esta dada por la ecuación anterior.

A continuación se presentan 4 categorías existentes en las transformaciones proyectivas.

Transformación Isométrica (Euclidiana): En este tipo de transformación se conserva la

distancia euclidiana, es decir la distancia entre dos punto es igual a la distancia entre dos puntos transformados.

Transformación de similitud: En esta transformación se conserva la forma de los objetos. Sin embargo, en este caso la distancia entre dos puntos ya no es igual a la distancia entre los puntos transformados.

Transformación Afín: En la transformación afín se distorsiona la forma de los objetos introduciendo una matriz 2×2 A no ortonormal.

Transformación proyectiva general: La transformación proyectiva es la generalización de las transformaciones lineales $R^2 \rightarrow R^2$ en que las líneas paralelas no son transformadas necesariamente como tales

En la tabla A1 se muestra un resumen de la transformaciones y en la figura tal la se ilustra este tipo de transformaciones

Tabla A1. Resumen de Transformaciones Proyectivas 2D

Transformación	Matriz H	Invariantes
Euclidiana	$\begin{bmatrix} R & t \\ 0^T & 1 \end{bmatrix}$	Longitud entre punto
Similitud	$\begin{bmatrix} sR & t \\ 0^T & 1 \end{bmatrix}$	Ángulo entre rectas, razón entre dos distancias.
Afín	$\begin{bmatrix} A & t \\ 0^T & 1 \end{bmatrix}$	Líneas paralelas, razón entre dos áreas
General	$\begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} \end{bmatrix}$	

A.3 Prueba de hipótesis

Una hipótesis es una afirmación o conjetura acerca de la distribución de una o más variables aleatorias. Si una hipótesis estadística especifica completamente la distribución, se conoce como hipótesis simple; si no, se conoce como hipótesis compuesta. Una hipótesis simple debe, por consiguiente, especificar no sólo la forma funcional de la distribución subyacente, sino también los valores de todos los parámetros.

Para poder construir un criterio apropiado para probar la hipótesis estadística, es necesario que también formulemos hipótesis alternativas. El concepto de hipótesis simple y compuesta también se aplica a la hipótesis alternativa. Frecuentemente, los estadísticos formulan como hipótesis exactamente lo contrario de lo que quieren demostrar. Por ejemplo, si queremos demostrar que los estudiantes de una escuela tienen un promedio de IQ más alto que los de otras escuela, podríamos formular la hipótesis de que no hay diferencias: la hipótesis $\mu_1 = \mu_2$, con esta hipótesis sabemos que esperar.

En vista de las suposiciones de “no hay diferencia”, hipótesis como éstas nos llevan al termino hipótesis nula, pero hoy en día este término sí es valido para cualquier hipótesis que quisiéramos probar. De forma simbólica, usaremos H_0 para la hipótesis nula que queremos probar y H_1 para la hipótesis alternativa.

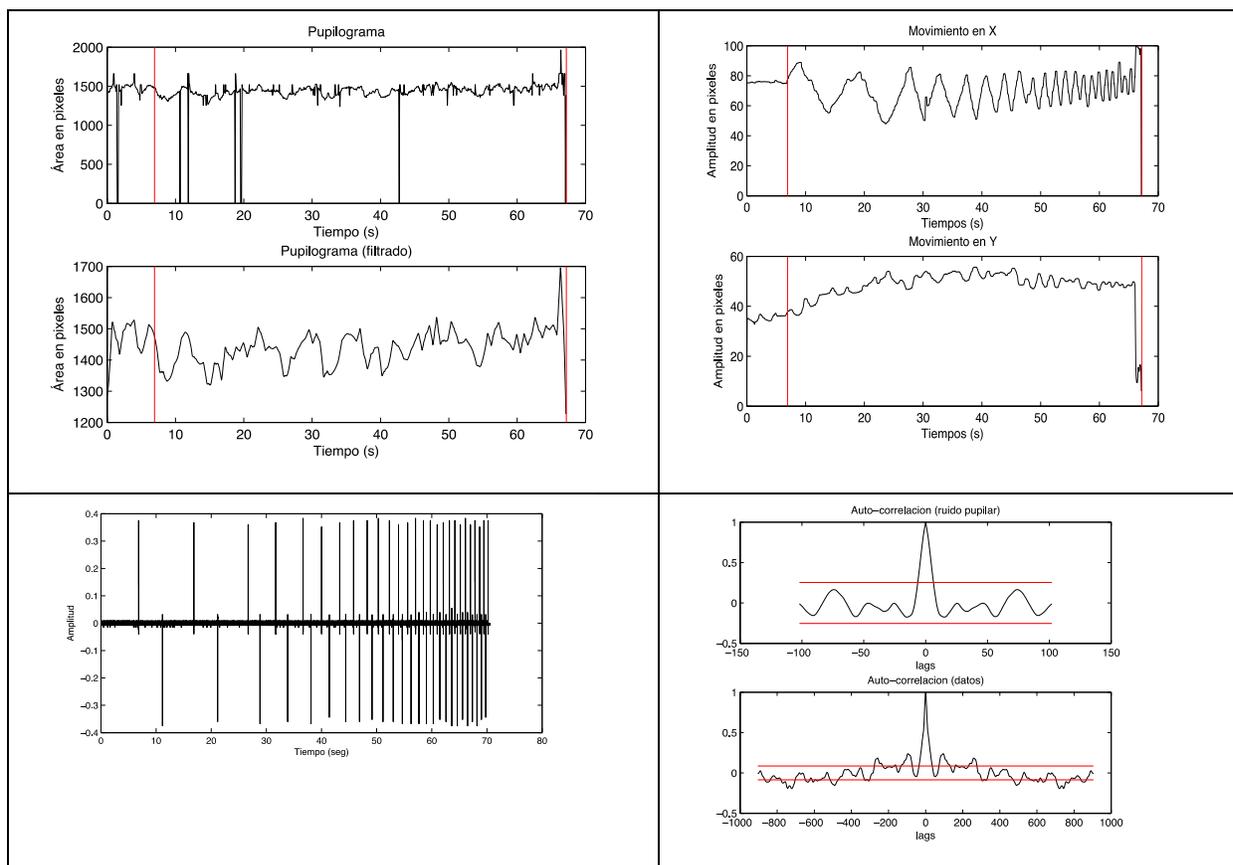
La prueba de una hipótesis estadística es la aplicación de un conjunto explícito de reglas para decidir si aceptamos la hipótesis nula o la rechazamos en favor de la hipótesis alternativa. El procedimiento de prueba, por consiguiente, divide los valores posibles de la estadística de prueba en dos subconjuntos: una región de aceptación para H_0 y una región de rechazo para H_0 .

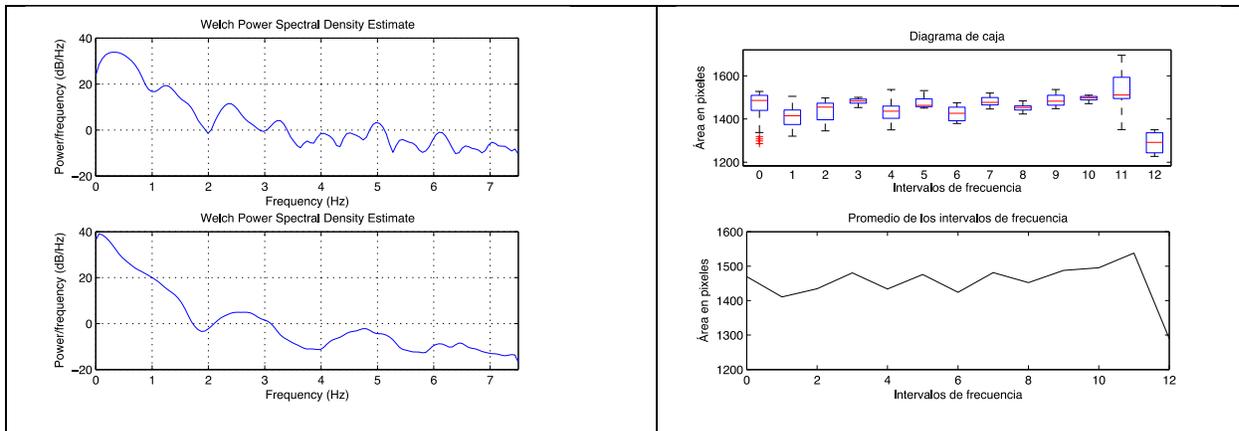
Apéndice B

Resultados Completos

SUJETO 1

Optotipo N





Sujeto 1 optotipo N				
Frecuencia	Promedio	Dev. Est.	Mín.	Máx.
0.00 (Ruido pupilar)	1469.7	50.79	1286.1	1527.8
0.10	1410.5	45.62	1320.4	1504.8
0.20	1434.5	46.78	1345.1	1497.1
0.30	1420.4	36.44	1349.7	1500.2
0.40	1457.9	35.52	1400.7	1536.6
0.50	1478.8	22.05	1450.1	1523.3
0.60	1423.4	31.48	1379.1	1475.1
0.70	1481.7	20.43	1446.1	1520.4
0.80	1451.4	14.38	1423.4	1482.1
0.90	1487.5	27.30	1448.2	1536.4
1.00	1494.7	11.32	1470.8	1509.8
1.10	1544.8	72.99	1407.3	1695.2
1.20	1289.9*	62.06*	1226.9*	1351*
1.30	---	----	----	----

Análisis de Varianza (Una Vía)

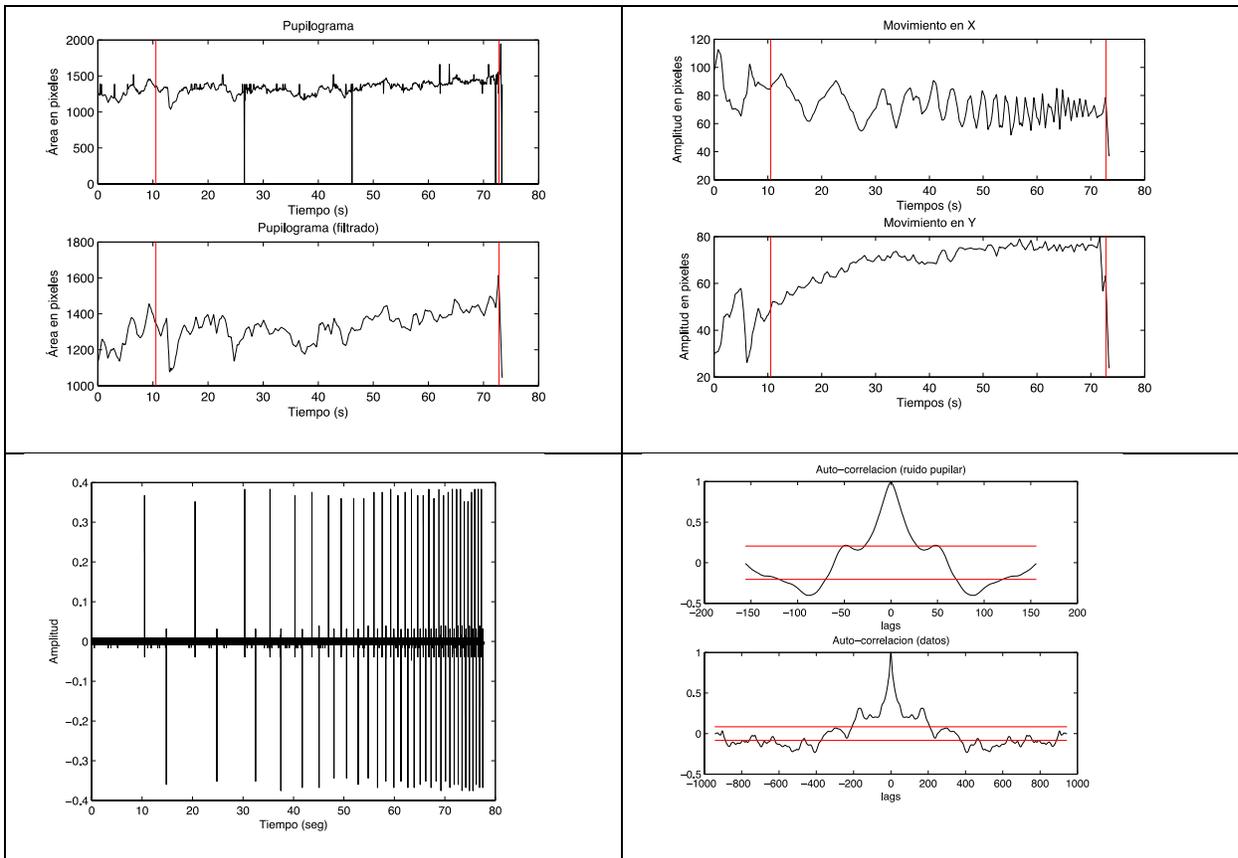
Resumen

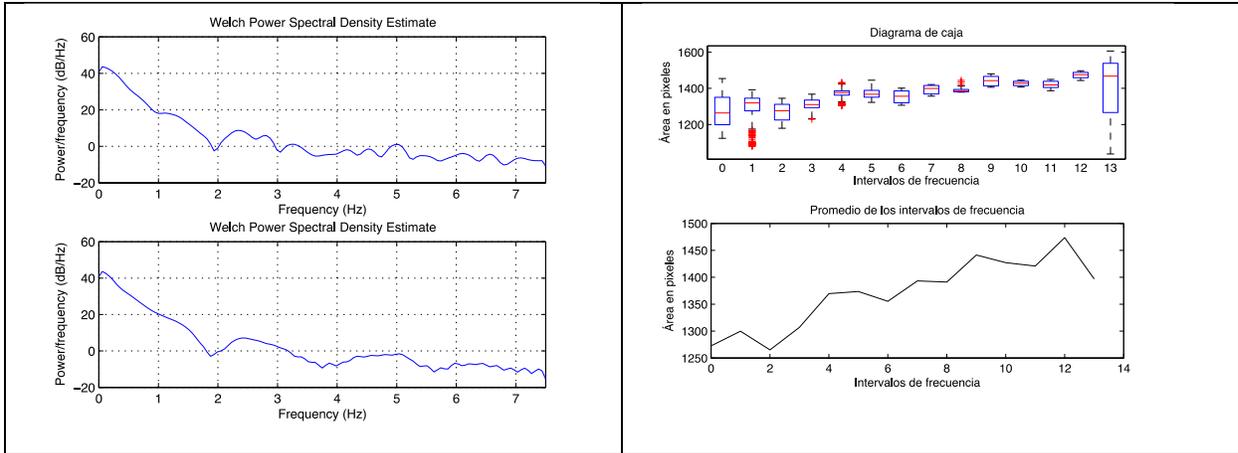
Grupos	Tamaño muestral	Suma	Media	Varianza
Ruido	103	151,383.707	1,469.74473	2,580.53126
0.1 Hz	298	420,331.075	1,410.50696	2,081.2428
0.2 Hz	149	213,736.967	1,434.47629	2,189.09758
0.3 Hz	100	142,041.201	1,420.41201	1,328.44891
0.4 Hz	75	109,345.43	1,457.93907	1,261.9696
0.5 Hz	60	88,486.633	1,474.77722	486.5792
0.6 Hz	50	71,169.851	1,423.39702	991.17389
0.7 Hz	43	63,712.908	1,481.69553	417.4026
0.8 Hz	37	53,701.328	1,451.38724	206.90604
0.9 Hz	33	49,089.	1,487.54545	745.60955
1.0 Hz	30	44,840.537	1,494.68457	128.27745
1.1 Hz	27	41,710.496	1,544.83319	5,327.57624
1.2 Hz	3	3,869.686	1,289.89533	3,851.96401

ANOVA

<i>Origen de la Variación</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>nivel p</i>	<i>F crit</i>
Entre Grupos	1,108,354.48836	12	92,362.87403	53.86024	0.E+0	2.01869
Dentro de Grupos	1,706,287.61736	995	1,714.86193			
<i>Total</i>	<i>2,814,642.10572</i>	<i>1007</i>				

Optotipo R





Sujeto 1 optotipo R				
Frecuencia (Hz)	Promedio	Dev. Est.	Mín.	Máx.
0.00 (Ruido pupilar)	1272.6	87.81	1123.3	1454.7
0.10	1300.0	72.29	1077.5	1392.5
0.20	1265.2	46.84	1178.8	1344.8
0.30	1307.0	36.33	1229.2	1367.9
0.40	1369.7	32.82	1306	14325
0.50	1373.6	38.29	1322.6	14450
0.60	1355.4	31.89	1306.5	1401.2
0.70	1393.2	23.02	1356.7	1420.9
0.80	1391.2	14.94	1378.9	1444
0.90	1441.4	26.31	1406.4	1480.4
1.00	1427.1	12.92	1407.6	1445.3
1.10	1421.0	19.98	1387.3	1449.7
1.20	1473.6	17.04	1443.7	1497.4
1.30	13969*	185.44*	10364*	1666.9*

Análisis de Varianza (Una Vía)

Resumen

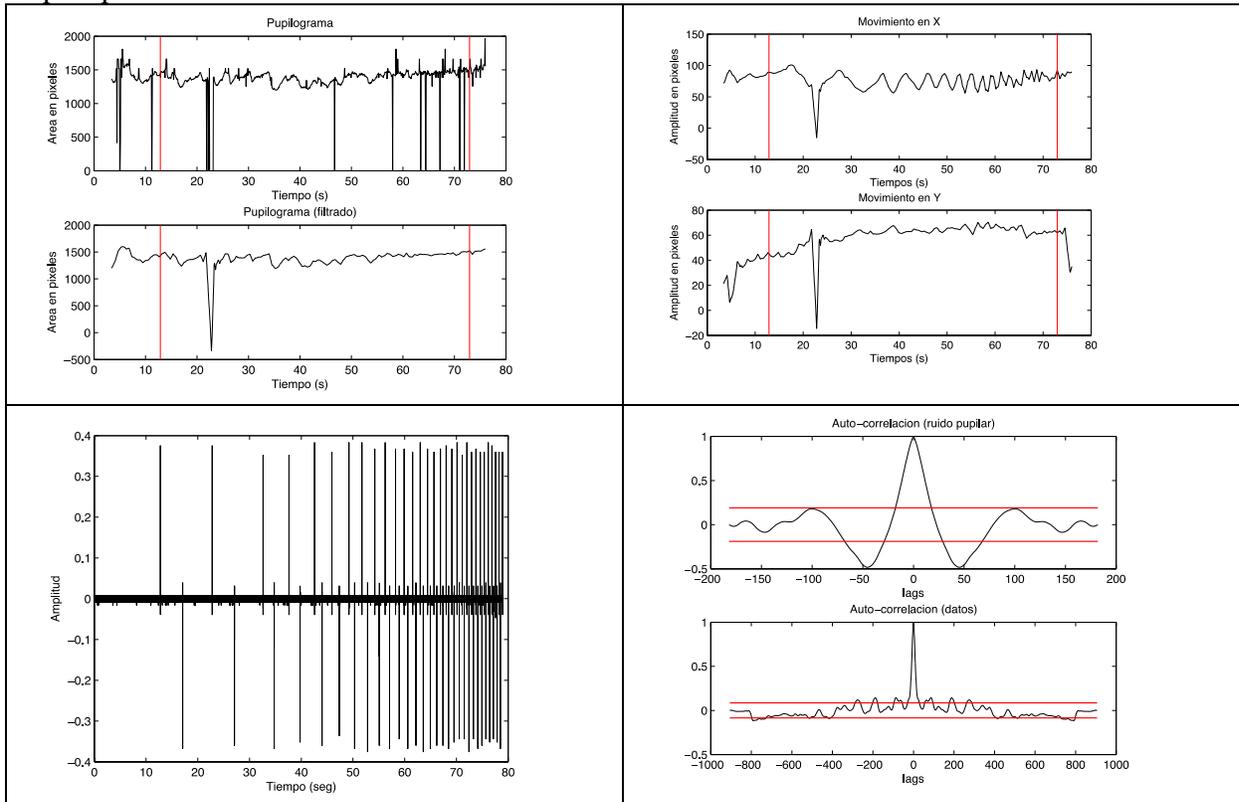
Grupos	Tamaño muestral	Suma	Media	Varianza
Ruido	157	199,797.175	1,272.59347	7,710.84843
0.1 Hz	298	387,386.464	1,299.95458	5,226.52673
0.2 Hz	149	188,520.857	1,265.24065	2,194.7471

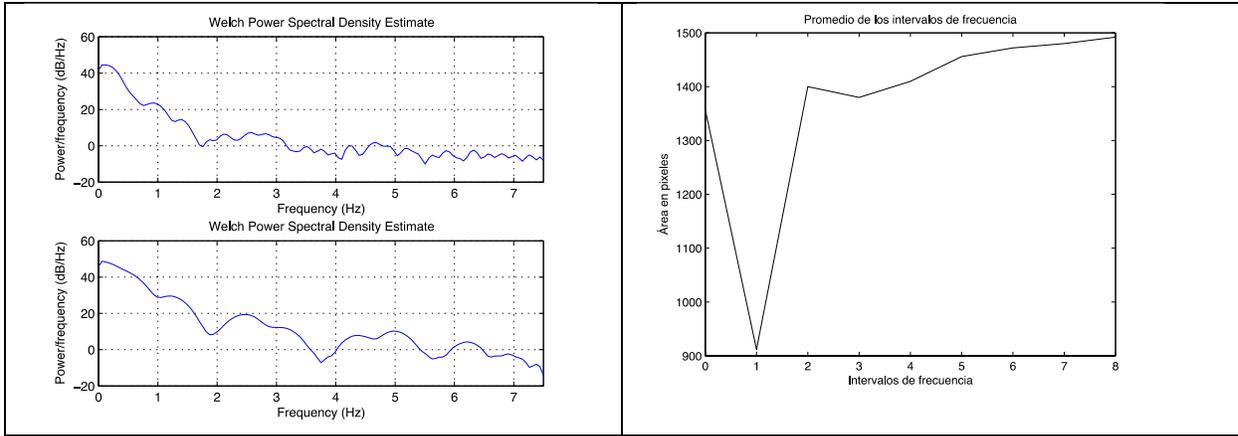
0.3 Hz	100	130,699.236	1,306.99236	1,319.98872
0.4 Hz	75	102,725.337	1,369.67116	1,077.2958
0.5 Hz	60	82,417.337	1,373.62228	1,466.88007
0.6 Hz	50	67,770.999	1,355.41998	1,017.36838
0.7 Hz	43	59,906.688	1,393.17879	530.2625
0.8 Hz	37	51,473.19	1,391.1673	223.23268
0.9 Hz	33	47,565.366	1,441.37473	692.69582
1.0 Hz	30	42,814.169	1,427.13897	167.02875
1.1 Hz	27	38,366.811	1,420.993	399.21753
1.2 Hz	25	36,840.794	1,473.63176	290.39302
1.3 Hz	18	25,144.768	1,396.93156	34,390.5558

ANOVA

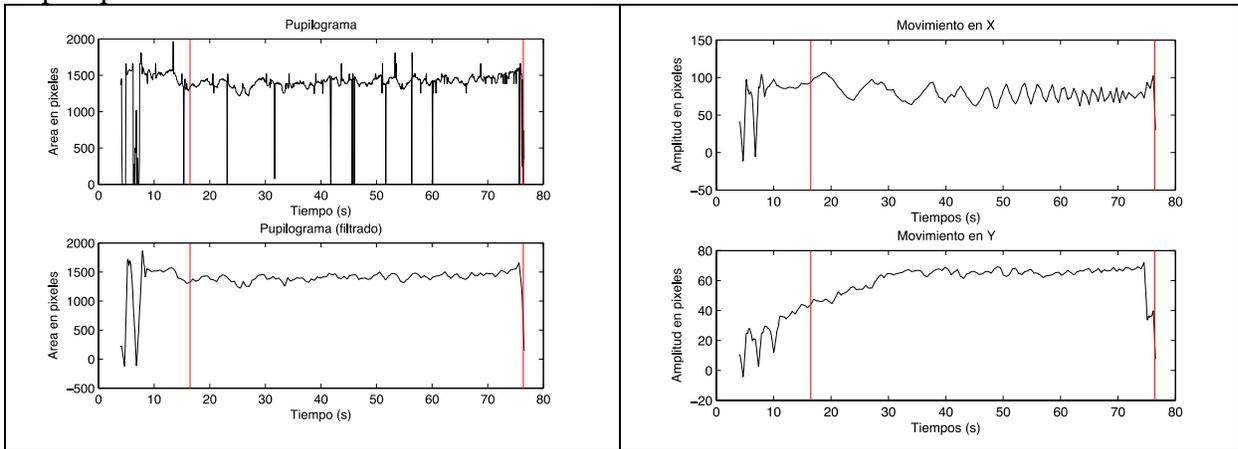
Origen de la Variación	SS	df	MS	F	nivel p	F crit
Entre Grupos	3,534,924.42433	13	271,917.26341	72.40311	0.E+0	1.97241
Dentro de Grupos	4,086,095.15101	1088	3,755.60216			
Total	7,621,019.57534	1101				

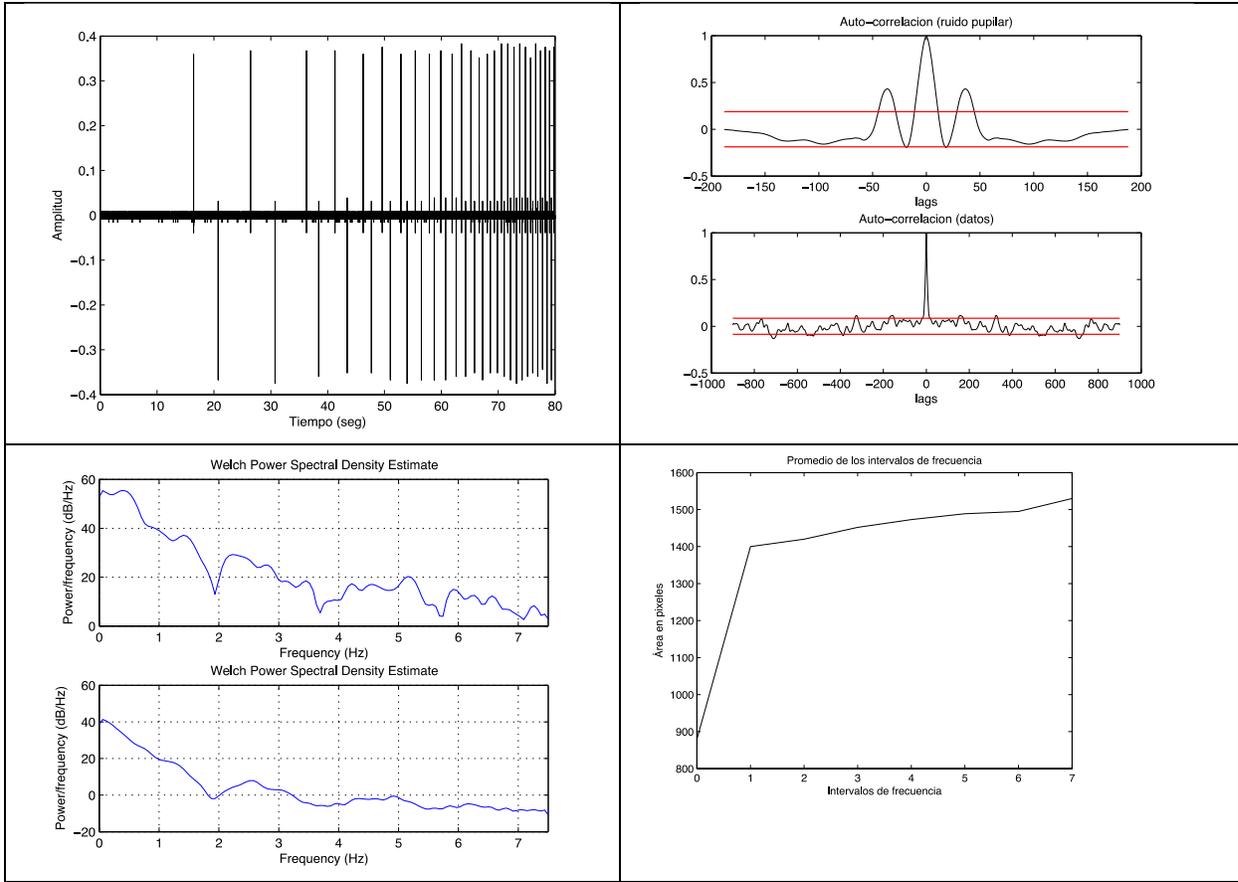
Optotipo D



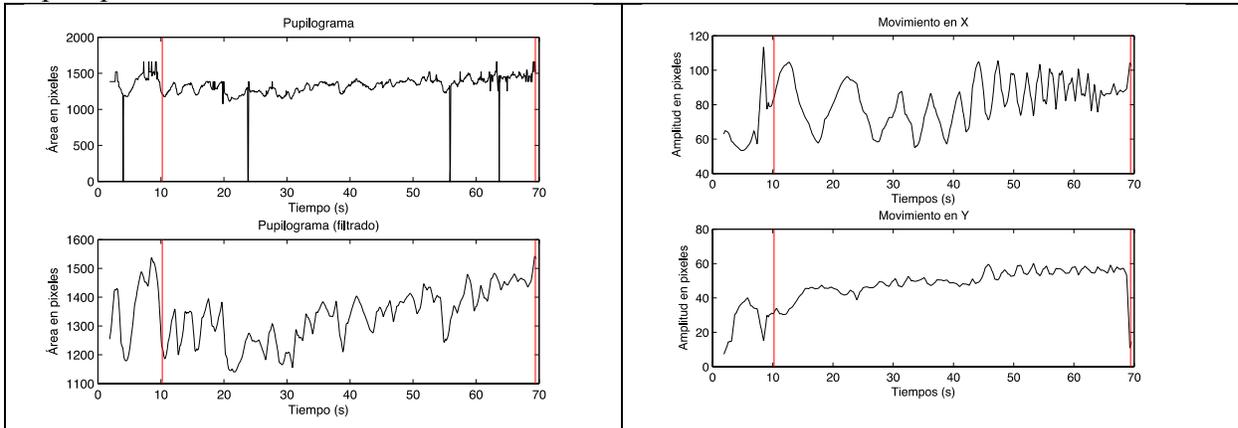


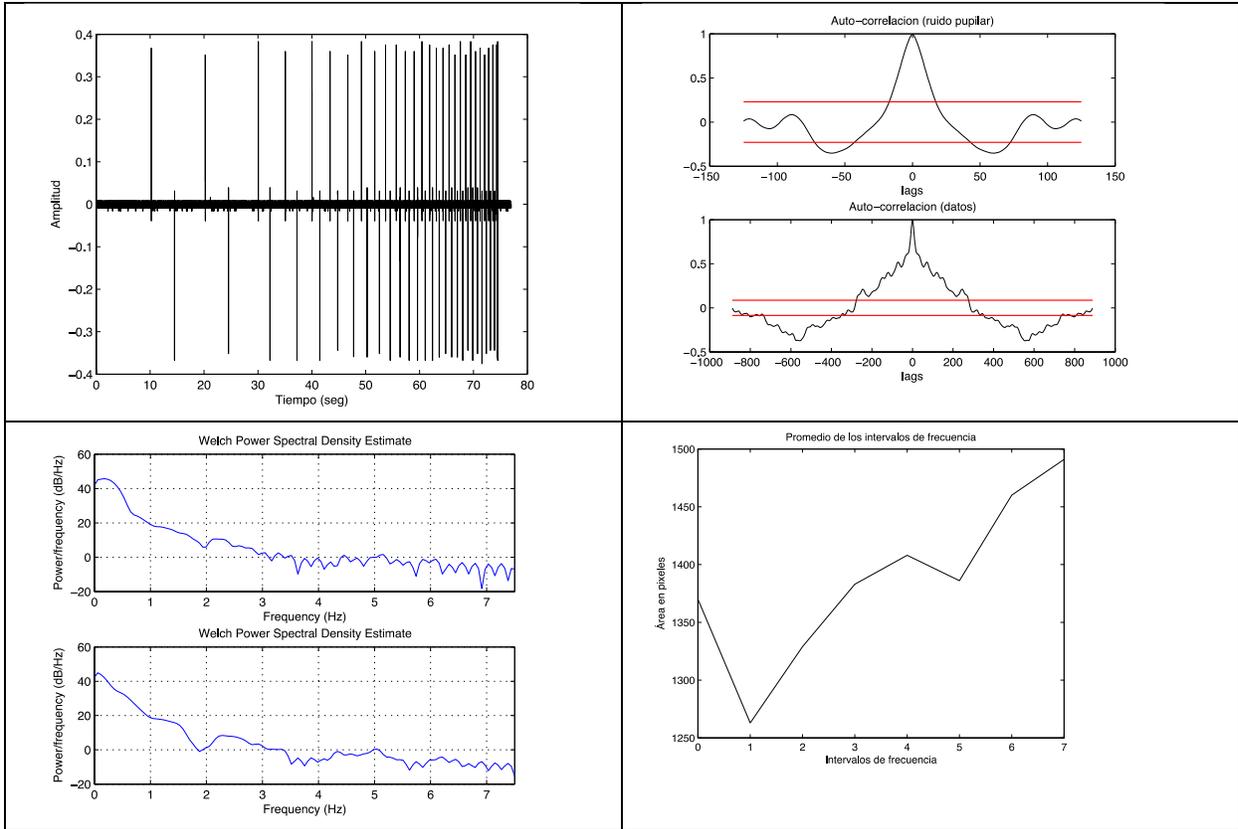
Optotipo C



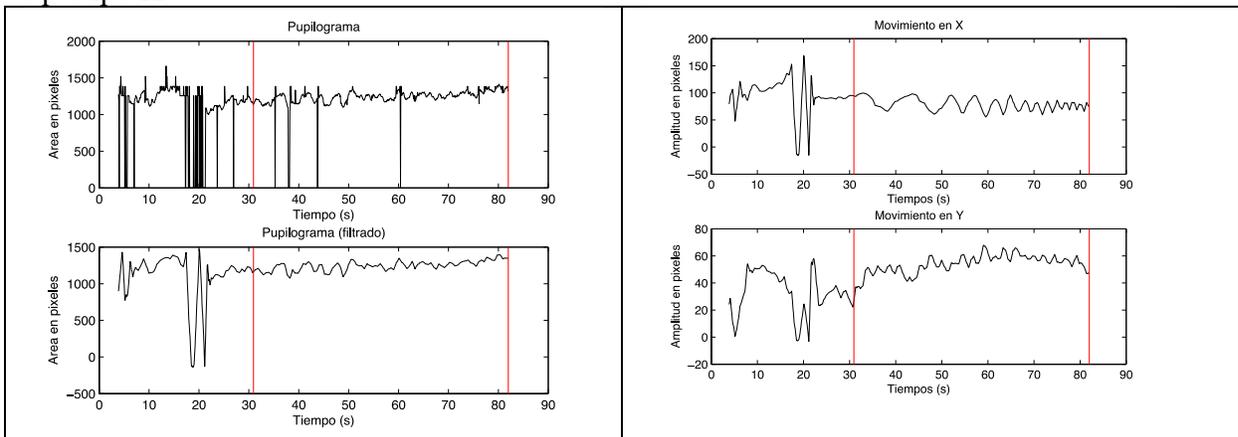


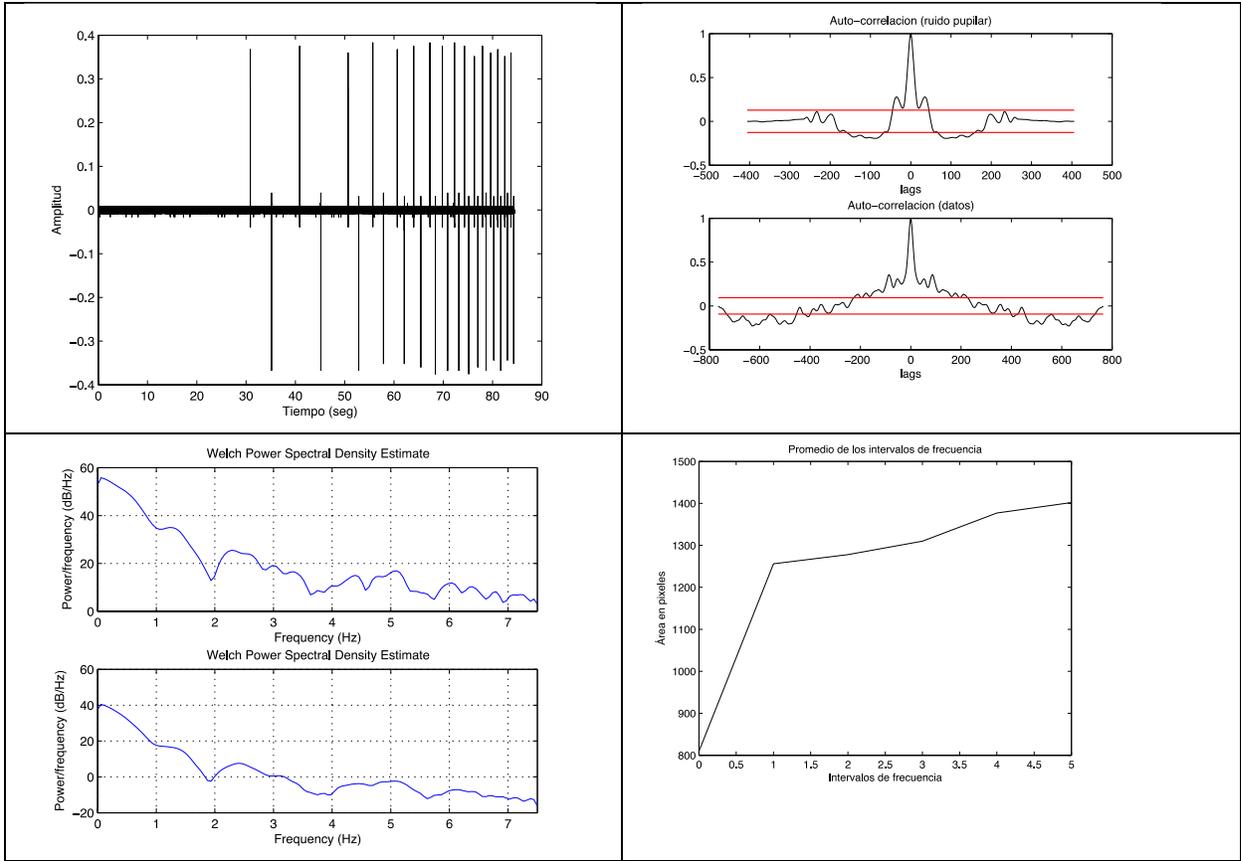
Optotipo O



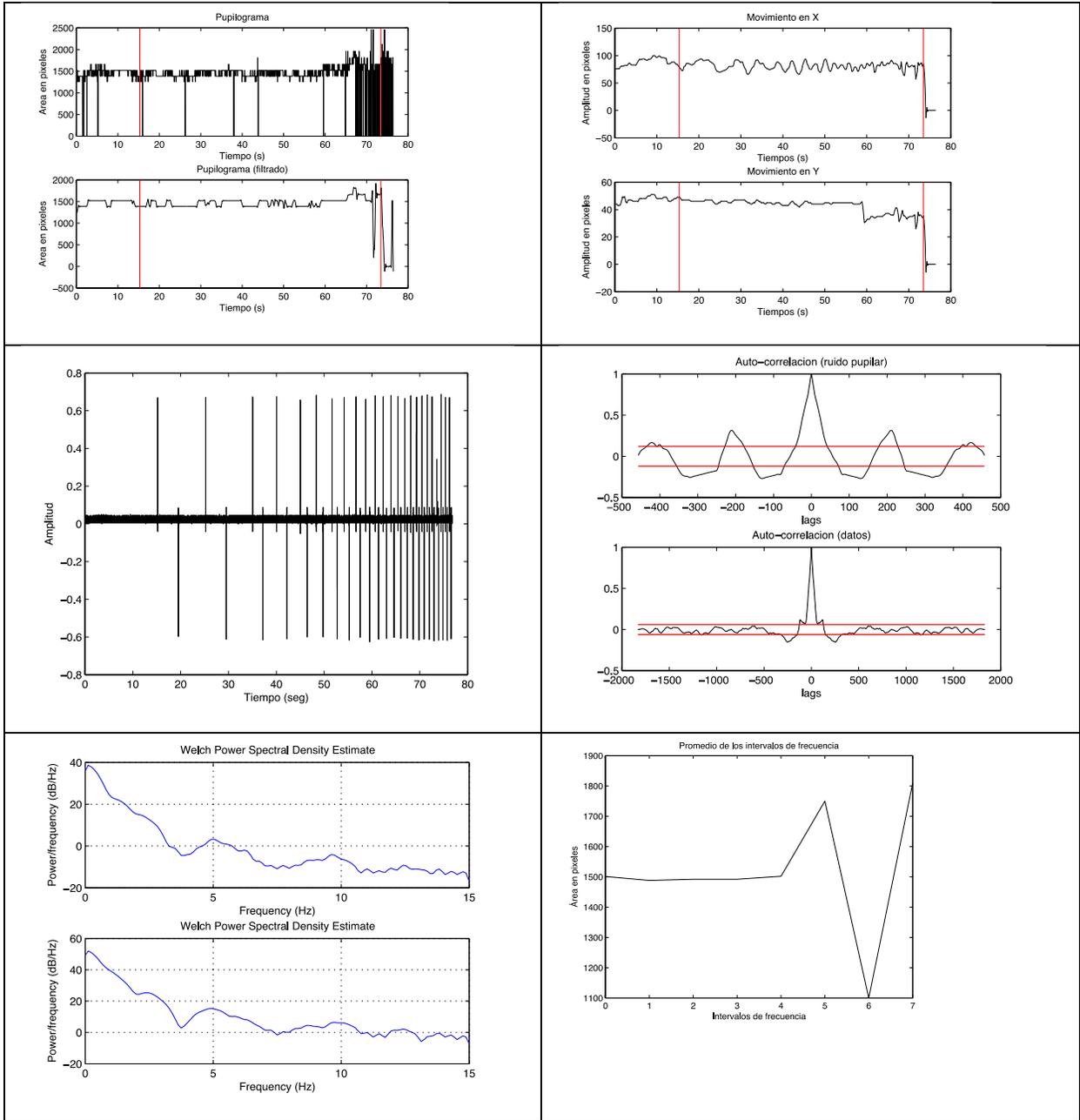


Optotipo K

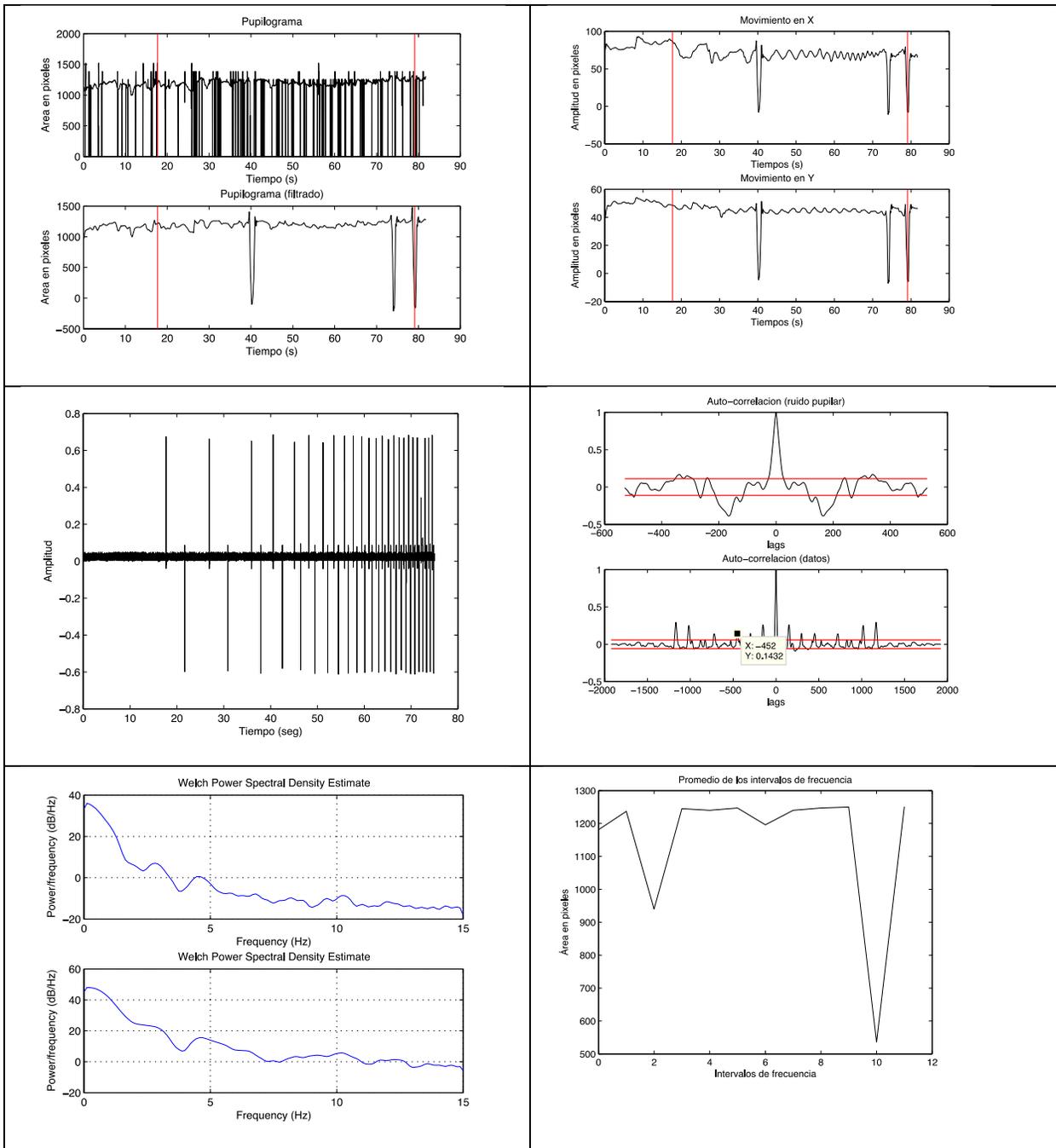




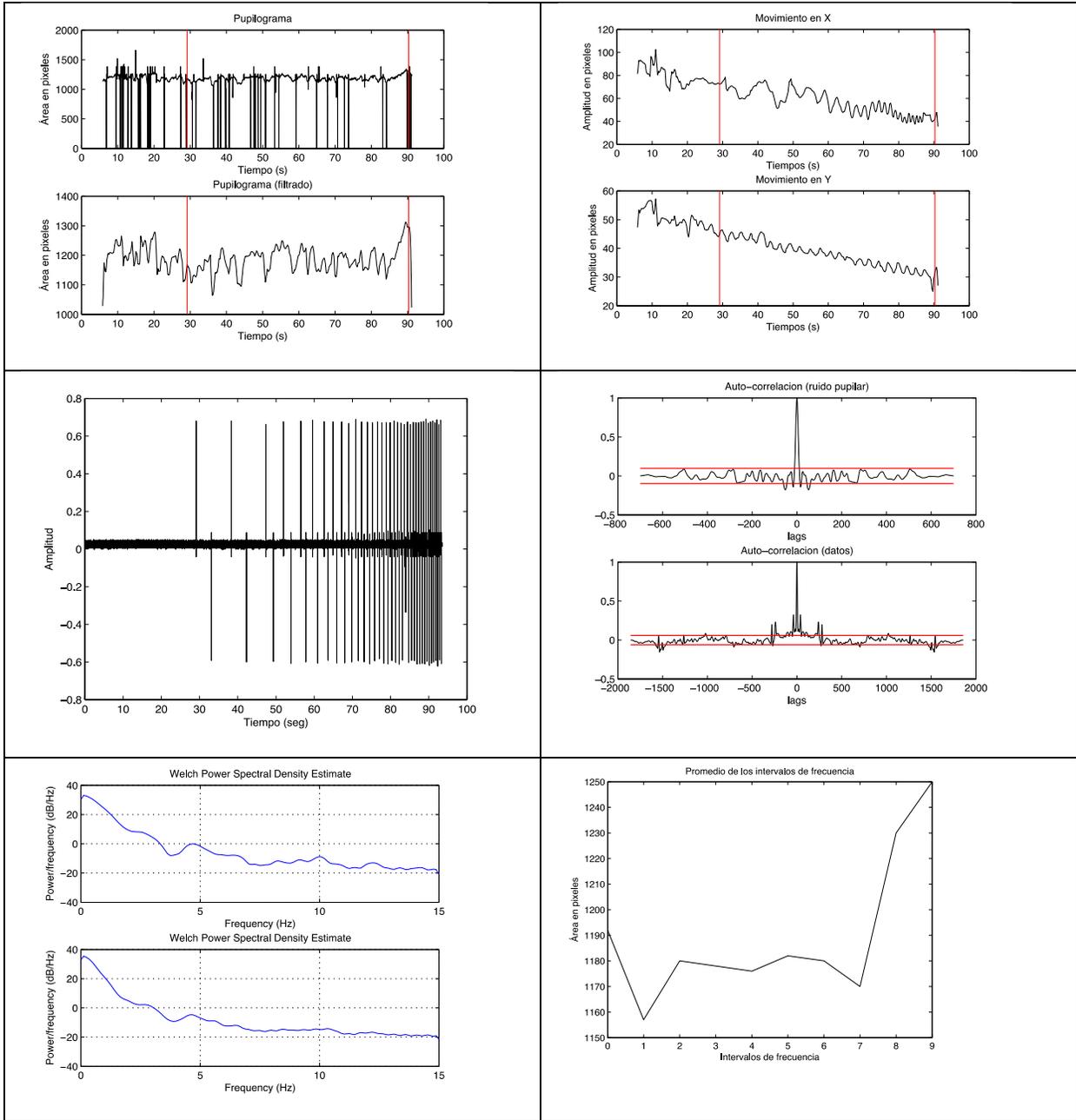
SUJETO 2
Optotipo N



SUJETO 3
Optotipo N

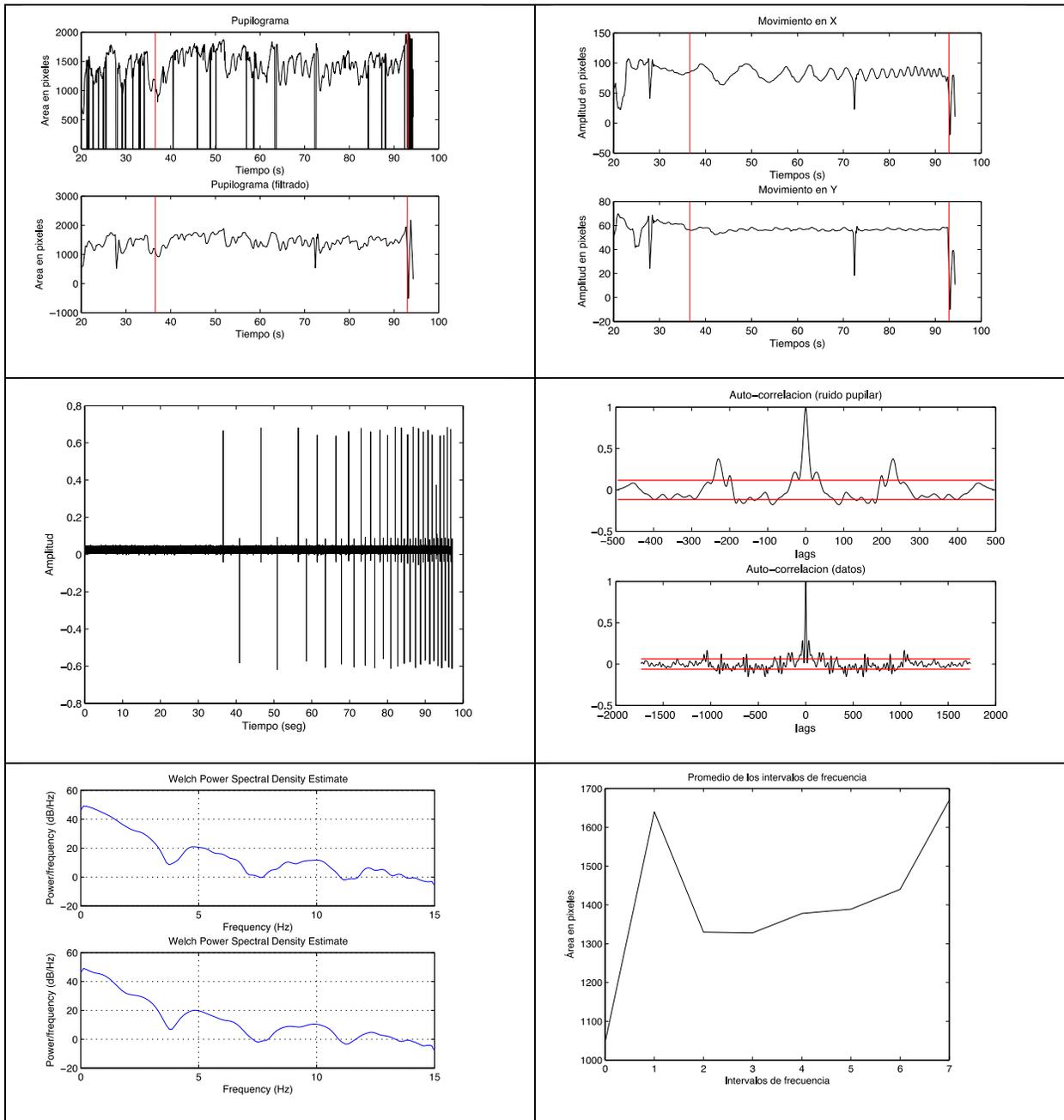


Optotipo D

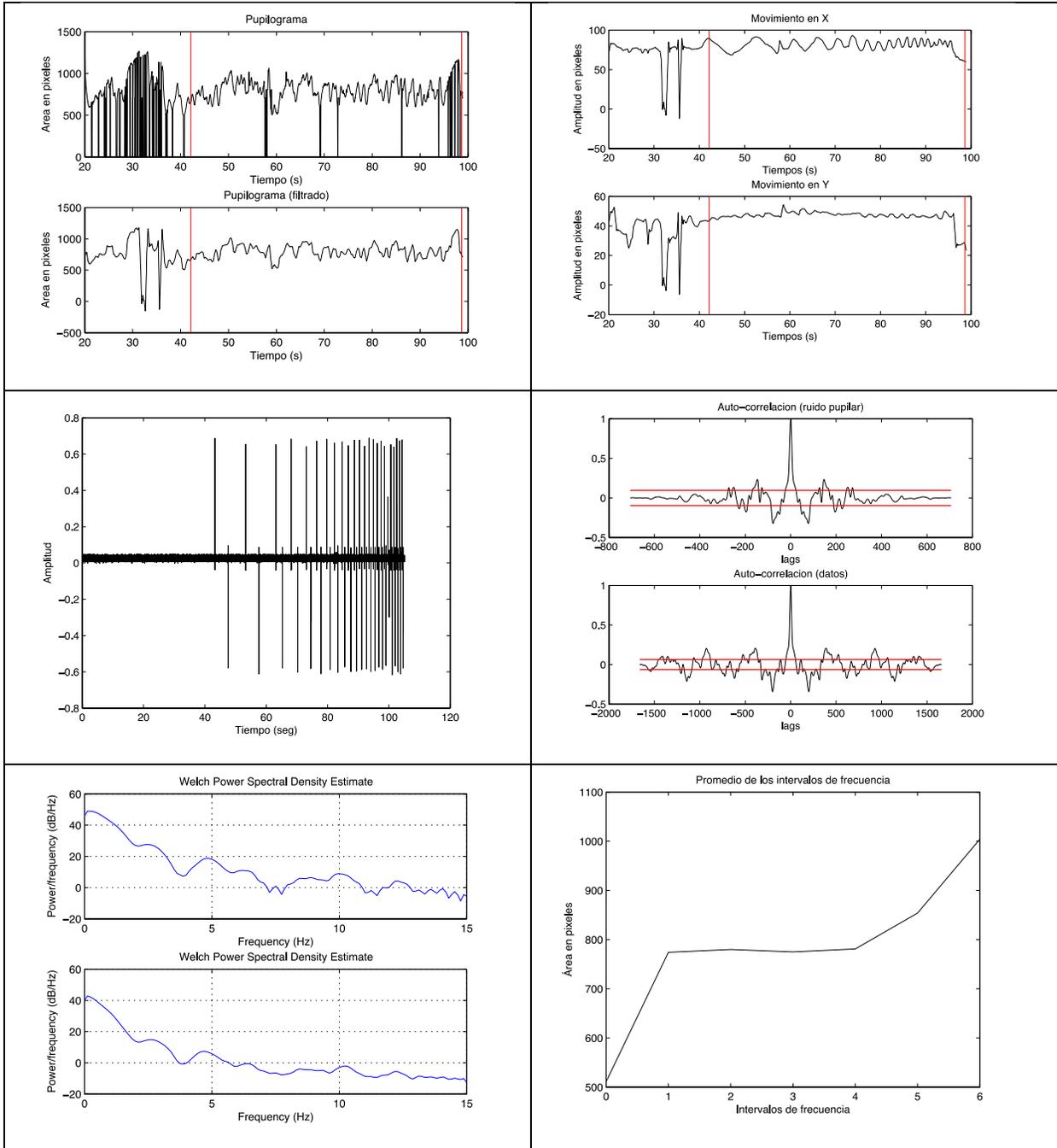


SUJETO 4

Optotipo D

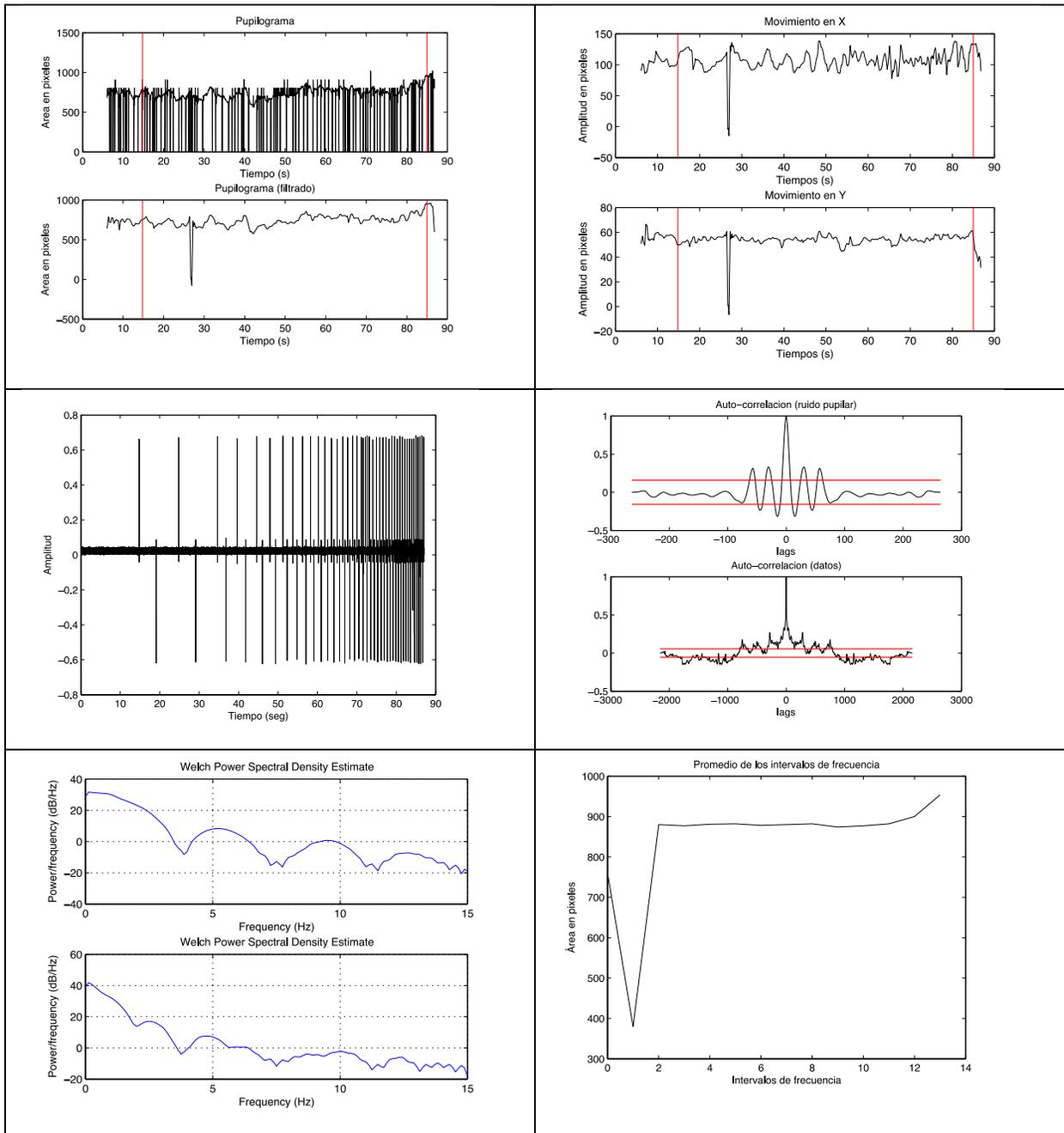


Optotipo C

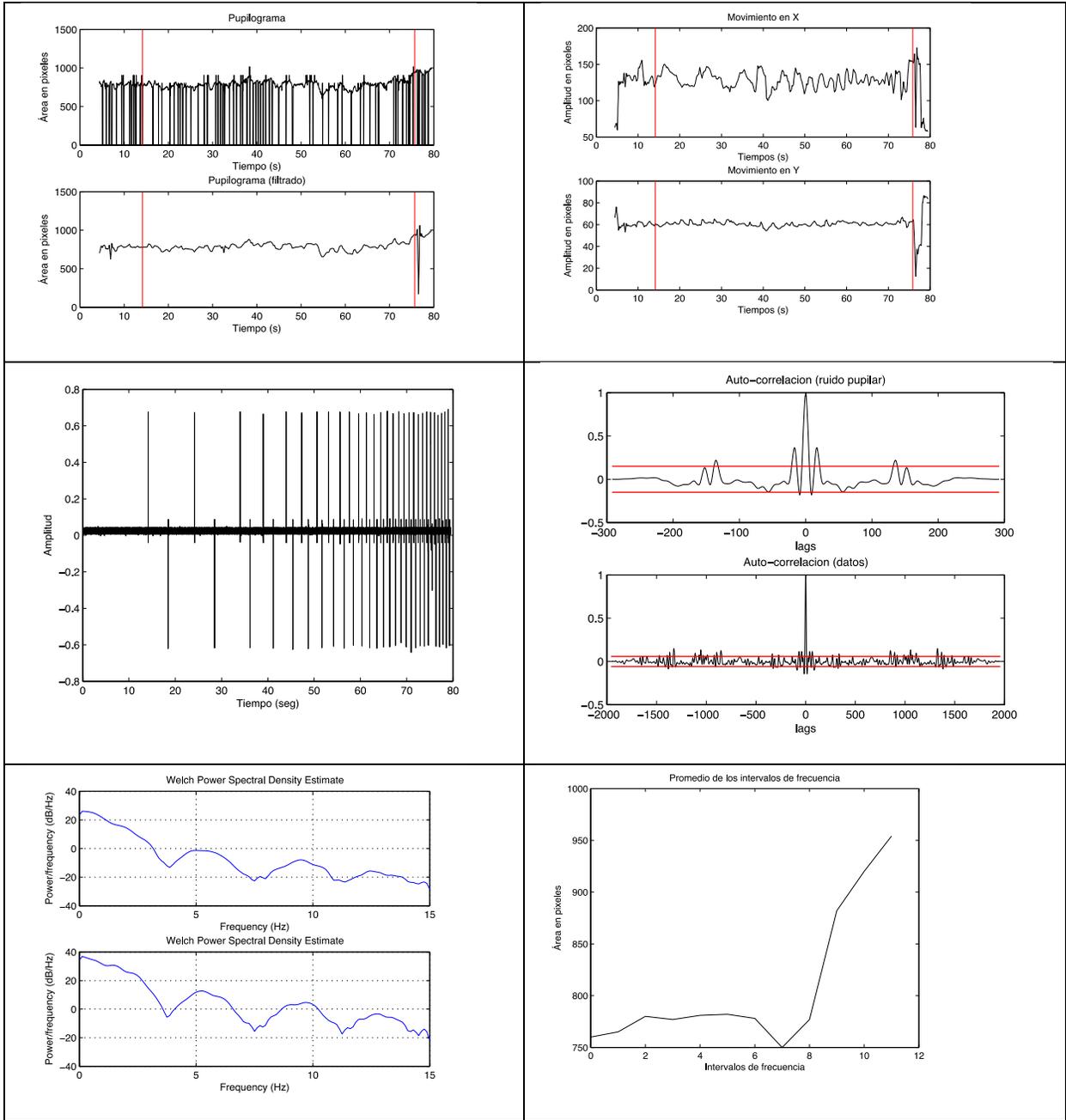


SUJETO 5

Optotipo D



Optotipo C



Apéndice C

Productos obtenidos:**Patente:**

Ernesto Suaste Gómez y Arturo Zúñiga López, “Instrumento para la valoración de la agudeza visual usando la respuesta pupilar”, MX Patente 267510 B, junio 15, 2009.

Artículo:

D. Rodríguez Guzmán, A. Zúñiga López y E. Suaste Gómez. “Respuestas pupilares a estímulos cromáticos en el espectro de 400nm a 650nm, en el estado estable”, Revista Mexicana de Física, 51 (4) 365-370, Agosto 2005.