



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID**

**ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES**

**Grado en Ingeniería en Electrónica Industrial y Automática**

**Desarrollo de un sistema de medida del  
diámetro pupilar de alta respuesta en  
frecuencia y para escenarios de baja  
iluminación.**

**Autor:**

**Rosales Rodríguez, Pablo**

**Tutor:**

**Mansilla Gallo, Alberto**

**Dpto. Ciencia de los Materiales e Ingeniería  
Metalúrgica, Expresión Gráfica en la  
Ingeniería, Ingeniería Cartográfica,  
Geodesia y Fotogrametría, Ingeniería  
Mecánica e Ingeniería de los Procesos de  
Fabricación.**

**Valladolid, junio de 2019.**





## AGRADECIMIENTOS

*A mis padres y hermana, mis mejores maestros, por dármele todo.*

*A Alberto Mansilla, mi mejor mentor, por todas las oportunidades brindadas.*

*A todo el equipo de Newgentechs, por haberme formado como profesional.*

*A toda la gente de 4inn, por el ambiente de trabajo inmejorable.*





## RESUMEN

El presente proyecto tiene como objetivo desarrollar un sistema de medida del diámetro pupilar y estudiar, previo diseño de un experimento, el comportamiento de la pupila ante distintos niveles de iluminación.

El conjunto del sistema desarrollado cuenta con un software de visión artificial que, mediante algoritmos propios de la morfología y de la segmentación de imágenes, localiza, aísla y analiza las pupilas del sujeto objeto de estudio. De forma sincronizada, se adquieren los datos de un luxómetro mediante un programa de instrumentación y las imágenes que la cámara toma del rostro del individuo. Para realizar los ensayos, se construye una estructura que porta una luminaria led, permitiendo modificar el ángulo con el que el haz de luz incide sobre los ojos. En última instancia, se comparan los resultados obtenidos de los ensayos con los modelos proporcionados en determinados artículos contrastados.

**Palabras clave:** visión artificial, segmentación de imágenes, pupilometría, reflejo pupilar, iluminancia.





## ABSTRACT

Biometry became one of the hardest areas in engineering. The aim of this project is to develop a pupilometer with computer vision techniques and then, design an experiment to test the system and extract a preliminary conclusion about the pupillary light reflex.

The interest of the image processing software lies in detecting, isolating and measuring the pupils of the subject using morphological processing and image segmentation. An instrumentation program acquires the data provided by a lux meter. It is synchronized with the acquisition software of the camera in order to get an illuminance value for each picture. The light source is supported by a structure which allows variations of its direction. The results obtained from the tests are compared with those published in respected and prestigious papers.

**Keywords:** artificial vision, image segmentation, pupilometer, pupillary light reflex, illuminance.







# Índice

RESUMEN.....	III
ABSTRACT.....	V
INTRODUCCIÓN.....	1
OBJETIVOS.....	3
1 ESTADO DEL ARTE.....	5
1.1 Resumen y conclusiones .....	8
2 EL OJO HUMANO.....	9
2.1 Reflejo pupilar.....	10
2.2 Deslumbramientos .....	11
2.3 Sistema óptico del ojo humano.....	11
3 IMPRESIÓN DE OJOS EN 3D .....	17
4 INTRODUCCIÓN A LA FOTOMETRÍA .....	21
4.1 Visión escotópica, mesópica y fotópica .....	21
4.1.1 Visión escotópica .....	21
4.1.2 Visión mesópica .....	21
4.1.3 Visión fotópica .....	22
4.2 Magnitudes relacionadas con la fotometría.....	23
4.2.1 Desde el punto de vista de la fuente de luz.....	24
4.2.2 Desde el punto de vista del objeto sobre el cual incide la luz .....	25
5 DISPOSITIVOS HARDWARE EMPLEADOS.....	27
5.1 La cámara .....	27
5.1.1 Resolución .....	27
5.1.2 Frecuencia de adquisición.....	27
5.1.3 Sensor .....	28
5.1.4 Adquisición .....	28
5.2 Luxómetro .....	30
5.3 Sistema de acondicionamiento y adquisición.....	30
5.3.1 Tarjeta de acondicionamiento del sensor .....	30
5.3.2 Tarjeta de adquisición de datos.....	31



5.3.3	Chasis .....	32
5.3.4	Cableado.....	32
6	SOFTWARE DISEÑADO PARA LA MEDIDA DEL DIÁMETRO PUPILAR .....	33
6.1	Introducción .....	33
6.2	Programa de calibración dimensional .....	34
6.3	Programa de adquisición de imágenes .....	36
6.4	Programa de adquisición de valores de iluminancia .....	37
6.5	Programa de procesamiento semiautomático .....	38
6.5.1	Fundamentos teóricos.....	39
6.5.2	Desarrollo del software y secuencia de acciones.....	48
6.6	Programa de postprocesamiento manual .....	57
6.7	Limitaciones del sistema .....	59
7	DISEÑO DEL EXPERIMENTO .....	61
8	RESULTADOS .....	67
8.1	Verificación del sistema de medida .....	67
8.1.1	Pupilas de 3.19 mm.....	67
8.1.2	Pupilas de 3.61 mm.....	70
8.1.3	Pupilas de 4.37 mm.....	71
8.1.4	Pupilas de 4.55 mm.....	73
8.1.5	Pupilas de 5.29 mm.....	74
8.1.6	Pupilas de 6.34 mm.....	75
8.1.7	Resumen y conclusiones .....	76
8.2	Ensayos realizados con sujetos.....	77
8.2.1	Ensayos cubriendo un rango de 0 a 70 luxes.....	77
8.2.2	Ensayos cubriendo un rango de 0 a 30 luxes.....	82
8.2.3	Ensayos cubriendo un rango de 0 a 15 luxes y viceversa	83
8.2.4	Ensayos sometiendo al sujeto a un pulso de luz positivo.	85
9	CONCLUSIONES.....	87
10	LÍNEAS FUTURAS .....	89
	BIBLIOGRAFÍA.....	91
	ANEXOS .....	93

## Índice de figuras

Figura 1. Eye tracker de Imotions («iMotions: Biometric Research, Simplified», 2005).....	5
Figura 2. Respuesta de la pupila con el tiempo ante una variación brusca de la iluminación. Modificación de la imagen de (Semmlow & Dawg, 1977). .....	6
Figura 3. Máxima velocidad de contracción pupilar (mm/s) para distintos niveles de intensidad de luz (Ellis, 1981).....	6
Figura 4. Máxima velocidad de dilatación pupilar (mm/s) para distintos niveles de intensidad de luz (Ellis, 1981).....	7
Figura 5. Anatomía del ojo humano (Perkins & Davson, 2018).....	9
Figura 6. Deslumbramiento en función del ángulo (Sa et al., 2013). ....	11
Figura 7. Espectro electromagnético (Google Imágenes).....	12
Figura 8. Refracción y reflexión de un haz láser (Corrons, Campos, Melgosa, & Comité Español de Iluminación, 2013).....	13
Figura 9. Comportamiento de los rayos de luz paralelos al atravesar una lente cóncava (Guyton & Hall, 1996).....	13
Figura 10. Comportamiento de los rayos de luz paralelos al atravesar una lente convexa (Guyton & Hall, 1996). .....	14
Figura 11. Formación de una imagen a través de una lente convexa (Apuntes de Visión Artificial, 2017).....	14
Figura 12. El ojo como sistema óptico (Guyton & Hall, 1996). .....	15
Figura 13. Esquema del ojo reducido (Puell, 2006). .....	15
Figura 14. Triángulo formado por la normal a la superficie y el rayo al atravesarla. ....	16
Figura 15. Diseño de los ojos artificiales empleados para verificar el sistema. ....	18
Figura 16. Imágenes tomadas mediante el microscopio electrónico.....	19
Figura 17. Los dos globos oculares y una pupila de cada tamaño.....	19
Figura 18. Cada una de las pupilas impresas. ....	20
Figura 19. A la izquierda, detalle de los dos ojos con las pupilas al fondo. A la derecha, detalle del taladro realizado en el interior del globo ocular para facilitar la extracción de la pupila introducida. ....	20
Figura 20. Eficiencia relativa de la luminosidad frente a la longitud de onda en niveles escotópicos (Barbur & Stockman, 2010)...	21
Figura 21. Eficiencia relativa de la luminosidad frente a la longitud de onda en niveles mesópicos. Las líneas de colores rojo, verde y azul plasman la aportación de los conos. La línea gris es la	



aportación de los bastones. La línea negra es la curva  $V(\lambda)$  de sensibilidad (Barbur & Stockman, 2010). .....22

Figura 22. Eficiencia relativa de la luminosidad frente a la longitud de onda en niveles fotópicos. Las líneas de colores rojo, verde y azul plasman la aportación de los conos. La línea gris es la aportación de los bastones. La línea negra es la curva  $V(\lambda)$  de sensibilidad (Barbur & Stockman, 2010). .....22

Figura 23. Curva CIE de respuesta del ojo humano ante distintos niveles de iluminación y longitudes de onda (Sa et al., 2013). .....23

Figura 24. Curva CIE para niveles fotópicos de iluminación (Corrons et al., 2013).....23

Figura 25. Niveles de iluminación existentes y diámetro pupilar con el que el ojo reacciona (Barbur & Stockman, 2010). .....25

Figura 26. Comparación entre una imagen tomada con shutter común (arriba) y tomada con shutter rotativo (abajo). (Sony, 2017) .....28

Figura 27. Triggers necesarios para la captura de imágenes (Basler, 2017). .....29

Figura 28. Metodología de adquisición empleada (Basler, 2017). .....29

Figura 29. Esquema eléctrico del módulo de National Instruments NI-9215 (National Instruments, 2012a).....31

Figura 30. Esquema de conexión del NI-9215 para la medida en diferencial (National Instruments, 2012b). .....32

Figura 31. Esquema dimensional de formación de la imagen a través de una lente convexa (Apuntes de Visión Artificial, 2017). .....34

Figura 32. Imagen obtenida de la calibración para determinar la relación entre píxeles y milímetros. Nótese en verde la distancia seleccionada. ....35

Figura 33. Imagen obtenida de la calibración para determinar la relación entre píxeles y milímetros. Nótese en verde la distancia seleccionada. ....35

Figura 34. Esquema de funcionamiento de los programas de adquisición. ....37

Figura 35. Diagrama de bloques en LabView de la adquisición del luxómetro.....37

Figura 36. Diagrama de bloques en LabView de la espera al trigger. ....38

Figura 37. Región de interés de una imagen y matriz de píxeles correspondiente. ....39

Figura 38. Imagen y su equivalente binaria para un umbral determinado. ....40

Figura 39. Dilatación de la imagen A1 con el elemento estructural B1 (Parker, 1997).....41



Figura 40. Proceso de erosión de una imagen con un elemento estructural (Gonzalez et al., 2004).....	41
Figura 41. Imagen extraída de uno de los ensayos. ....	43
Figura 42. Representación del contorno como un pulso, su primera derivada (máximos locales) y su segunda derivada (nula)...	45
Figura 43. Equivalencia entre un punto en el plano cartesiano y ese punto en el plano polar. ....	46
Figura 44. Equivalencia entre los tres puntos de una recta en el plano cartesiano y sus curvas correspondientes en el plano polar. ....	46
Figura 45. Sistema de referencia con los parámetros de una circunferencia. ....	47
Figura 46. A la izquierda, en el plano cartesiano $xy$ , el punto $(3,5)$ y el conjunto de las circunferencias de radio $r$ que por el pasan. A la derecha, en el plano de parámetros $x_c y_c$ para el citado radio, el conjunto de centros de las circunferencias de la izquierda que dan lugar a su vez a la circunferencia equivalente del punto de partida $(3,5)$ . ....	48
Figura 47. Imagen binarizada para un ensayo concreto. Puede resultar interesante recortar la parte izquierda para evitar falsos positivos de la Transformada de Hough. ....	49
Figura 48. Resultados del algoritmo de Canny para distintos umbrales. ....	50
Figura 49. Imagen de partida y región de interés obtenida de la misma. ....	50
Figura 50. Barrido realizado sobre uno de los círculos inicialmente localizados por la Transformada de Hough. ....	52
Figura 51. Imagen en la que se puede apreciar, en el ojo derecho, el círculo detectado mediante la Transformada de Hough (gris) y el círculo detectado mediante el algoritmo implementado (verde).....	55
Figura 52. Aumento del ojo derecho de la imagen de la figura 51.....	55
Figura 53. Imagen de partida para un ensayo concreto.....	56
Figura 54. Imagen resultado tras el procesamiento.....	56
Figura 55. Región de interés marcada en la imagen de partida e imagen formada en su totalidad por esa región de interés.....	58
Figura 56. Puntos seleccionados para determinar el perímetro pupilar y circunferencia hallada.....	58
Figura 57. Esquema de la estructura diseñada para la realización de los ensayos.....	62
Figura 58. Simulación del banco de ensayos durante el procedimiento de realización de pruebas (a falta del sujeto).....	63



Figura 59. Estructura y mesa de trabajo para la realización de ensayos.  
.....63

Figura 60. Detalle de la luminaria led y la fuente de tensión con la que se controla.....64

Figura 61. Estructura desde el punto de vista del sujeto objeto de los ensayos. Véanse la cámara y el foco infrarrojo en la parte superior. ....64

Figura 62. Imagen tomada durante un ensayo con un individuo. ....64

Figura 63. Imagen para obtener la relación entre píxeles y milímetros. Véase, en verde, la distancia seleccionada.....67



## Índice de tablas

Tabla 1. Diámetro de la córnea según etnia y edad para distintas muestras (Mashige, 2016). .....	17
Tabla 2. Comparación entre los diámetros teóricos y los diámetros medidos.....	19
Tabla 3. Aspecto del archivo obtenido tras el procesamiento de 10 imágenes. La numeración de los ojos se realiza de izquierda a derecha desde el punto de vista de la cámara y las unidades están en milímetros.....	57
Tabla 4. Referencias a los elementos indicados en la figura 57.....	61
Tabla 5. Resumen de valores calculados para cada diámetro de pupila de los ojos impresos en 3D. Las unidades están en milímetros. ....	76



## Índice de gráficos

Gráfico 1. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan. ....	68
Gráfico 2. Distribución Normal del conjunto de medidas de la pupila de 3.19 mm de diámetro. ....	68
Gráfico 3. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 3.19 mm de diámetro.....	69
Gráfico 4. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan. ....	70
Gráfico 5. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 3.61 mm de diámetro.....	71
Gráfico 6. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen En azul cian, la recta a la que se aproximan. ....	71
Gráfico 7. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 4.37 mm de diámetro.....	72
Gráfico 8. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan. ....	73
Gráfico 9. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 4.55 mm de diámetro.....	73
Gráfico 10. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan. ....	74
Gráfico 11. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 5.29 mm de diámetro.....	75
Gráfico 12. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan. ....	75
Gráfico 13. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 6.34 mm de diámetro.....	76
Gráfico 14. Diámetro medio (mm) e iluminancia (lx) representados en un mismo gráfico, junto con el tiempo en segundos. Se muestra solamente el ensayo desde el segundo 5. ....	77
Gráfico 15. Representación del diámetro medio (mm) frente a la iluminancia (lx).....	78
Gráfico 16. Diámetro pupilar frente a iluminancia según la fórmula propuesta por Stanley y Davies en 1995.....	80
Gráfico 17. Diámetro pupilar frente a iluminancia según la fórmula unificada propuesta por Watson y Yellot en 2012.....	81
Gráfico 18. En gris, el ensayo realizado, en azul oscuro, la fórmula unificada propuesta por Watson y Yellot y en azul cian, la fórmula propuesta por Stanley y Davies. Las curvas son líneas de tendencia polinómicas. ....	81





Gráfico 19. Diámetro medio (mm) e iluminancia (lx) representados en un mismo gráfico, junto con el tiempo en segundos.....	82
Gráfico 20. Representación del diámetro medio (mm) frente a la iluminancia (lx).....	83
Gráfico 21. Diámetro medio (m) e iluminancia (lx) representados en un mismo gráfico, junto con el tiempo en segundos.....	84
Gráfico 22. Representación del diámetro pupilar (mm) frente a la iluminancia (lx) durante la mitad ascendente (primera) del ensayo. ....	85
Gráfico 23. Representación del diámetro pupilar (mm) frente a la iluminancia (lx) durante la mitad descendente (segunda) del ensayo. ....	85
Gráfico 24. Diámetro medio (mm) e iluminancia (lx) representados en un mismo gráfico, junto con el tiempo en segundos.....	86





## INTRODUCCIÓN

El desarrollo tecnológico tiene una de sus vertientes más exigentes en todo aquello relacionado con la biología. Así pues, cada vez resulta más frecuente la colaboración entre los ámbitos médico y técnico con el fin de buscar solución a problemas mediante un abordaje multidisciplinar que proporcione una metodología de trabajo más eficaz.

Este proyecto, de forma general, tiene como objetivo principal el desarrollo de un sistema de medida del diámetro pupilar con el que, posteriormente, estudiar el comportamiento de la pupila, y, en general, del ojo humano, ante distintos niveles de iluminación. El resultado del trabajo tiene su aplicación esencial en el Instituto de Oftalmobiología Aplicada de la Universidad de Valladolid (IOBA). Ahora bien, son varios los ámbitos en los que puede implementarse un sistema de medida lo suficientemente funcional, tal y como se razona más adelante en este ensayo.

El ojo es un órgano complejo. Si bien se conoce perfectamente desde un punto de vista anatómico, su comportamiento sigue siendo objeto de estudio. El reflejo pupilar se ve afectado por múltiples factores y, por tanto, puede no obedecer a una misma tendencia en función del sujeto sobre el que se ejecuta el experimento. La pupilometría tiene gran interés en la detección de anomalías médicas, pero también, en una posible mejora de las condiciones de iluminación en diversos entornos o el análisis del estado del individuo en casos en los que su intervención pueda provocar riesgos.

El pupilómetro diseñado emplea técnicas de visión artificial para el procesamiento de imágenes y la medida del diámetro pupilar. El lenguaje empleado para el software desarrollado es C++, complementado con OpenCV, librería *open source* (de código abierto) orientada a la visión por computador. La cámara utilizada para la adquisición de imágenes es la *acA2440-75um* del fabricante alemán Basler. Para realizar las medidas de iluminancia se recurre a un luxómetro cuya adquisición se programa en LabView, software de National Instruments.

### Justificación del proyecto

Actualmente, los pupilómetros empleados por los oftalmólogos profesionales se caracterizan por su precisión. Sin embargo, son dispositivos invasivos que requieren de un total estatismo del paciente. En este proyecto, el sistema diseñado resulta mucho más versátil, permitiendo el análisis pupilar del individuo sin necesidad de contacto con el mismo y otorgándole cierto margen de movimiento. Además, el sistema de medida puede ser calibrado para trabajar en distintas condiciones de iluminación.



Las conclusiones extraídas del estudio del reflejo pupilar tienen interés en áreas sumamente técnicas y académicas desde el punto de vista médico, pero también, en situaciones mucho más convencionales.

El sistema de medida del diámetro pupilar del presente proyecto tiene una aplicación evidente: la conducción autónoma, que promete ser una de las revoluciones del siglo XXI. Los automóviles del futuro habrán de incorporar múltiples sistemas de alta complejidad tecnológica. Los dispositivos de seguimiento ocular se encuentran cada vez más presentes en los vehículos actuales. Sin embargo, no ocurre así con los pupilómetros, pues no existe un producto que se adecue a las prestaciones necesarias para dar un servicio útil. Es necesario un instrumento que proporcione una medida de la pupila a altas velocidades. Entre otros aspectos, la pupila es un reflejo del estado del conductor, luego puede tener gran importancia de cara a permitir al mismo la toma de los mandos del vehículo.

Además, los resultados extraídos del estudio pueden emplearse para la mejora de la iluminación de determinados entornos. Desde el punto de vista del presente proyecto, tiene interés el perfeccionamiento de la iluminación del interior de los vehículos. Sobre todo, para facilitar la conducción nocturna, pues una buena iluminación puede minimizar la percepción de destellos o *starbursts*.

### **Alcance del proyecto**

El proyecto se encuentra limitado al diseño del sistema de medida del diámetro pupilar mediante programación software e instrumentación electrónica y la posterior realización de ensayos para comprobar su funcionamiento y extraer ciertas conclusiones someras sobre el comportamiento del ojo ante distintos niveles de iluminancia. En ningún caso se pretende realizar un tratado médico sobre la reacción del ojo, sino simplemente un análisis de su comportamiento que pueda compararse con los resultados extraídos de otros estudios.

La precisión del pupilómetro diseñado no debe competir con los dispositivos profesionales que emplean los oftalmólogos, pero si debe ofrecer una medida fiel y con una precisión lo suficientemente buena como para observar la variación del diámetro pupilar al modificar la iluminación.

Como parte del proyecto, se diseña un experimento que permite realizar ensayos variando el ángulo con el que el rayo de luz incide sobre el ojo del sujeto. Así, se pueden cumplir las especificaciones del IOBA y evitar que se excite de forma directa la fovea del individuo.



## OBJETIVOS

De los apartados anteriores se deducen los objetivos de este proyecto. El principal es el diseño de un sistema de medida del diámetro pupilar calibrado con una precisión lo suficientemente buena como para apreciar las variaciones en los ensayos de pupilometría a distintos niveles de iluminación. En concreto, se requiere una precisión igual o menor a 0.5 mm. Los ensayos diseñados deben cubrir un rango de luxes idóneo para variar la pupila entre valores cercanos a los límites de la misma. Las pruebas han de permitir la extracción de dos conclusiones básicas: la primera de ellas consiste en determinar si el sistema de medida del diámetro pupilar es funcional. La segunda hace referencia a observar las variaciones del diámetro, pues, aunque estas se provoquen de forma intencionada con cambios en la iluminancia, si se logra una percepción de la modificación del diámetro apropiada para el caso dado, se podrán detectar variaciones del diámetro ajenas a los niveles de iluminación, que permitan controlar situaciones muy diversas que pueden afectar a ámbitos distintos como el de la conducción autónoma anteriormente mencionado. Pues el diámetro pupilar, no solo varía con la iluminancia, sino que son varios los factores por los que se ve afectado.

Por último, con los ensayos realizados se deben extraer conclusiones superficiales sobre el comportamiento del ojo humano ante distintos niveles de iluminación, pues este es el principal objetivo en el que el IOBA centra su investigación. Asimismo, el experimento a diseñar ha de permitir modificar el ángulo con el que el rayo de luz incide sobre la córnea. Para terminar, los resultados obtenidos se han de comparar con los publicados en artículos reconocidos.



## 1 ESTADO DEL ARTE

La utilización de pupilómetros, actualmente, queda limitada de forma importante al ámbito médico. Ahora bien, el descenso del precio de determinadas tecnologías, así como el aumento de la capacidad de procesamiento de imágenes del hardware y la optimización del software, han hecho posible la paulatina incorporación de determinadas herramientas, antes pertenecientes a ámbitos muy específicos, al mercado más general. Es el caso de los sistemas de detección pupilar, cuya utilización comienza a expandirse a sectores como el de los videojuegos, la telefonía o el del automóvil. En este último, apoyando a los sistemas de conducción asistida y detectores de fatiga del conductor. Para localizar los ojos en una imagen, los distintos softwares diseñados se pueden basar en algoritmos de tipo *Random Sample Consensus*, más conocida como RANSAC u otros métodos como la Transformada de Hough. A menudo, con el fin de optimizar los mencionados algoritmos, de carácter iterativo, se recurre a métodos probabilísticos



Figura 1. Eye tracker de Imotions («iMotions: Biometric Research, Simplified», 2005).

Estos sistemas conocidos como *eye tracking* o de seguimiento ocular, muy presentes en el ámbito del marketing, con el fin de hacer la publicidad más efectiva, o en la realización de estudios de puntos de atención en conducción, no se emplean para medir, sino simplemente para localizar. Así pues, los *eye trackers* tienen como principal objetivo determinar los elementos que más atención del sujeto reciben en su campo visual. En la imagen de la figura 1 se ilustra la funcionalidad de estas herramientas.

De entre las empresas que centran su trabajo en la biometría, destaca iMotions («iMotions: Biometric Research, Simplified», 2005). Esta compañía danesa cuenta con el respaldo de grandes corporaciones e instituciones académicas. Los datos extraídos de su página web sirven en este proyecto para presentar una idea superficial del estado del arte en lo relativo a sistemas de biometría ocular.

La respuesta de la pupila ante un cambio de iluminación se produce a alta velocidad. Según el estudio propuesto por John L. Semmlow y Dawg C. Chen (Semmlow & Dawg, 1977), ante una variación brusca del nivel de iluminación, es decir, ante un pulso de luz, el reflejo pupilar se produce de la manera mostrada en la imagen de la figura 2.

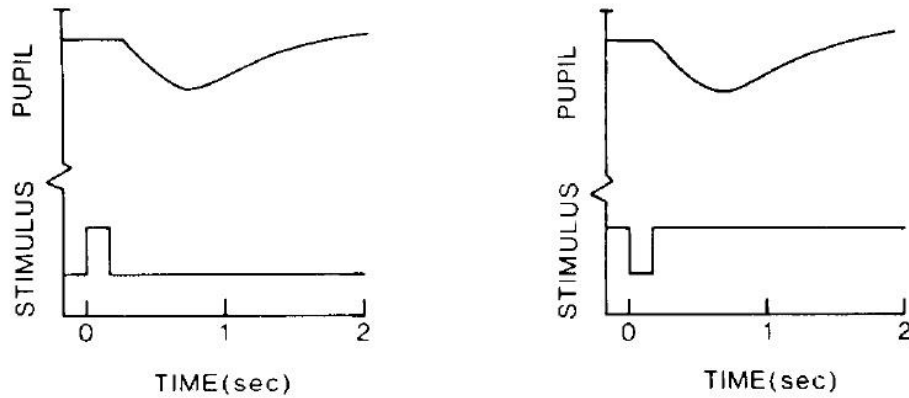


Figura 2. Respuesta de la pupila con el tiempo ante una variación brusca de la iluminación. Modificación de la imagen de (Semmlow & Dawg, 1977).

En el artículo publicado por C.J.K Ellis (Ellis, 1981), se realiza un estudio del reflejo pupilar del que se extrae una relación entre la velocidad a la que varía la pupila y distintos niveles de intensidad de luz con los que se estimula, bien sea con el objetivo de dilatarla o, por el contrario, con el objetivo de contraerla. En las figuras 3 y 4 se ilustran los datos obtenidos del estudio para ambos casos.

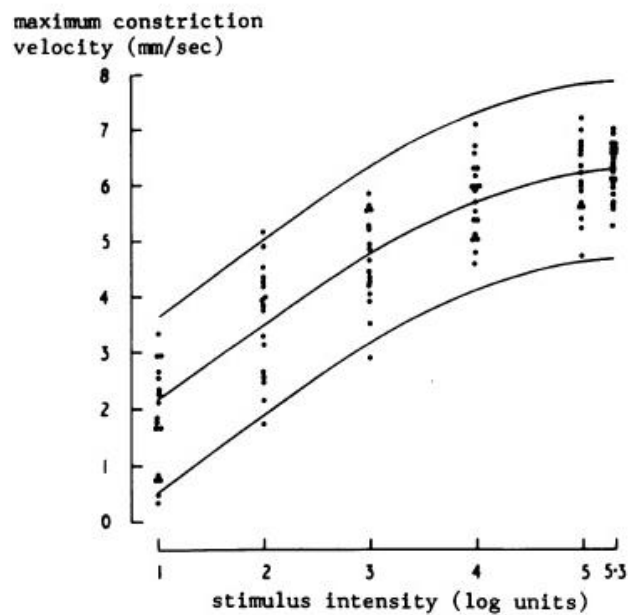


Figura 3. Máxima velocidad de contracción pupilar (mm/s) para distintos niveles de intensidad de luz (Ellis, 1981).



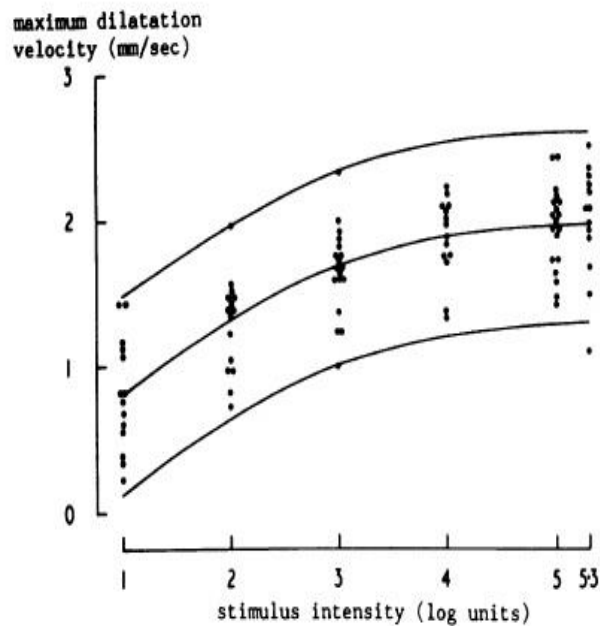


Figura 4. Máxima velocidad de dilatación pupilar (mm/s) para distintos niveles de intensidad de luz (Ellis, 1981).

De las figuras anteriores (3 y 4), se extrae que la pupila puede alcanzar una variación superior a 7 mm/s. De la figura 2 se extrae que el comportamiento del diámetro pupilar no es lineal, luego no tiene sentido aventurarse a concluir el número de fotogramas por segundo necesario para obtener una variación pupilar máxima entre dos fotogramas consecutivos. Como consecuencia de ello, es durante la realización de ensayos cuando se determina la frecuencia más adecuada.

Tiene lugar incidir de manera insistente en que los dispositivos de seguimiento ocular (*eye trackers*) no se encuentran calibrados para medir el diámetro pupilar, sino que se centran en localizar los ojos del individuo. Ahora bien, como se mencionó anteriormente, la algoritmia que emplean puede resultar útil en el desarrollo de este proyecto y el máximo número de fotogramas por segundo que adquieren puede proporcionar una idea de lo que se necesita para realizar un seguimiento de la pupila. A continuación, se presentan dos de las mejores tecnologías propuestas por la empresa iMotions:

- Smart Eye Aurora: puede operar con una frecuencia de muestreo de hasta 120 Hz. Se trata de un dispositivo no invasivo, pensado para situarlo en un simulador o pantalla. Su distancia de operación va de 40 cm a 80 cm.
- Smart Eye pro: la frecuencia de muestreo puede alcanzar 120 Hz. De nuevo, es un método no invasivo. Al contrario que en el caso anterior, en este dispositivo, las cámaras no se encuentran embebidas en ningún



sistema, luego se pueden regular de manera individual. Esto permite que el rango de operación sea mucho mayor, de 30 cm a 300 cm.

Algunos fabricantes como Tobii centran su mercado en los videojuegos, con el fin de mejorar la experiencia del jugador. Sus productos se parecen al Smart Eye Aurora, pues están compuestos de un hardware completamente embebido e inaccesible. Las máximas frecuencias a las que muestrean son diversas y también pueden llegar a superar los 100 Hz. Gazepoint fabrica *eye trackers* mucho más rápidos, de hasta 150 Hz, con fines investigativos. En cualquier caso, la problemática es que ninguno de ellos tiene como cometido principal la pupilometría y, en general, si se desea un sistema lo bastante preciso y rápido, el precio puede dispararse, ya que, en la mayoría de los casos, resulta necesario adquirir tanto el hardware, como el software ofrecido por el fabricante.

## 1.1 Resumen y conclusiones

A modo de resumen de lo anterior y particularizando al presente proyecto, cabe destacar que determinadas industrias cada vez requieren de una mayor complejidad tecnológica para prestar un servicio avanzado. Es el caso de la industria del automóvil, por ejemplo, en la que se ha comenzado una paulatina incorporación de dispositivos de seguimiento ocular para detectar los puntos de atención del conductor y así incrementar la seguridad al volante. Sin embargo, estos dispositivos no ofrecen una medida del diámetro pupilar, fin principal de este proyecto y posible objeto de demanda con el desarrollo de la conducción autónoma, pues permite detectar el estado del conductor y en caso de no ser el adecuado, evitar que este adquiera el control del vehículo.

Además, si se centra el estudio en el ámbito médico, los dispositivos empleados no permiten una medida de la pupila de forma dinámica y no invasiva.

## 2 EL OJO HUMANO

El ojo es, según la Real Academia Española: “*el órgano de la vista en el ser humano y en los animales*”. La parte que conforma el ojo, en su práctica totalidad, es el globo ocular. No se trata de una esfera perfecta; sin embargo, con el fin de facilitar su estudio, es común aproximarlo por una de 2.5 cm de diámetro. El ojo posee múltiples capas: la esclerótica, que, en la parte frontal y visible del ojo, deja paso a la córnea, transparente, permitiendo que la luz atraviese hacia el interior del ojo. A su vez, esta se encuentra formada de cinco capas internas: el epitelio, la membrana de Bowman, el estroma, la membrana de Descemet y el endotelio. La segunda de las capas que rodean al globo ocular es la úvea, formada por el cuerpo ciliar, la membrana coroides y el iris, siendo este último el que proporciona el color al ojo humano. Por último, la capa más interna del globo ocular es la retina. La retina es una estructura sobre la cual se proyecta la luz que penetra la parte frontal del ojo. Dicha luz excita el conjunto de células sensitivas, formado por los conos, que permiten percibir los colores, y los bastones. Las reacciones de estas células se transmiten a dos capas neuronales que, a su vez, transfieren la información al nervio óptico, llegando hasta el encéfalo, donde se procesa (Perkins & Davson, 2018).

En la parte visible del ojo, las capas mencionadas anteriormente se intercalan con otras estructuras. Así pues, tras la córnea se tiene la cámara anterior, llena de un líquido incoloro denominado humor acuoso y cuya función principal es oxigenar y nutrir la propia córnea y el cristalino. Posteriormente se encuentra la cámara posterior, bañada con el mismo líquido. Ambos espacios se encuentran delimitados por el iris, pero comunicados a través de la pupila, que es la parte del cristalino cuya apertura controlan los músculos esfínter y dilatador del iris, dando lugar a la miosis, o contracción de la pupila, y a la midriasis, o dilatación de la misma.

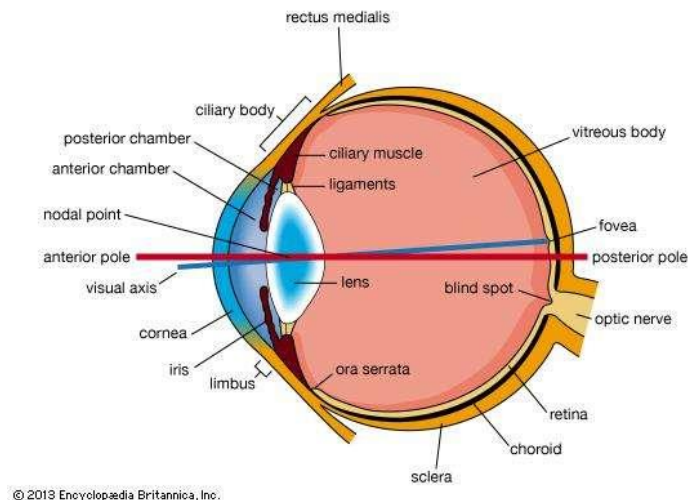


Figura 5. Anatomía del ojo humano (Perkins & Davson, 2018).



En la figura 5 se ilustran las capas citadas con anterioridad. Además, aparece señalada la fovea, punto de la retina más sensible a la variación de la iluminación y, por tanto, punto que da lugar a los deslumbramientos. En concreto, tal y como la define la Academia Americana de Oftalmología (American Academy of Ophthalmology, 2019), *“la fovea es la depresión que se encuentra en el centro de la mácula, donde la visión es más nítida”*.

Así pues, el software que se diseña como parte fundamental de este proyecto integra las funciones principales requeridas por los especialistas en oftalmología del IOBA. Estas son: la medida de la pupila de forma dinámica y la monitorización de los niveles de iluminación. Ahora bien, resulta relevante destacar que el experimento diseñado no ha de producir una incisión directa del haz de luz en la fovea, pues no es objeto de estudio el deslumbramiento total del sujeto, sino la evolución del diámetro pupilar como función de la iluminancia. Por ello, tiene interés la posibilidad de modificar la posición de la luminaria empleada para excitar la pupila.

## 2.1 Reflejo pupilar

La modificación del diámetro pupilar puede deberse a diversas causas. La principal y más conocida es la variación del nivel de iluminación que sobre el ojo incide, es decir, la iluminancia. En este proyecto las medidas del diámetro se realizan para varios niveles de iluminación con el fin de verificar la funcionalidad del sistema de medida y de extraer someras conclusiones acerca del comportamiento de la pupila con la iluminancia. Sin embargo, tal y como se mencionó con anterioridad, el diámetro pupilar puede verse afectado por otros factores. Entre ellos destaca el esfuerzo cognitivo del sujeto objeto del experimento. Según el estudio publicado por Cristina Cabrero-Mino *et al.*, de la Universidad de UCLA (Cabrera-Mino, Shinnick, & Moye, 2019), un aumento del estrés o de la carga cognitiva provoca una mayor variación del diámetro pupilar. En concreto, atendiendo al estudio publicado bajo el amparo de IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) en 2017, (Gavas, Chatterjee, & Sinha, 2017), *“El sistema nervioso autónomo provoca cambios involuntarios en el diámetro pupilar”*. Un estado de relajación deriva en una miosis involuntaria. En el caso contrario, la pupila se dilata. Por otro lado, una causa muy común para la variación involuntaria del diámetro pupilar es el consumo de determinadas sustancias, generalmente opiáceos, tal y como pone de manifiesto en el artículo publicado para la revista Life Sciences por Rodney Murray *et al.* (Murray, Adler, & Korczyn, 1983). En el citado estudio se realiza un compendio bibliográfico con fuentes que confirman las variaciones pupilares como consecuencia de la toma de derivados del opio. De forma general, la ingesta de determinadas dosis de heroína, morfina o de encefalinas da lugar a una miosis de la pupila.

Consecuencia de lo anterior, el presente estudio no solo tiene fines teóricos. Sino que el sistema fruto de la realización del proyecto puede aplicarse en campos de análisis y detección como los mencionados.

## 2.2 Deslumbramientos

Anteriormente se insistió en que la fovea no debía ser excitada, pues esto deriva en deslumbramientos. En concreto, la recomendación del IOBA es que el ángulo del haz de luz con la perpendicular a la córnea se encuentre entre 40 y 50 grados. A continuación, se justifica esta decisión:

El deslumbramiento es una perturbación de la visión humana como consecuencia de un foco de luz demasiado brillante. Desde el punto de vista fisiológico, se traduce, según el Comité Español de Iluminación, en “*una enérgica reacción fotoquímica, insensibilizando la retina durante un cierto tiempo*” (Sa et al., 2013). Atendiendo a esta misma fuente, se tiene la figura 6, que ilustra cómo el deslumbramiento disminuye a medida que aumenta el ángulo con el que incide el haz de luz.

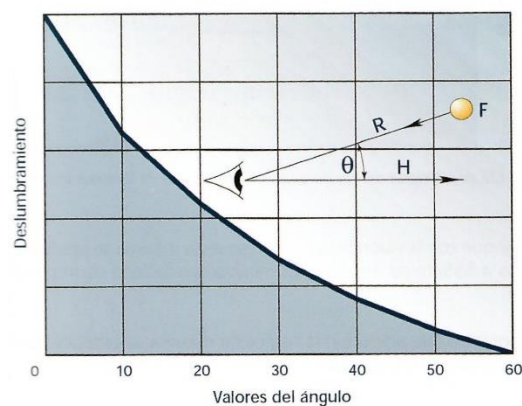


Figura 6. Deslumbramiento en función del ángulo (Sa et al., 2013).

## 2.3 Sistema óptico del ojo humano

La óptica es la rama de la física que estudia los fenómenos relacionados con la luz. Desde el punto de vista óptico, el ojo es un instrumento apasionante. Tal es así, que el ser humano se ha basado en su funcionamiento de manera constante para desarrollar la industria fotográfica. Así pues, una cámara de fotos y un ojo forman imágenes de manera similar. A continuación, se introducen algunos conceptos básicos de la óptica que sirven para, posteriormente, explicar el funcionamiento del ojo humano.

La luz está formada por radiaciones electromagnéticas. Es la luz lo que permite al ser humano ver los objetos de su alrededor. El espectro electromagnético es mucho más amplio, pero su parte visible se reduce a las longitudes de onda comprendidas entre 380 nm y 770 nm. La luz se transmite en el vacío a una velocidad cercana a 300000 Km/s (constante  $c$ ). Sin

embargo, esta velocidad se reduce en función del medio en el que se propague. Como bien se ha mencionado, el espectro electromagnético abarca un gran número de longitudes de onda distintas. Ahora bien, también se puede caracterizar por la frecuencia. Esto se presenta en la figura 7.

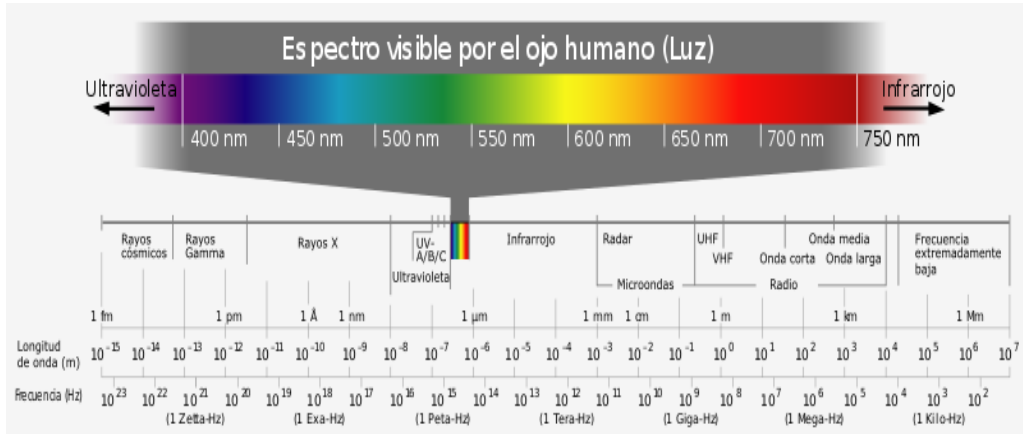


Figura 7. Espectro electromagnético (Google Imágenes).

El índice de refracción de un medio o sustancia es el cociente existente entre la velocidad de la luz en el vacío,  $c$ , y la velocidad a la cual se transmite en el mencionado medio.

El fenómeno por el cual los rayos de luz se desvían, cambiando su dirección, al atravesar una interfase inclinada que da paso a una sustancia distinta de la de partida, se denomina refracción. La refracción se puede expresar de forma matemática mediante la Ley de Snell, expuesta en la ecuación 1, que relaciona el ángulo de incidencia, con respecto a la normal a la superficie, con el ángulo de salida del rayo una vez atravesada la misma. En la figura 8 se pone de manifiesto el comportamiento de un rayo al alcanzar la interfase. Como se puede observar, se producen dos fenómenos: la reflexión, que se genera con el mismo ángulo de incidencia, y la refracción, que obedece a la citada ley.

$$n_1 \text{sen}(\theta_1) = n_2 \text{sen}(\theta_2)$$

Ecuación 1

Donde  $n_i$  es el índice de refracción del medio  $i$ , así como  $\theta_i$  es el ángulo de incidencia o salida.

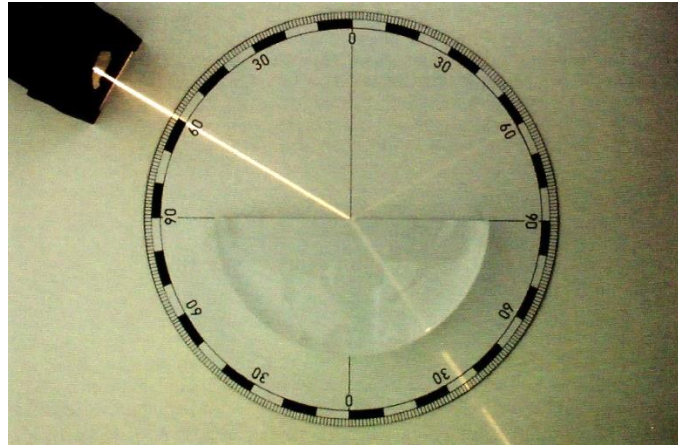


Figura 8. Refracción y reflexión de un haz láser (Corrons, Campos, Melgosa, & Comité Español de Iluminación, 2013).

Uno de los componentes determinantes en el estudio de la óptica son las lentes. Las lentes pueden tener múltiples morfologías. Destacan las lentes convexas y cóncavas. Por acotar esta introducción óptica al ámbito del proyecto, ambas modalidades se estudiarán en su forma esférica.

Las lentes cóncavas se caracterizan porque divergen los rayos de luz paralelos que no inciden sobre la interfase de forma perpendicular. Esta lente se muestra en la figura 9. Por otro lado, las lentes convexas se comportan de manera opuesta, provocan la convergencia de los rayos paralelos que no inciden perpendicularmente sobre la interfase, tal y como se muestra en la figura 10. En cualquiera de los dos casos, aquellos rayos cuya incidencia sobre la superficie de separación sea perpendicular, no se verán desviados a la salida.

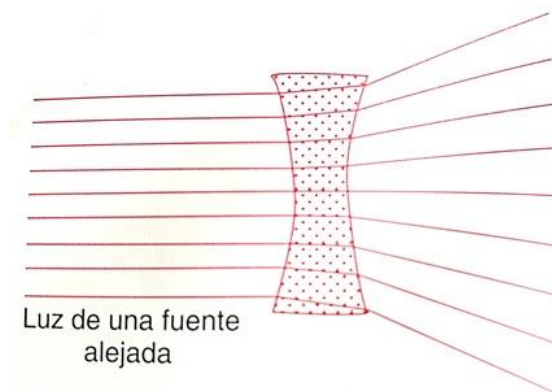


Figura 9. Comportamiento de los rayos de luz paralelos al atravesar una lente cóncava (Guyton & Hall, 1996).

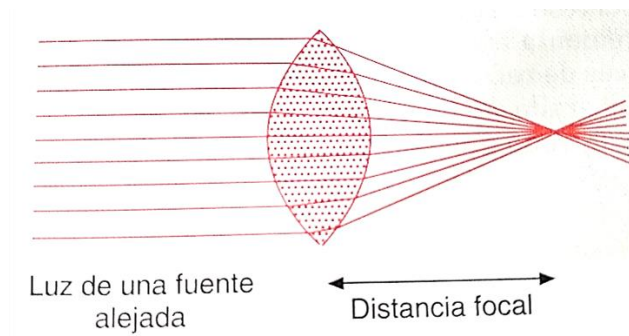


Figura 10. Comportamiento de los rayos de luz paralelos al atravesar una lente convexa (Guyton & Hall, 1996).

En la figura 10, además, se hace referencia a un nuevo concepto. Se trata de la distancia focal: es la distancia hasta el punto de convergencia de los rayos paralelos que atraviesan la lente convexa, denominado foco, medida desde el centro óptico de la mencionada lente.

Así pues, se puede establecer la ecuación de la distancia focal a partir de otras dos variables: la distancia de la lente a la fuente puntual de luz o al objeto ( $g$ ), y la distancia de la lente a la imagen que se forma ( $b$ ), obteniendo la siguiente fórmula que se ilustra en la figura 11.

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{g} + \frac{1}{b}$$

Ecuación 2

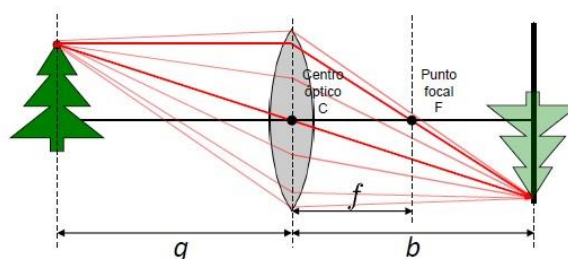


Figura 11. Formación de una imagen a través de una lente convexa (Apuntes de Visión Artificial, 2017).

El poder de refracción de una lente se mide en dioptrías. Esta magnitud da una idea de la capacidad que tiene la lente para hacer que los rayos paralelos converjan en su salida. En las lentes convexas, el poder de refracción se puede determinar en función de su focal; como la inversa de la misma expresada en metros.

El ojo se compone de cuatro medios con diferentes índices de refracción y, por consiguiente, posee cuatro interfases, tal y como se expone en la figura 12.



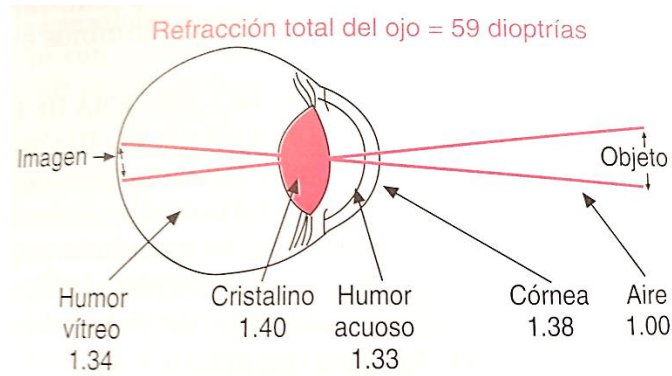


Figura 12. El ojo como sistema óptico (Guyton & Hall, 1996).

Con el fin de alcanzar la periferia de la fovea sin llegar a excitarla directamente, por petición expresa del IOBA, los rayos de luz de los ensayos a realizar en este proyecto han de incidir en el ojo del sujeto formando un ángulo con la normal a la superficie de la córnea de aproximadamente  $45^\circ$  (entre  $40^\circ$  y  $50^\circ$ ).

Dentro de la disciplina óptica que estudia el ojo humano existen múltiples modelos sumamente complejos. Sin embargo, a menudo se recurre al conocido como *ojo reducido*, un modelo óptico mucho más simplista en el que se suman algebraicamente todas las superficies de refracción y se considera el ojo equivalente a una esfera con una sola lente de espesor despreciable (Guyton & Hall, 1996).

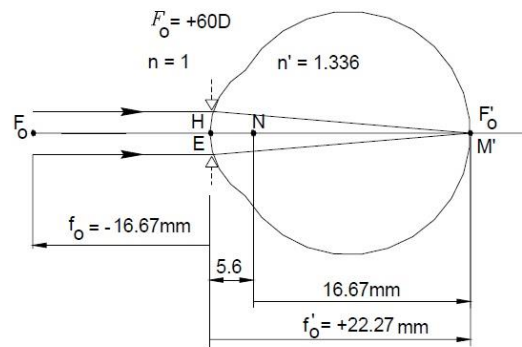


Figura 13. Esquema del ojo reducido (Puell, 2006).

En la figura 13 se introduce el modelo del ojo reducido. Acudiendo al mismo y suponiendo que un rayo incide a  $45^\circ$ , (respecto a la normal de la superficie de la córnea), empleando la Ley de Snell se tiene:

$$n_1 \text{sen}(\theta_1) = n_2 \text{sen}(\theta_2) \rightarrow 1 \text{sen}(45^\circ) = 1.336 \text{sen}(\theta_2)$$

$$\theta_2 = \arcsen\left(\frac{\text{sen}(45^\circ)}{1.336}\right) = 31.96^\circ$$

El ángulo hallado es el que forma el rayo con respecto a la normal en el interior del globo ocular. Si se supone que el rayo incidió en la parte central de

la córnea y que la esfera que conforma el globo es lo suficientemente grande, entonces se tendría un triángulo de la siguiente manera:

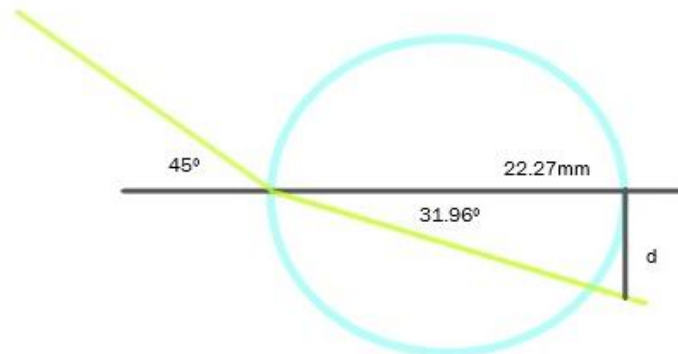


Figura 14. Triángulo formado por la normal a la superficie y el rayo al atravesarla.

Si se aplica trigonometría básica, se obtiene:

$$\tan(31.96^\circ) = \frac{d}{22.27} \rightarrow d = 22.27 \tan(31.96^\circ) = 13.9 \text{ mm}$$

Dado un ojo como el de la figura 5, puesto que la fovea se encuentra aproximadamente a 2.5 mm del nervio óptico, se podría considerar que, intuitivamente, coincide con el polo anterior del globo ocular. De este modo, la incisión del rayo sería, claramente, en su periferia.

### 3 IMPRESIÓN DE OJOS EN 3D

Con el fin de verificar la idoneidad del software de medida del diámetro pupilar desarrollado, se diseñan unos ojos con la pupila de distintos diámetros para imprimir en una impresora 3D.

Los ojos impresos se componen de una semiesfera, pues la región de interés tomada por la cámara se limita al iris y la pupila, luego no resulta necesario disponer del globo ocular completo. La semiesfera, de acuerdo con lo especificado en el apartado anterior, posee un diámetro de 2.5 cm. Otro aspecto que resulta relevante es la córnea, pues su curvatura modifica la del ojo en la parte frontal y puede variar en función de múltiples aspectos. Con el fin de realizar un sistema de medida lo más preciso posible, resulta interesante tener en cuenta la curvatura de la córnea en los modelos oculares que se empleen para verificar el programa. Diversos estudios se centran en los factores que afectan al diámetro de la córnea. Por ejemplo, en el publicado por K.P Mashige (Mashige, 2016), se expone un análisis dimensional de tres parámetros de la córnea que determinan, en conjunto, la forma de la misma. Son el diámetro corneal, la curvatura anterior de la córnea, y su espesor. Todos los parámetros se pueden ver afectados por diversas enfermedades oculares, la edad, el género, la etnia, las dimensiones antropomórficas del sujeto objeto de estudio (se sugiere que un mayor diámetro corneal puede estar asociado con una mayor altura del sujeto, y viceversa), el diámetro del globo ocular, etcétera. Del mismo modo, hay artículos como el de César Villa y Jacinto Santodomingo (Villa & Santodomingo, 2003) en los cuales se simplifica el diámetro corneal a una sola medida.

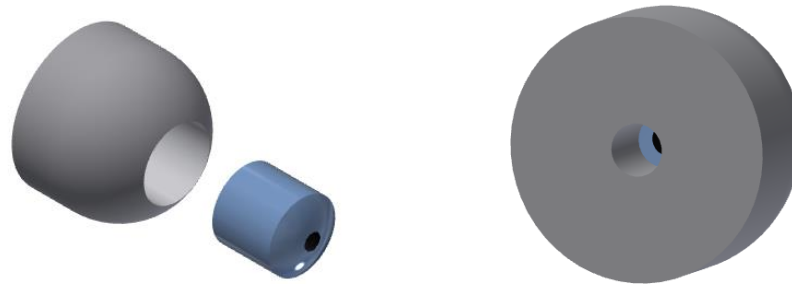
Tabla 1. Diámetro de la córnea según etnia y edad para distintas muestras (Mashige, 2016).

Raza/ Etnia	Tamaño de la muestra	Edad	Diámetro horizontal medio (mm)	Diámetro vertical medio (mm)
Indios	100	5-53	11.45	10.86
Caucásicos	743	10-80	11.71	
Iraníes	800	14...	11.68	
Africanos	130	20-79	11.39	10.50

En la tabla 1 queda de manifiesto la complejidad que puede alcanzar el estudio de los parámetros dimensionales de la córnea, incluidos su diámetro vertical y su diámetro horizontal.

Con el fin de simplificar el proceso, se ha recurrido al estudio de C. Villa *et al.* en el cual se hace referencia a un único valor para el diámetro horizontal y otro para el diámetro vertical. Además, considerando el origen del citado artículo, tiene lógica que el diámetro horizontal proporcionado coincida con el medio obtenido por K.P Mashige para la mayor muestra de caucásicos.

En la figura 15 se presenta el diseño del ojo artificial llevado a cabo. Tal y como se deduce de la mencionada imagen, el conjunto está compuesto de dos partes: la semiesfera que simula el globo ocular y la pupila, que se encuentra embebida en un cilindro que se introduce en un orificio realizado en el globo para tal fin.



*Figura 15. Diseño de los ojos artificiales empleados para verificar el sistema.*

Tanto el globo ocular como el cilindro que contiene el iris y la pupila se han impreso en material PLA (Ácido poliláctico), pues se trata de un material económico y fácil de imprimir. Además, la gama de colores es amplia y se ha podido establecer un gran contraste entre el globo ocular, impreso en blanco, el iris, impreso en azul y la pupila, impresa en negro.

Las pupilas se han realizado de distintos tamaños con el fin de poner a prueba el sistema de medida llevado a cabo. En concreto, son seis los diámetros escogidos. Se han impreso dos piezas de cada diámetro, simulando así, los dos ojos del ser humano. Ahora bien, como consecuencia de la precisión de la impresión 3D existe variación entre el diámetro obtenido, medido mediante un microscopio electrónico, y el teórico, tal y como se presenta en la tabla 2.

Tabla 2. Comparación entre los diámetros teóricos y los diámetros medidos.

Diámetro teórico (mm)	Diámetro real medido (mm)	Error relativo (%)
6	6.34	5.7
5	5.29	5.8
4.25	4.55	7.1
4	4.37	9.3
3.5	3.61	3.1
3	3.19	6.3

En la figura 16 se presentan algunas de las medidas tomadas con el microscopio electrónico y un calibre.

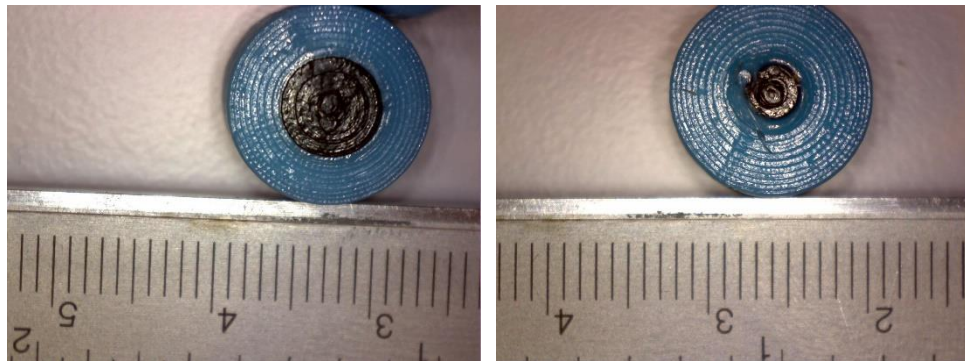


Figura 16. Imágenes tomadas mediante el microscopio electrónico.

A continuación, se introducen algunas imágenes en las que se aprecia el aspecto final de las piezas.



Figura 17. Los dos globos oculares y una pupila de cada tamaño.



Figura 18. Cada una de las pupilas impresas.



Figura 19. A la izquierda, detalle de los dos ojos con las pupilas al fondo. A la derecha, detalle del taladro realizado en el interior del globo ocular para facilitar la extracción de la pupila introducida.

En el anexo I se incluyen las dimensiones de los ojos.

## 4 INTRODUCCIÓN A LA FOTOMETRÍA

La Fotometría es el subconjunto de la Metrología encargado de todo aquello relacionado con las medidas de la radiación óptica. A su vez, se considera parte de la Radiometría. La Radiometría es la rama de la física cuyo objeto de estudio son las magnitudes de la radiación electromagnética (Corrons et al., 2013). Anteriormente quedó reflejado que el término luz hacía referencia al extracto visible del espectro electromagnético. Así pues, cabe la posibilidad de interpretar la Fotometría desde un punto de vista centrado en la respuesta visual humana (Corrons et al., 2013).

### 4.1 Visión escotópica, mesópica y fotópica

Uno de los aspectos más relevantes del ojo humano es su capacidad para operar en un rango muy amplio de niveles de iluminación. Las células sensitivas o fotorreceptores que anteriormente se mencionaron: los conos y los bastones, condicionan la percepción visual que tiene el ojo humano en determinados casos. Se tienen, aproximadamente, cien millones de bastones. Sin embargo, el número de conos es de cinco millones. Si bien los conos son menos sensibles a la variación de luz, su respuesta es mucho más rápida (Barbur & Stockman, 2010). En general, la percepción visual ante el nivel de iluminación se puede encuadrar en tres posibles grupos.

#### 4.1.1 Visión escotópica

Es la que se da para niveles bajos de iluminación. En este caso, la totalidad de la visión recae sobre los bastones. Los conos no intervienen. De ahí que no se produzca percepción de los colores. En la figura 20 se muestra la sensibilidad relativa del ojo humano en este rango.

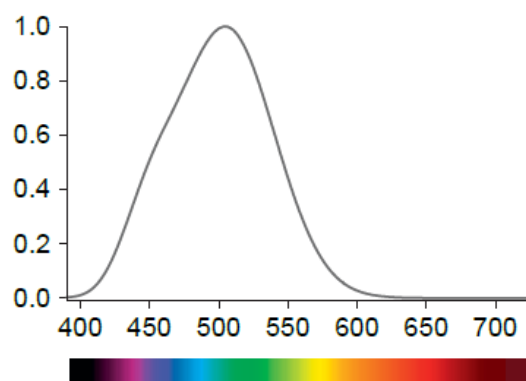


Figura 20. Eficiencia relativa de la luminosidad frente a la longitud de onda en niveles escotópicos (Barbur & Stockman, 2010).

#### 4.1.2 Visión mesópica

La visión mesópica caracteriza los niveles de iluminación para los cuales la percepción se comparte entre ambos tipos de fotorreceptores, los conos y

los bastones (Barbur & Stockman, 2010). En general es la que se da en lugares iluminados de forma artificial. En la figura 21 se presenta la eficiencia relativa de iluminación frente a la longitud de onda en condiciones mesópicas.

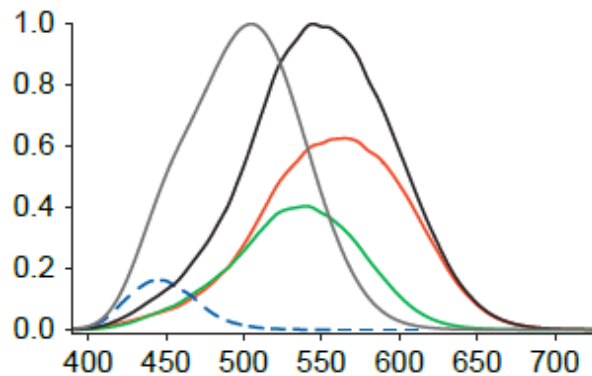


Figura 21. Eficiencia relativa de la luminosidad frente a la longitud de onda en niveles mesópicos. Las líneas de colores rojo, verde y azul plasman la aportación de los conos. La línea gris es la aportación de los bastones. La línea negra es la curva  $V(\lambda)$  de sensibilidad (Barbur & Stockman, 2010).

#### 4.1.3 Visión fotópica

La visión fotópica se produce en muy buenas condiciones de iluminación. En general, en este rango de niveles, los bastones entran en saturación, luego la percepción recae sobre los conos. Esto provoca una apreciación de los colores muy intensa. La agudeza visual es mayor para el rango de iluminación fotópico (Sa et al., 2013). En la figura 22 se ilustra la eficiencia relativa de la iluminación frente a la longitud de onda para el caso dado.

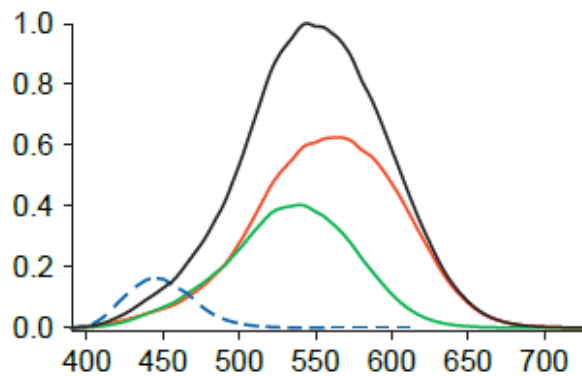


Figura 22. Eficiencia relativa de la luminosidad frente a la longitud de onda en niveles fotópicos. Las líneas de colores rojo, verde y azul plasman la aportación de los conos. La línea gris es la aportación de los bastones. La línea negra es la curva  $V(\lambda)$  de sensibilidad (Barbur & Stockman, 2010).

Con lo anterior se definen las curvas CIE de sensibilidad del ojo humano en los distintos niveles de iluminación posibles. La curva CIE, con siglas referidas a la Comisión Internacional de Iluminación, es la curva patrón de respuesta espectral del observador humano o curva  $V(\lambda)$ . En general, se puede



hacer una diferencia entre niveles nocturnos y diurnos, tal y como se presenta en la figura 23, en la que se pone de manifiesto que, en niveles escotópicos y mesópicos, en los cuales se realiza gran parte del ensayo, el ojo es más sensible a colores azules y violetas, con longitudes de onda cercanas a 500 nm. Por el contrario, en niveles fotópicos, la respuesta del ojo humano es notable en longitudes de onda alrededor de 555 nm, es decir, colores amarillos (Sa et al., 2013).

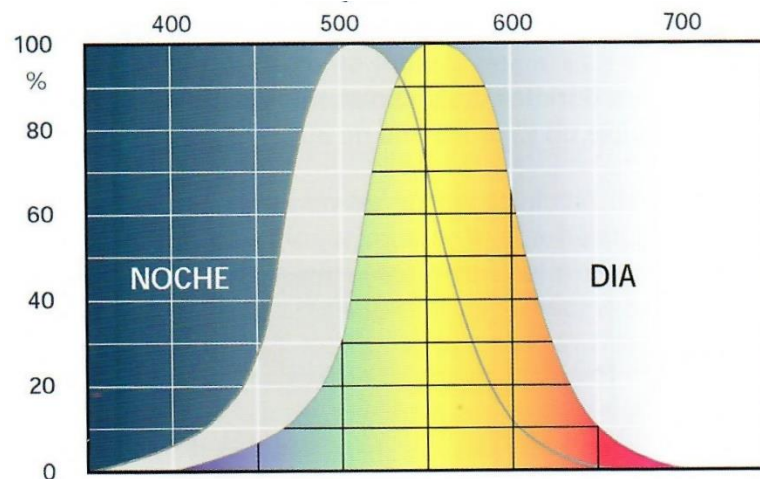


Figura 23. Curva CIE de respuesta del ojo humano ante distintos niveles de iluminación y longitudes de onda (Sa et al., 2013).

En la figura 24 se ha extraído la curva CIE para los niveles fotópicos.

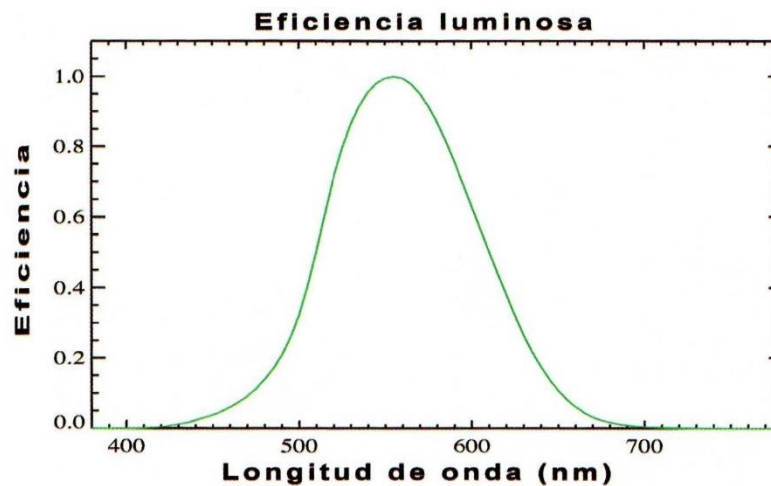


Figura 24. Curva CIE para niveles fotópicos de iluminación (Corrons et al., 2013).

## 4.2 Magnitudes relacionadas con la fotometría

En El libro blanco de la iluminación, publicado por el Comité Español de Iluminación (Corrons et al., 2013) se establecen las magnitudes fotométricas fundamentales desde dos perspectivas posibles: la primera de ellas es desde la que proporciona la fuente de luz. La segunda de ellas es desde el punto de



vista del objeto sobre el cual incide la luz. A continuación, se introducen las magnitudes más relevantes en relación con el presente proyecto.

#### 4.2.1 Desde el punto de vista de la fuente de luz

- Flujo luminoso: cantidad de luz emitida por la fuente en todas las direcciones en la unidad de tiempo.

$$\Phi = \frac{Q}{t}$$

*Ecuación 3*

*Donde Q es la cantidad de luz emitida por la fuente y t el tiempo de emisión.*

Su unidad en el Sistema Internacional (SI) es el lúmen (lm), que se define como el flujo luminoso emitido por una fuente puntual de intensidad igual a una candela en una unidad de ángulo sólido. Así pues, el flujo luminoso es una medida de la potencia de la fuente.

- Intensidad luminosa: empleando la definición de flujo luminoso, la intensidad luminosa es la cantidad de flujo emitida por la fuente en la unidad de ángulo sólido. En términos más intuitivos, “es la cantidad de luz emitida en la unidad de tiempo en una única dirección” (Corrons et al., 2013).

$$I = \frac{\Phi}{\omega}$$

*Ecuación 4*

*Donde  $\omega$  es el ángulo sólido medido en estereorradianes.*

Su unidad de medida en el SI es la candela (cd).

- Luminancia: la luminancia proporciona una idea de la cantidad de luz que recibe el ojo humano. En concreto, se calcula como la intensidad luminosa por unidad de superficie, tal y como se presenta en la siguiente ecuación:

$$L = \frac{I}{S} = \frac{I}{S \cos \theta}$$

*Ecuación 5*

*Donde S es la superficie que atraviesa la luz en metros cuadrados.*

Sus unidades en el SI son las candelas por metro cuadrado (cd/m<sup>2</sup>).

#### 4.2.2 Desde el punto de vista del objeto sobre el cual incide la luz

- Iluminancia: es la “cantidad de flujo incidente por unidad de superficie del objeto iluminado” (Corrons et al., 2013). Responde a la expresión de la ecuación 6.

$$E = \frac{\Phi}{S}$$

Ecuación 6

Donde  $S$  es la superficie sobre la que incide la luz medida en metros cuadrados.

Su unidad en el SI es el lux.

Partiendo de las magnitudes anteriormente expuestas y de los niveles de visión existentes, se puede establecer una relación. Los autores J.L Barbur y A. Stockman publicaron en la conocida Encyclopedia of the eye un artículo que proporciona un análisis comparativo muy valioso para el presente proyecto, pues, involucran en la citada relación al diámetro pupilar, tal y como se presenta en la figura 25.

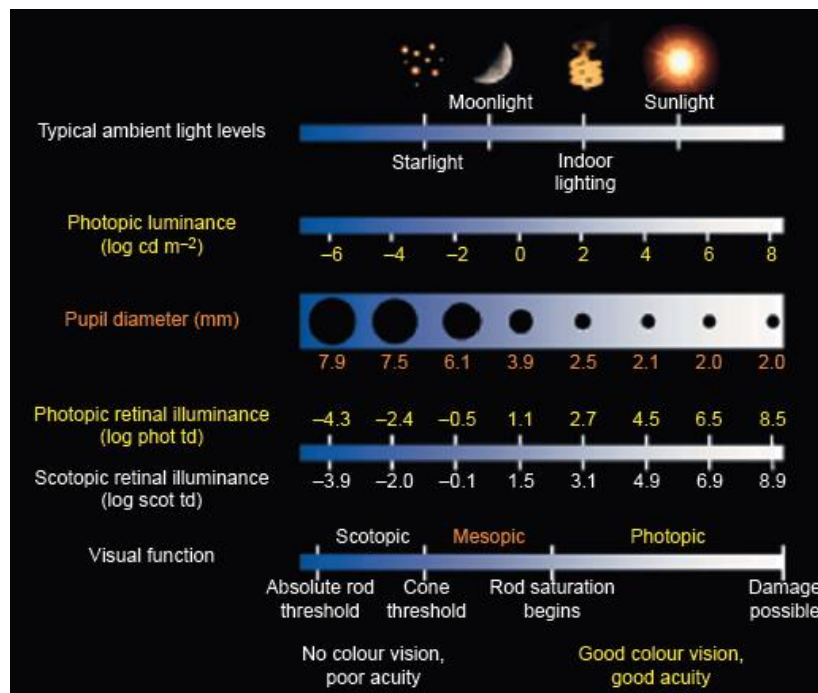


Figura 25. Niveles de iluminación existentes y diámetro pupilar con el que el ojo reacciona (Barbur & Stockman, 2010).

Los datos mostrados en la figura 25 procuran, de forma previa a la realización de ensayos, una idea intuitiva de los valores diametrales a los que responde la pupila para distintos niveles de luminancia.





## 5 DISPOSITIVOS HARDWARE EMPLEADOS

### 5.1 La cámara

La cámara seleccionada para este proyecto es del fabricante alemán, Basler. Se trata de una empresa multinacional con una trayectoria reconocida en el ámbito de la visión artificial, sobre todo, como fabricante de cámaras. Para llevar a cabo el presente proyecto se recurre al modelo *Basler acA2440-75um*. A continuación, se hace referencia a las principales especificaciones del modelo, obedeciendo a lo expuesto por la propia compañía («Basler ace acA2440-75um», 2019).

#### 5.1.1 Resolución

La resolución es el número de píxeles con los que se forma la imagen tomada. La resolución se encuentra directamente relacionada con el concepto de nitidez. Si se busca la similitud con el ojo humano, los píxeles con los que la cámara muestrea la imagen se corresponderían con los conos y bastones que intervienen en el proceso fisiológico de la visión. La cámara empleada posee 5 MP. En concreto, los píxeles se reparten de la siguiente manera: 2448 px x 2048 px, donde el primer número hace referencia a la dimensión horizontal y el segundo a la vertical. Una resolución grande permite establecer una frontera nítida entre la pupila y el iris, lo cual se traduce en una mayor eficiencia por parte de los algoritmos de detección empleados y, por tanto, un menor error.

En general, para aplicaciones de visión, una cámara de 5 MP se considera una cámara de alta resolución.

Como parte de las especificaciones, se hace referencia a la medida de los píxeles. En este caso, tanto los horizontales como los verticales miden 3.45  $\mu\text{m}$ .

#### 5.1.2 Frecuencia de adquisición

La frecuencia de adquisición (*frame rate*) máxima por defecto es de 75 fotogramas por segundo (fps), si bien es verdad que, en modo reducido, es decir, limitando el número de píxeles de la imagen a una región de interés, según las especificaciones, alcanza una frecuencia de 100 fps. En cualquier caso, para obtener medidas de la variación pupilar esta cámara ofrece una velocidad lo suficientemente alta.

Esta característica, junto con la resolución que posee, hacen de la cámara el dispositivo ideal para el presente proyecto, dado que no es sencillo encontrar máquinas que cumplan ambas premisas.

### 5.1.3 Sensor

El sensor integrado en la cámara es el Sony IMX250. Se trata de un sensor CMOS con un shutter común. La diferencia entre el shutter común y el shutter rotativo es, que este último realiza un barrido cada vez que el sensor queda expuesto a la luz, provocando que se deformen elementos que se mueven a gran velocidad, tal y como se ilustra en la figura 26. Así pues, la Basler escogida no tiene este problema. El sensor tiene la capacidad de trabajar a frecuencias superiores a 100 *frames* por segundo; la limitación viene impuesta por el hardware de la cámara.



Figura 26. Comparación entre una imagen tomada con shutter común (arriba) y tomada con shutter rotativo (abajo). (Sony, 2017)

La diferencia entre un sensor CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) y un CCD (Charge Coupled Device) es que la matriz del primero está formada por fototransistores (Apuntes de Visión Artificial, 2017) e integra cada píxel por separado, mientras que un sensor de tipo CCD trabaja por líneas de píxeles.

### 5.1.4 Adquisición

Uno de los aspectos más característicos de la cámara empleada en el presente proyecto es la metodología a la que obedece para programar la adquisición de imágenes. Tomando como referencia el manual de la propia cámara (Basler, 2017), se expone, a continuación, el procedimiento seguido.

Son tres los elementos involucrados en la adquisición de imágenes: el *trigger* que da comienzo a la adquisición, el *trigger* que activa la captura de una imagen (*frame start trigger*) y el control del tiempo de exposición.

Para que la cámara pueda obtener una imagen una vez lo indique el *frame start trigger*, es necesario que previamente se haya activado el de adquisición. Este último puede activarse de dos maneras: de forma externa, mediante un flanco de subida o de bajada o, en caso de no ser así, internamente, mediante una señal generada por la propia cámara. Una vez la cámara ha recibido la señal para comenzar la adquisición, se entra en un estado de espera por el *trigger* de captura de imagen. De nuevo, se puede

producir la activación de dos maneras: externamente, mediante un flanco de subida o de bajada, o internamente, en cuyo caso, la cámara genera las señales requeridas. En la figura 27 se presenta un diagrama extraído del manual en el que se pone de manifiesto la función de cada señal.

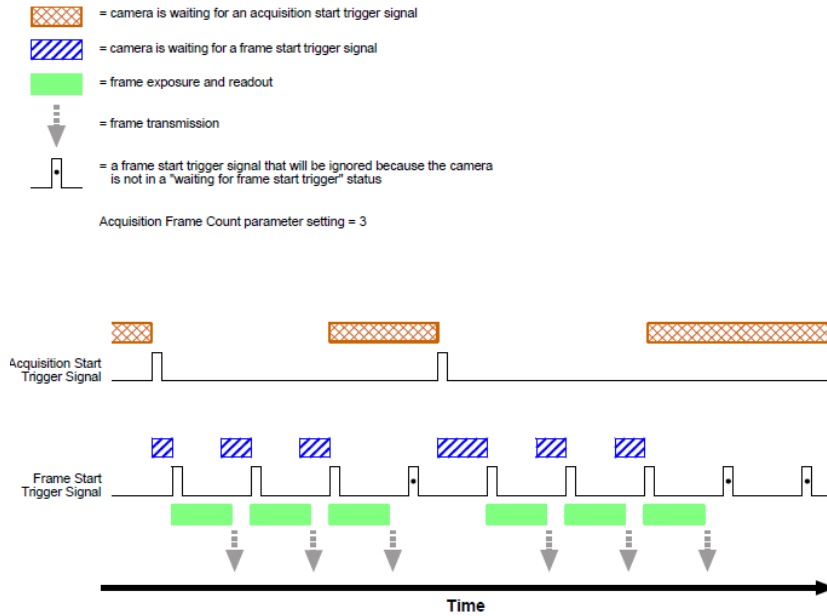


Figura 27. Triggers necesarios para la captura de imágenes (Basler, 2017).

En concreto, para la aplicación diseñada en este proyecto, la adquisición se inicializa una vez se produce un flanco de bajada en una señal proporcionada externamente. Así pues, el *frame start trigger* es generado internamente por la propia cámara. La metodología empleada se ilustra en la figura 28.

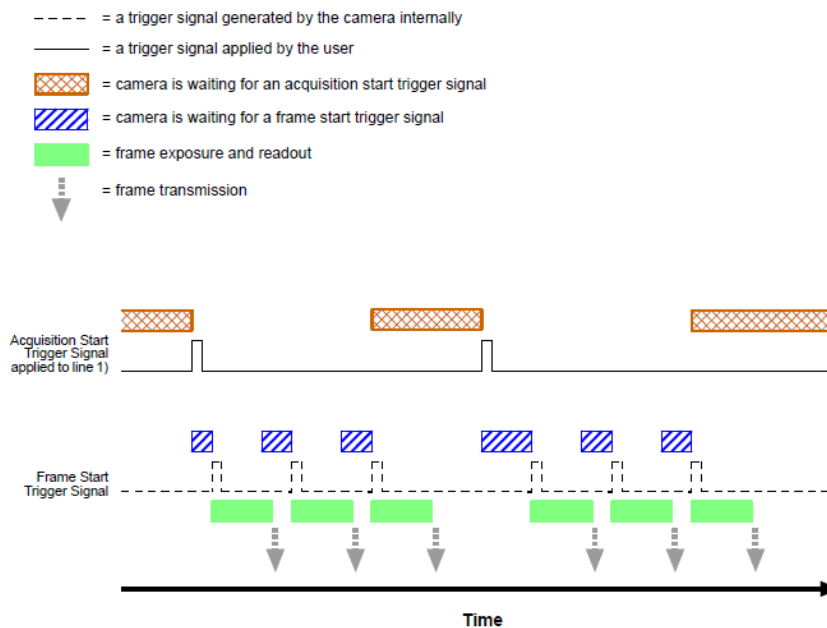


Figura 28. Metodología de adquisición empleada (Basler, 2017).



Otro aspecto a tener en cuenta es que la cámara Basler posee un *buffer* interno, lo cual se traduce en que existe una diferencia entre adquirir y grabar, tal y como se presenta en la imagen de la figura 28. El primer término se refiere a la captura de la imagen, es decir, a la exposición del sensor a la luz. El segundo apunta al guardado de la imagen adquirida en el ordenador. Una de las ventajas de la cámara es la utilización de un cable USB de tecnología 3.0 para efectuar la conexión con el ordenador y transmitir las imágenes. Esto se traduce en una simplificación del hardware.

## 5.2 Luxómetro

El sensor empleado para adquirir los valores de iluminancia es un luxómetro del fabricante OSI Optoelectronics. En concreto, el modelo 10AP-1. Se trata de un dispositivo que, obedeciendo al efecto fotoeléctrico, genera una señal de corriente que varía con la luz que incide sobre su superficie. Para el caso dado, el luxómetro fue previamente calibrado, obteniéndose la siguiente ecuación:

$$y = 215.103551850638x - 0.093032786476528$$

*Ecuación 7*

*Donde x es el valor de tensión proporcionado por la tarjeta de acondicionamiento del luxómetro e y los luxes a los que equivale.*

Este luxómetro se caracteriza por su alta sensibilidad, consecuencia de la gran superficie expuesta del mismo. Según su hoja de características posee un área efectiva de 1 cm<sup>2</sup>.

No es solo su sensibilidad lo que le hace adecuado para este proyecto, sino su ajuste. En general, los luxómetros son mejores cuanto más se acerque su calibración de fábrica a la curva CIE, que representa la respuesta del ojo ante distintas longitudes de onda. En el caso dado, los filtros empleados por el sensor son tales que permiten ajustar la curva hasta un margen del 4% del área de la  $V(\lambda)$ .

## 5.3 Sistema de acondicionamiento y adquisición

Tal y como se expuso en el apartado anterior, el luxómetro proporciona una señal de corriente proporcional a la luz que sobre él incide. Dicha señal de intensidad ha de ser adquirida por algún sistema. Para ello, se hace uso de un conjunto formado por una tarjeta de acondicionamiento, una tarjeta de adquisición de datos y un bastidor que permita conectarla al ordenador.

### 5.3.1 Tarjeta de acondicionamiento del sensor

Es necesaria una tarjeta de acondicionamiento que, de forma proporcional, procure a su salida una señal de tensión proporcional a la de corriente procedente del luxómetro, pues los dispositivos de National



Instruments trabajan con voltaje. Para llevar a cabo la transformación, el módulo emplea un transductor. La mencionada señal de tensión varía entre 0V y 5V.

La tarjeta responde al modelo Multiboard, del fabricante Sglux. Se trata de un modelo especialmente diseñado para la adquisición de fotodiodos.

### 5.3.2 Tarjeta de adquisición de datos

La tarjeta de adquisición de datos empleada es un módulo de voltaje de la serie C de National Instruments denominado NI-9215. Se trata de un dispositivo que posee cuatro entradas analógicas cuyos límites son de  $\pm 10V$ . Además, permite una adquisición simultánea de hasta 100 KS/s por canal. En concreto se emplea con terminales en forma de tornillo. En la figura 29 se muestra su esquema eléctrico.

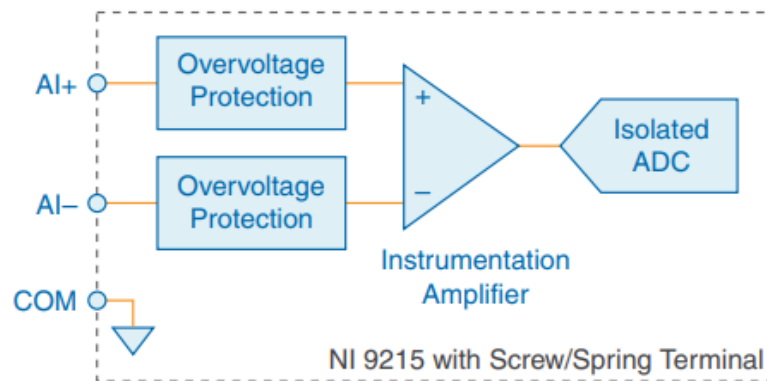


Figura 29. Esquema eléctrico del módulo de National Instruments NI-9215 (National Instruments, 2012a).

Se selecciona este módulo por las altas prestaciones que ofrece en lo que adquisición se refiere. Además, es compatible con la última versión del software de National Instruments, LabView 2018, que es la que se emplea para desarrollar este proyecto. Los drivers empleados son los NI-DAQMx 18.1. Entre otros aspectos, un matiz determinante es la posibilidad de adquirir señales procedentes de varios canales de forma simultánea, pues es necesario disponer de dos de ellos: uno para la señal encargada de generar el *trigger* de la adquisición y otro para la adquisición propiamente dicha.

Por último, cabe mencionar que la medida de señales utilizando el módulo descrito se realiza siempre de manera diferencial, pues resulta una metodología adecuada en caso de ruidos. Ahora bien, el módulo escogido requiere de una configuración especial para la medida en diferencial. En concreto, es necesario introducir una resistencia de  $1M\Omega$  entre el terminal negativo de la entrada de tensión y el terminal común del módulo, tal y como se ilustra en el siguiente esquema:

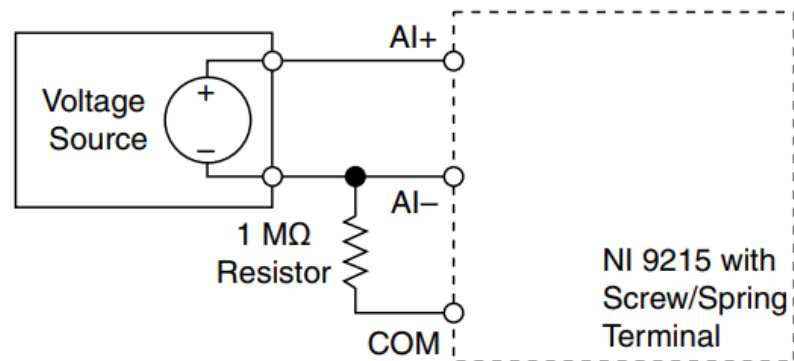


Figura 30. Esquema de conexión del NI-9215 para la medida en diferencial (National Instruments, 2012b).

### 5.3.3 Chasis

El bastidor empleado para conectar la tarjeta es el cDAQ-9174. Al igual que en el caso del módulo de adquisición, este bastidor mantiene la compatibilidad con LabView 2018 y los controladores instalados. Se trata de un dispositivo que admite hasta cuatro tarjetas y se conecta mediante un cable USB al ordenador que rige el control.

El cDAQ-9174 es un chasis adecuado para el presente proyecto, pues no impone un límite superior o un límite inferior a la frecuencia de adquisición marcada por la tarjeta de adquisición. Además, la precisión en lo que a tiempos se refiere es de hasta 50 ppm de la frecuencia de adquisición empleada. Su resolución temporal es de 12.5 ns (National Instruments, 2013).

### 5.3.4 Cableado

Para transmitir la señal del luxómetro extraída del módulo de acondicionamiento a la tarjeta de adquisición empleada se hace uso de un cable coaxial, con el terminal que va al luxómetro de tipo BNC, y con el terminal que va al módulo al aire, es decir, separando la malla del núcleo que transmite la señal. En el caso del cableado del sensor al módulo de acondicionamiento, también se emplea un cable coaxial. Ahora bien, ambos terminales son de tipo BNC y la longitud del cable es muy reducida, con el fin de evitar ruidos o interferencias.

Para transmitir la señal de tensión encargada de realizar el *trigger* se emplean dos cables trenzados.



## 6 SOFTWARE DISEÑADO PARA LA MEDIDA DEL DIÁMETRO PUPILAR

### 6.1 Introducción

Todo el software llevado a cabo para calibrar, adquirir, y procesar la imagen se ha realizado en lenguaje C++, muy común en aplicaciones de visión artificial. Se ha combinado con las librerías *open source*, OpenCV. En concreto, la versión empleada es la 3.4.4, pues fue lanzada en noviembre de 2018, es decir, es lo suficientemente moderna como para incorporar las funciones más actualizadas, pero, a su vez, se encuentra lo suficientemente asentada como para que abunde la documentación disponible y como para evitar problemas fruto de la falta de trayectoria. Como entorno de programación se ha escogido Microsoft Visual Studio Community 2017, ya que se trata de un *IDE* gratuito y con funciones de autocompletar que hacen de la programación una tarea más intuitiva. Además de lo anterior, para controlar la cámara desde un entorno de programación es necesario hacer uso de las librerías para C++ proporcionadas por el fabricante de la misma. Se denominan Pylon, al igual que el software de adquisición y visualización que facilita Basler.

Tal y como se apunta en el párrafo anterior, el flujo de acciones a realizar comienza por la calibración dimensional para, posteriormente, adquirir las imágenes y, en última instancia, procesarlas con el fin de obtener las medidas del diámetro pupilar. Dada esta secuencia, tiene lógica dividir el software en subprogramas que realicen funciones concretas, dotando así al total de un carácter modular y facilitando la posibilidad de modificaciones futuras. En concreto, son cuatro los programas que conforman el conjunto completo. Se citan en orden de ejecución:

- Programa de calibración dimensional.
- Programa de adquisición de imágenes.
- Programa de procesamiento semiautomático.
- Programa de postprocesamiento manual.

Con el fin de poder establecer una relación entre el diámetro pupilar y el nivel de iluminación, es necesario un quinto programa que adquiera los datos obtenidos a través de un luxómetro, luego también se tiene:

- Programa de adquisición de valores de iluminación.

El programa de adquisición de valores de iluminación se realiza empleando LabView, software del fabricante de instrumentación National Instruments. LabView proporciona un entorno de programación gráfico muy potente orientado a controlar y monitorizar la adquisición de datos.

## 6.2 Programa de calibración dimensional

La formación de imágenes en el sensor de la cámara obedece al esquema de la figura 31.

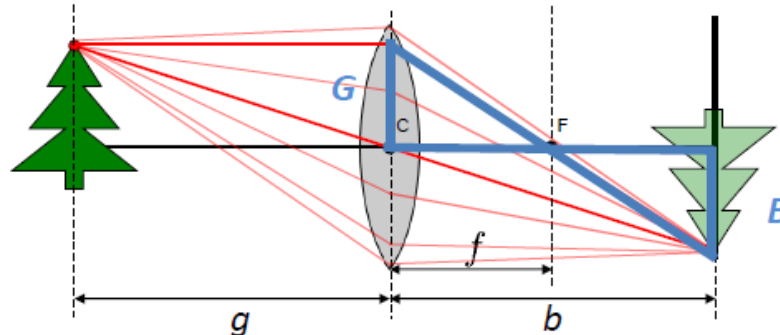


Figura 31. Esquema dimensional de formación de la imagen a través de una lente convexa (Apuntes de Visión Artificial, 2017).

De la anterior figura se extrae la siguiente relación:

$$\frac{B}{G} = \frac{b}{g} = \frac{b-f}{g}$$

Ecuación 8

Así pues, el programa de calibración dimensional tiene como objetivo establecer la relación existente entre píxeles y milímetros en la imagen. Ahora bien, el experimento no se realiza bajo un estatismo total, pues el sujeto posee cierto margen de movimiento, lo cual puede dar lugar a una relación *píxeles-milímetros* distinta para cada foto. Sin embargo, se considera que el error de profundidad es lo suficientemente pequeño como para despreciarlo, pues el margen de movimiento del sujeto es mínimo y la duración de los ensayos es reducida.

El programa de calibración dimensional captura una imagen del sujeto. Posteriormente, la persona encargada de realizar los ensayos selecciona dos puntos sobre la imagen cuya distancia real es conocida. A continuación, se introduce la mencionada distancia en milímetros, al tiempo que el software calcula esa distancia en píxeles, pudiendo, por último, establecer la relación que existe entre las citadas magnitudes. Con el fin de facilitar la selección de puntos de distancia conocida, se puede recurrir a una cinta métrica colocada en el plano de los ojos del individuo, tal y como se presenta en las figuras 32 y 33.



Figura 32. Imagen obtenida de la calibración para determinar la relación entre píxeles y milímetros. Nótese en verde la distancia seleccionada.



Figura 33. Imagen obtenida de la calibración para determinar la relación entre píxeles y milímetros. Nótese en verde la distancia seleccionada.

Para llevar a cabo el ejercicio anterior, la cámara ha de encontrarse en modo *free run* (adquiere por sí sola, generando los *triggers* de forma autónoma). Ahora bien, se limita el número de imágenes a adquirir a la unidad. Posteriormente, se cambia el formato de la imagen capturada con el fin de que pueda ser tratada mediante OpenCV, que emplea su formato propio *Mat*. Entonces, la imagen se muestra por pantalla para que el usuario pueda seleccionar los dos puntos cuya distancia es conocida. Al hacer *click* con el ratón, el programa memoriza la posición del punto en la imagen. La operación se repite para un segundo punto y se calcula la distancia euclídea, en píxeles, entre ambos. En último lugar, se solicita la mencionada longitud en milímetros y se determina la relación. Esa relación queda escrita en un fichero de texto al que tiene acceso el programa encargado de hallar el diámetro pupilar. Cabe mencionar que, al igual que en el resto de los programas que acceden a la cámara, la estructura del código es tal que permite el tratamiento de posibles



excepciones, ya que, a menudo, la cámara se puede encontrar siendo utilizada por otro software.

### 6.3 Programa de adquisición de imágenes

Tal y como se mencionó con anterioridad, una vez se establece la relación dimensional, se puede proceder a la adquisición de imágenes.

El programa de adquisición de imágenes posee una particularidad: la necesidad de sincronización con el programa encargado de extraer los valores de iluminancia, ya que, el interés radica en conocer el nivel de iluminación para cada imagen capturada, y así, poder establecer una correspondencia con el diámetro pupilar. Para cubrir este requisito se han estudiado dos alternativas:

La primera de ellas se basa en el trabajo con eventos: la cámara empleada en este proyecto posee la capacidad de notificar determinados eventos y realizar un tratamiento de los mismos. Uno de ellos caracteriza el final de la exposición, es decir, en el instante en el que el sensor deja de encontrarse expuesto, se produce una notificación. Así pues, el programa de adquisición de datos del luxómetro queda reducido a una función que adquiere la lectura del luxómetro bajo demanda, es decir, no extrae datos de forma continua, sino solamente en el instante en el que se solicita el valor de iluminancia. Este programa, realizado en LabView, se almacena como una biblioteca de enlace dinámico o DLL, por sus siglas en inglés. Una DLL permite almacenar un programa precompilado para poder ser empleado desde otro software distinto mediante una llamada al mismo. Así pues, la estrategia se basa en solicitar la lectura del luxómetro a través de la biblioteca de enlace dinámico, desde el código de adquisición de imágenes en C++, cada vez que finaliza la exposición del sensor. Aunque esta metodología es válida y funcional para velocidades de adquisición de imágenes reducidas, es decir, menores a 10 fps, no es así para *frame rates* mayores, para los cuales la llamada al programa realizado en LabView consume más tiempo del disponible entre fotogramas, dando lugar a un *cuello de botella*, ya que, si se desea almacenar la totalidad de las imágenes, entonces no es posible obtener un valor del luxómetro por cada imagen, y viceversa.

La segunda de las alternativas planteadas es activar la adquisición de ambos programas, el de captura de imágenes y el de obtención de valores de iluminancia, mediante un *trigger* externo. Un *trigger* es una señal que da comienzo a la ejecución de un programa. Así pues, para el caso dado, se emplea un flanco de bajada. Este procedimiento permite independizar los dos programas intervinientes, evitando la comunicación entre ambos. La única condición que se debe asegurar antes de comenzar la ejecución es que ambos softwares adquieran a la misma frecuencia, así se tendrá el mismo número de fotos que de valores del luxómetro en la unidad de tiempo y, además, tanto los

datos como las imágenes estarán igualmente equiespaciados, permitiendo establecer la correspondencia entre imagen y valor de iluminancia.

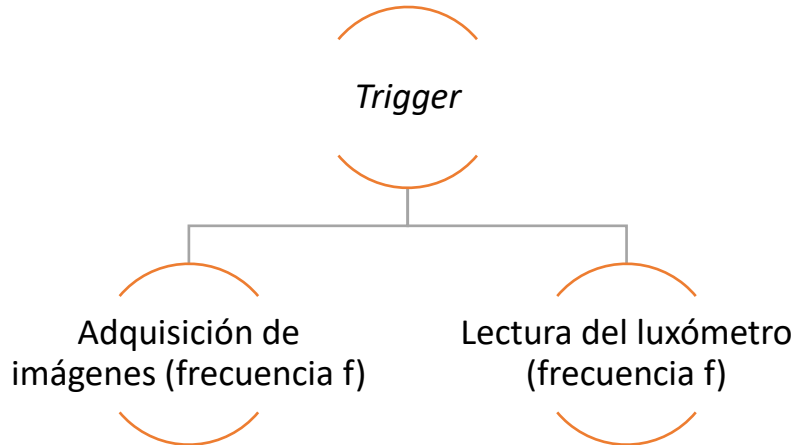


Figura 34. Esquema de funcionamiento de los programas de adquisición.

### 6.4 Programa de adquisición de valores de iluminancia

Con el fin de obtener los valores de iluminancia se hace uso del luxómetro descrito con anterioridad. El luxómetro se conecta a la tarjeta de adquisición, que a su vez se introduce en el bastidor diseñado para tal fin y que permite, mediante un cable USB, conectarlo al ordenador.

Así pues, al ejecutarse un programa simple de adquisición realizado en LabView se obtiene un valor de tensión en función de la luz. Ahora bien, dado que el interés radica en una adquisición continua, la lectura del luxómetro se introduce en un bucle *while* que solo cesa la ejecución una vez lo ordene el usuario. En la imagen de la figura 35 se expone el diagrama de bloques correspondiente a esta parte del programa.

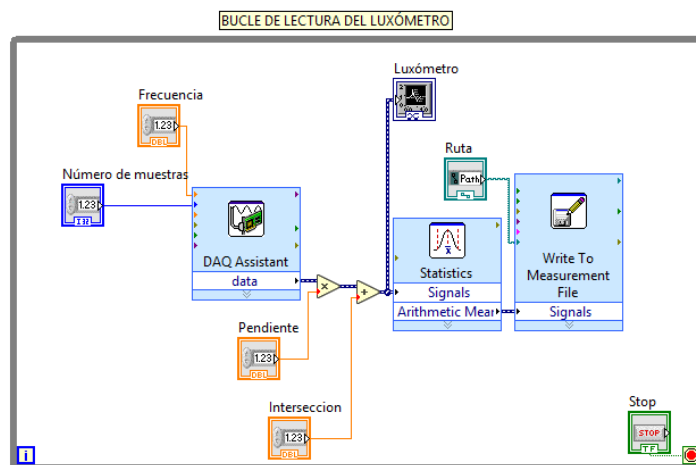


Figura 35. Diagrama de bloques en LabView de la adquisición del luxómetro.





Con el fin de exponer claramente el funcionamiento del código implementado, así como cuales son los fundamentos sobre los que se sustenta el mismo, el presente apartado se divide en múltiples secciones, en las cuales, de forma detallada, se presentan los puntos característicos del programa.

### 6.5.1 Fundamentos teóricos

El reto al que se enfrenta este software es la detección de los ojos en una imagen para la posterior determinación del diámetro pupilar de los mismos. Así pues, el programa se podría clasificar como un software de detección y análisis de formas. Puesto que son varias las fases de procesamiento a las que se somete una imagen, tiene sentido exponer los fundamentos teóricos en los que se basan. Posteriormente, se desglosa el código en su totalidad, haciendo referencia a los puntos que aquí se detallan.

A modo introductorio, cabe destacar que un software de visión por computador interpreta una imagen como una matriz de píxeles, donde cada posición toma un valor coincidente con el nivel de gris que posee ese píxel. En la figura 37 se presentan una imagen y la matriz de píxeles correspondiente a una región de interés extraída de la misma.

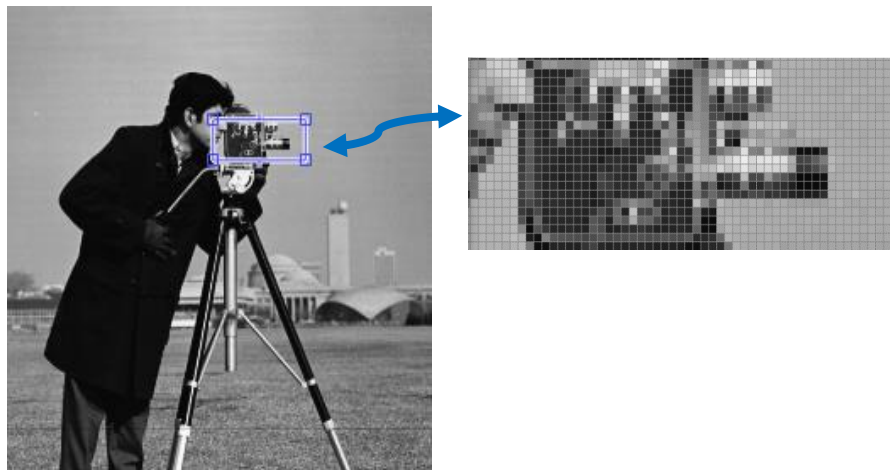


Figura 37. Región de interés de una imagen y matriz de píxeles correspondiente.

En el caso de OpenCV, el origen del sistema de referencia de la imagen está en la esquina superior izquierda. Así pues, la  $x$ , correspondiente con las columnas, aumenta de izquierda a derecha, mientras que la  $y$ , correspondiente con las filas, aumenta, partiendo desde arriba, de forma descendente.

Todo el procedimiento seguido para obtener el resultado del procesamiento: el diámetro pupilar de los ojos del sujeto, está formado por funciones individuales que se pueden asociar a dos grandes grupos, uno relacionado con técnicas morfológicas y otro relacionado con la segmentación de imágenes.

### 6.5.1.1 Operaciones Morfológicas

En el ámbito de la visión por computador, el procesamiento basado en morfología, conocido como morfología digital, hace referencia a la manera de analizar y describir la forma de los objetos que protagonizan una imagen (Parker, 1997). Dentro del concepto de morfología se encuentran las principales operaciones que se realizan sobre imágenes binarias. Aunque la idea de “imagen binaria” pertenece al área de la segmentación, en el que se profundiza en el siguiente apartado, tiene sentido introducir un adelanto en este con el fin de exponer el tratamiento al que se someten las imágenes capturadas. Así pues, se entiende por imagen binaria, aquella que ha sido sometida a un proceso de *thresholding* mediante el cual, los píxeles de la imagen solo pueden tomar el valor 0 o 1, es decir, negro o blanco respectivamente si se emplea lógica positiva. El método de binarización empleado se presenta en el apartado relativo a la segmentación.



Figura 38. Imagen y su equivalente binaria para un umbral determinado.

Las operaciones más características del procesamiento morfológico de imágenes son aquellas en las que se hace interactuar a la imagen con un elemento estructural que funciona como una máscara. El elemento estructural posee una forma y un valor de sus píxeles concretos. Generalmente, los elementos estructurales se representan como una matriz de ceros y unos (Gonzalez, Woods, & Eddins, 2004). En función de la operación que se lleve a cabo entre la máscara y la imagen se tienen distintos tipos de procesamientos. Así pues, de entre las operaciones que emplean un elemento estructural, hay dos que son básicas: la dilatación y la erosión, a partir de las cuales se pueden desarrollar métodos de procesamiento más complejos, como son la apertura (dilatación de la imagen previamente erosionada sin variar el elemento estructural) o el cierre (erosión de la imagen previamente dilatada sin variar el elemento estructural).

#### 6.5.1.1.1 Dilatación

Conocido el origen del elemento estructural, este recorre la totalidad de los píxeles de la imagen de modo que, si en algún instante, alguna de las celdas que forma el citado elemento se encuentra sobre un píxel de valor la unidad, entonces, en la imagen resultante, el píxel sobre el que se superpone el origen

para el caso dado, también tomará un valor igual a uno. En la figura 39 se ilustra la dilatación para un elemento estructural determinado.

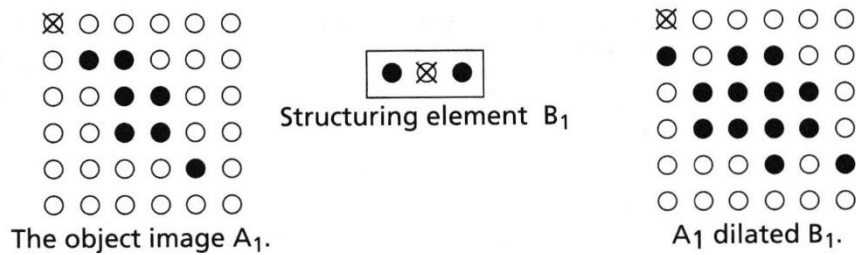


Figura 39. Dilatación de la imagen A1 con el elemento estructural B1 (Parker, 1997).

Desde el punto de vista matemático, donde A y B son los conjuntos imagen, la dilatación se representa mediante la siguiente expresión:

$$A \oplus E = \{z | (\hat{E})_z \cap A \neq \emptyset\}$$

Ecuación 9

En términos generales, la dilatación produce un aumento de la superficie del objeto.

#### 6.5.1.1.2 Erosión

Es la operación opuesta a la dilatación. En la operación de erosión, el origen del elemento estructural recorre la imagen píxel a píxel. Sin embargo, el píxel coincidente con el citado origen solamente toma el valor uno en la imagen resultante si la totalidad del elemento estructural se superpone a píxeles de valor uno. En la imagen de la figura 40 se presenta el proceso de erosión de forma matricial y para un elemento estructural concreto.

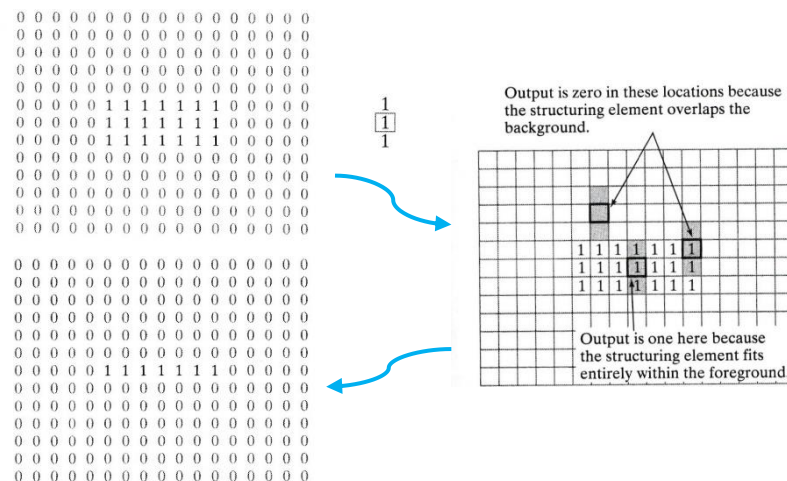


Figura 40. Proceso de erosión de una imagen con un elemento estructural (Gonzalez et al., 2004).

Desde el punto de vista matemático, la erosión se representa mediante la siguiente expresión:



$$A \ominus E = \{z|(E)_z \cap A^c \neq \emptyset\}$$

Ecuación 10

En términos generales, la erosión produce una disminución de la superficie del objeto.

#### 6.5.1.2 Segmentación de imágenes

La segmentación tiene por objetivo dividir la imagen en las regiones determinantes de la misma u objetos que la forman. Si bien la morfología se encargaba de operaciones que proporcionaban una descripción de las formas de la imagen, es la segmentación la que permite extraer los objetos de la misma. Tal y como se indica en el libro escrito por Rafael Gonzalez *et al.*, dedicado al procesamiento de imágenes, “*la segmentación cesa cuando los objetos de interés de una imagen han sido completamente aislados*” (Gonzalez *et al.*, 2004).

La segmentación, debido a su criticidad, es la etapa de más importancia de todo el procesado al que se somete la imagen en el software diseñado.

A continuación, se exponen las bases teóricas de los aspectos de más relevancia en esta operación, desde el punto de vista del presente proyecto.

##### 6.5.1.2.1 Thresholding

En líneas generales, el término *thresholding* hace referencia a la binarización mediante la elección de un umbral. Así pues, los píxeles que superen el mencionado umbral pasan a tomar el valor unidad, mientras que aquellos que queden por debajo del mismo, pasan a tomar el valor nulo. De este modo, se pasa de una imagen en escala de grises a una imagen binaria. Si bien existen métodos automáticos de elección del umbral, para el presente proyecto no resulta necesario, pues las condiciones en las que se realizan las fotografías van a ser similares, salvo por la variación de la iluminación. Es por esto último, por lo que puede resultar interesante la división del procesamiento de la totalidad de imágenes en distintos subconjuntos, pues es el umbral de binarización uno de los parámetros a fijar por el usuario y, al variar la iluminación de forma significativa, es aconsejable adecuar el valor del mencionado umbral a las nuevas condiciones. La imagen que se procesa es como la de la figura 41. Como se puede observar, la iluminación en el espectro infrarrojo permite establecer una diferencia clara entre las pupilas del individuo y el resto de su rostro, pues las pupilas adquieren un color negro profundo, mientras que el resto de la imagen se mantiene en niveles de gris superiores, llegando a saturar en determinadas zonas. Esta frontera tan evidente es la que permite situar el umbral adecuado para que prácticamente tras el proceso de binarización las pupilas queden aisladas.



Figura 41. Imagen extraída de uno de los ensayos.

En el proyecto, las pupilas son los puntos más oscuros de la imagen, luego la binarización debe realizarse de forma inversa a lo habitual, tal y como se indica en la expresión de más abajo, de modo que sean los píxeles por debajo del umbral fijado los que pasen a tomar el valor unitario, pues en el procesamiento de imágenes, si se trabaja con lógica positiva, los píxeles de valor uno son aquellos que conforman las regiones de interés. Esta metodología se denomina binarización inversa y obedece a la siguiente expresión:

$$f(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{si } f(x, y) < T \\ 0 & \text{si } f(x, y) \geq T \end{cases}$$

Ecuación 11

Donde  $T$  es el umbral seleccionado.

#### 6.5.1.2.2 Algoritmo de Canny para la detección de bordes

Uno de los de los retos principales en lo que a visión por computador se refiere es la extracción de los contornos de los objetos que aparecen en la imagen. En el presente proyecto se recurre al algoritmo propuesto por John Canny en 1986 (Canny, 1986). Si bien existen múltiples alternativas, diversos autores coinciden en que es el Algoritmo de Canny el más robusto de los formulados. A continuación, tomando como referencia el libro escrito por Rafael Gonzalez *et al.* (Gonzalez *et al.*, 2004), el escrito por James Parker (Parker, 1997) y el artículo publicado por el propio John Canny (Canny, 1986), se procede a detallar el método seguido por el algoritmo de Canny.

En primer lugar, cabe destacar que un buen detector de contornos debe cumplir con tres aspectos fundamentales:

- El detector debe encontrar la totalidad de los bordes. Sin embargo, también ha de evitar los falsos positivos.



- El detector debe situar los píxeles pertenecientes al contorno correctamente.
- El detector no debe situar más de un contorno donde solamente existe uno.

En general, para resolver los tres puntos anteriormente mencionados, el algoritmo propuesto por Canny parte de someter a la imagen a un filtro Gaussiano, lo cual da lugar a un suavizado que varía en función de la desviación estándar.

El valor que toman los píxeles de una imagen, desde el punto de vista matemático, es una función,  $f(x,y)$ , en el espacio bidimensional. Así pues, se puede calcular su gradiente, que obedece a la siguiente expresión:

$$\nabla f = \begin{bmatrix} G_x \\ G_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix}$$

*Ecuación 12*

Es común emplear la norma del gradiente, que obedece a la siguiente expresión:

$$g(x, y) = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$$

*Ecuación 13*

El gradiente es un vector que apunta en la dirección en la que se produce la mayor tasa de cambio del nivel de gris de una imagen. Así pues, apuntará hacia donde se encuentren los contornos. Los píxeles que dan lugar al contorno se caracterizan por ser máximos locales en la dirección que indica el vector gradiente. Otros métodos emplean también la segunda derivada, pues en los puntos que delimitan el contorno se caracteriza por ser nula. Sin embargo, no es el caso del Algoritmo de Canny.

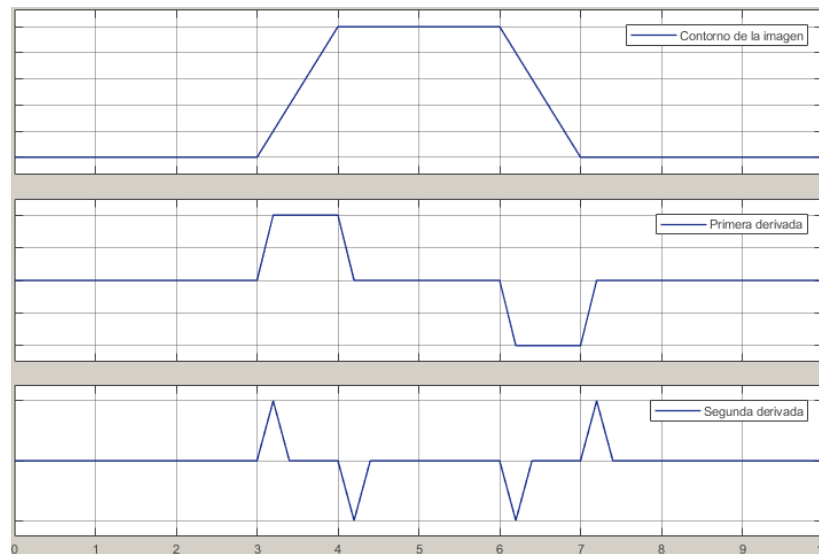


Figura 42. Representación del contorno como un pulso, su primera derivada (máximos locales) y su segunda derivada (nula).

El Algoritmo de Canny localiza todos los puntos que resultan ser un máximo local en la dirección del gradiente y que, por tanto, pertenecen a un contorno. Posteriormente, aplica una clasificación basada en dos umbrales:  $T_1$  y  $T_2$ , donde  $T_1 < T_2$ . Los puntos que superan el umbral  $T_2$  se consideran opciones fuertes dentro del borde, mientras que los que se encuentran entre ambos umbrales se consideran débiles. De este modo, se estiman puntos pertenecientes al contorno aquellos que se han clasificado como fuertes y solamente los débiles que posean un punto fuerte en una vecindad de ocho píxeles a su alrededor.

#### 6.5.1.2.3 La Transformada de Hough

La Transformada de Hough es un método patentado por Paul Hough en 1962 (Patent N.º 3069654, 1962). Tomando como base lo expuesto en la mencionada patente y lo explicado por Rafael Gonzalez *et al.* en *Digital Image Processing using Matlab* (Gonzalez *et al.*, 2004), se procede a explicar el funcionamiento de la Transformada de Hough.

El algoritmo propuesto por Paul Hough es aplicable a todo tipo de formas que se puedan caracterizar matemáticamente. Si bien en el presente proyecto se utiliza para detectar las pupilas, es decir, para detectar circunferencias, el fundamento de la transformada se explica, inicialmente, para la detección de líneas, pues resulta más intuitivo y es análogo.

#### Detección de líneas mediante la Transformada de Hough

Sea una recta contenida en el plano cartesiano, es posible expresarla en función de dos parámetros, la distancia perpendicular del origen a la recta, y el ángulo que forma el vector que caracteriza la citada distancia con respecto del eje horizontal. Esta parametrización lleva al sistema de referencia de

coordenadas polares. En el sistema cartesiano, un punto se caracteriza porque por el pasan infinitas rectas, luego en el espacio formado por  $r$  y  $\theta$ , el punto pasa a ser una curva, que delimitada a sus valores positivos da lugar a la de la figura 43.

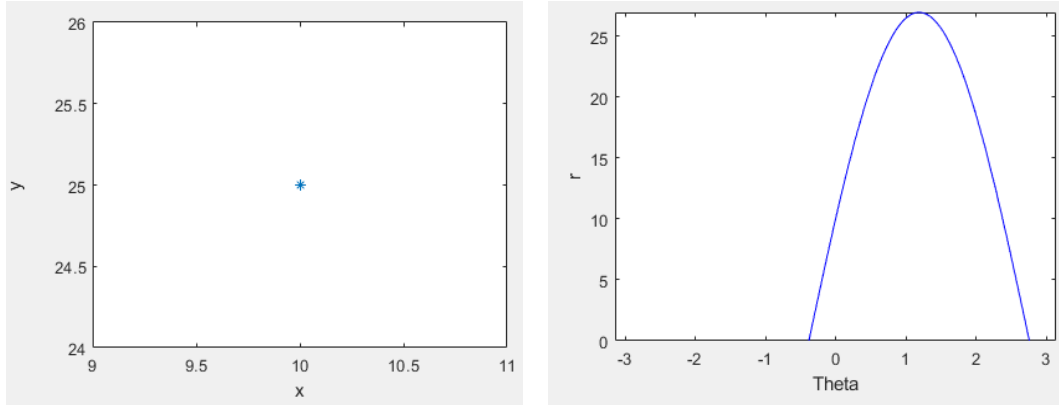


Figura 43. Equivalencia entre un punto en el plano cartesiano y ese punto en el plano polar.

Siguiendo el razonamiento anterior, se infiere que una recta en el plano cartesiano pasa a ser un punto en el plano polar. Dado que una recta es una sucesión de puntos, en el plano polar, esa sucesión de puntos se comporta tal y como se ilustra en la figura 44.

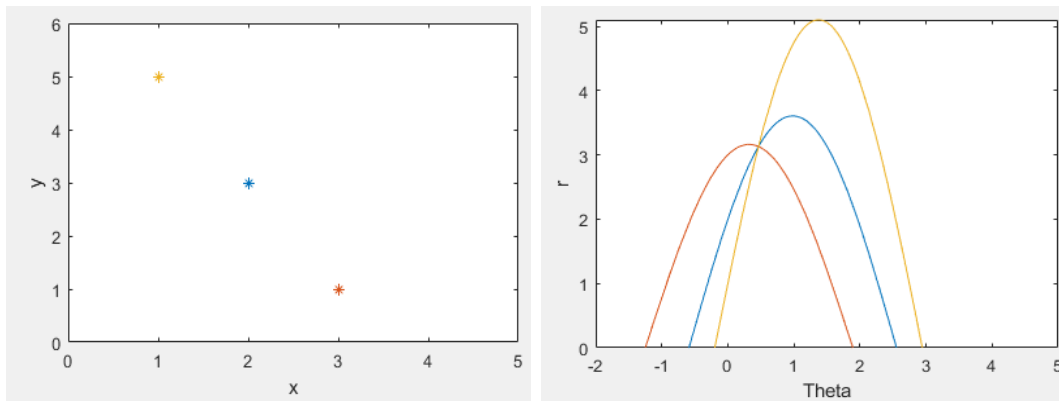


Figura 44. Equivalencia entre los tres puntos de una recta en el plano cartesiano y sus curvas correspondientes en el plano polar.

La recta que pasa por los tres puntos señalados en el plano  $xy$  pasa a ser el punto de corte de las curvas equivalentes a esos tres puntos en el plano polar. De este modo, se logra un sistema de coordenadas en el que las rectas vienen dadas por puntos y los puntos por curvas, de manera que el punto de corte de las curvas en el plano polar es la recta que pasa por los puntos ligados a las citadas curvas.

La Transformada de Hough se beneficia de esta parametrización de las rectas para su localización. Inicialmente se recorre la imagen binaria píxel a píxel, de modo que, cuando se alcanza un píxel de valor la unidad, comienza la



iteración en el plano polar, con distintos valores del ángulo  $\theta$ , pues se verifica la siguiente expresión:

$$r = x\cos(\theta) + y\sin(\theta)$$

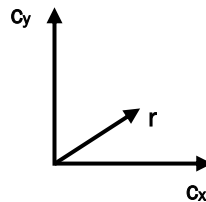
*Ecuación 14*

Una vez se complete la iteración, se tiene la curva correspondiente al mencionado punto y se puede continuar el barrido con el siguiente píxel. Siguiendo esta estrategia, cuando el algoritmo haya recorrido la totalidad de la imagen, se tendrán múltiples curvas en el espacio de parámetros  $(\theta, r)$ . Las curvas se cortarán en determinados puntos. Aquellos puntos que más veces se repitan (más votados) son los que proporcionan las líneas buscadas en el espacio cartesiano.

### Detección de circunferencias mediante la transformada de Hough

De forma análoga, se puede extrapolar el procedimiento seguido para encontrar líneas a la búsqueda de circunferencias, pues, tal y como se mencionó anteriormente, la Transformada de Hough proporciona un método válido para la detección de formas que se puedan expresar matemáticamente.

Al igual que ocurría con las rectas, las circunferencias se pueden parametrizar. Ahora bien, una circunferencia queda definida mediante tres parámetros: las coordenadas de su centro y el radio. Como consecuencia de esto, el espacio de parámetros es tridimensional. Se puede visualizar como el triedro de la figura 45.



*Figura 45. Sistema de referencia con los parámetros de una circunferencia.*

$$r^2 = (x - x_c)^2 + (y - y_c)^2$$

*Ecuación 15*

Dada esta parametrización, una circunferencia en el espacio de la imagen, coincidente con el plano cartesiano, particularizando para un radio concreto, se convierte en un punto en el espacio de parámetros. Del mismo modo, un punto en el espacio de la imagen es atravesado por infinitas circunferencias de radio  $r$  y centros diversos, luego ese punto en el espacio de parámetros es una circunferencia de radio  $r$ .

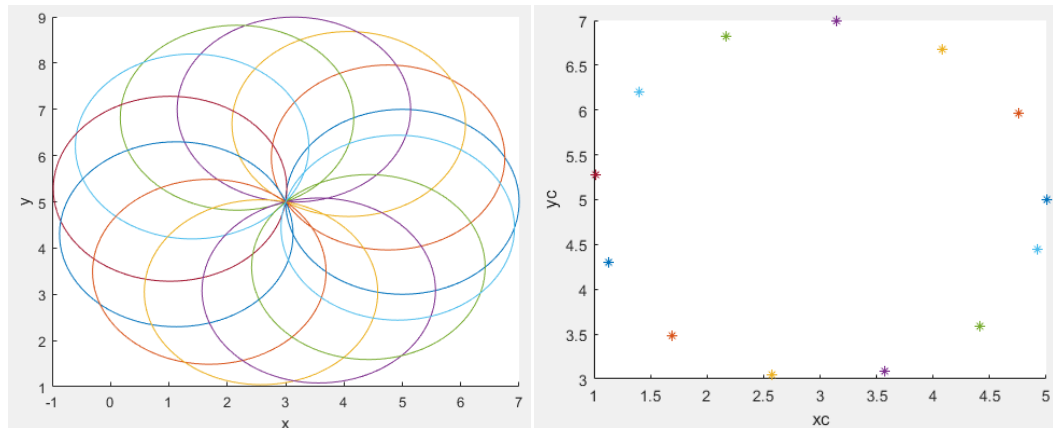


Figura 46. A la izquierda, en el plano cartesiano  $xy$ , el punto  $(3,5)$  y el conjunto de las circunferencias de radio  $r$  que por el pasan. A la derecha, en el plano de parámetros  $x_c, y_c$  para el citado radio, el conjunto de centros de las circunferencias de la izquierda que dan lugar a su vez a la circunferencia equivalente del punto de partida  $(3,5)$ .

De este modo, si se tienen tres puntos en el espacio cartesiano, para un radio  $r$ , iterando los valores del centro verificando en todo instante la ecuación 15, se tienen las tres circunferencias en el espacio de parámetros, de modo que cada una de ellas representa la totalidad de las circunferencias de radio  $r$  que pasan por su punto equivalente en el espacio de la imagen. El punto de corte de las tres circunferencias obtenidas en el espacio de parámetros es el correspondiente a la circunferencia de radio  $r$  que atraviesa los tres puntos de partida del espacio cartesiano.

Esta metodología se puede aplicar aun siendo el radio desconocido. Solamente basta con iterar también con el radio. Es por ello por lo que siempre que se emplea la Transformada de Hough es necesario introducir los límites mínimo y máximo de los radios de las circunferencias buscadas, y son estos, dos de los parámetros que ha de introducir el usuario antes de iniciar la ejecución del programa.

### 6.5.2 Desarrollo del software y secuencia de acciones

Alcanzado este punto, han quedado expuestas las bases teóricas en las que se asienta el software implementado. En este apartado se detalla el funcionamiento del programa realizado en sí mismo, apoyándose en todo momento en lo explicado en puntos anteriores del presente proyecto.

El programa posee una función *main*, como es habitual, en la cual, inicialmente, se tienen la declaración e inicialización de variables. Entre ellas se encuentran las que quedan a merced del usuario y que son determinantes para un correcto funcionamiento. Junto con las ya mencionadas durante los fundamentos teóricos, a lo largo de este ensayo se presenta el resto de ellas. Es en esta primera parte del software donde también se indican las rutas necesarias. En primer lugar, se especifica la carpeta en la cual el software de adquisición ha almacenado las imágenes. En segundo lugar, se especifica la

carpeta en la cual se almacenan las imágenes ya procesadas. Posteriormente, la ejecución del software se encuadra en un bucle *while* que se repite hasta alcanzar un número de imágenes determinado por el usuario, es decir, entre las variables a inicializar se encuentran el número inicial de imagen y el número final. Así, resulta sencillo dividir el total en subconjuntos. La elección del número de partida y del límite final se posibilita mediante el nombre con el que se almacenan las imágenes desde el software de adquisición. En concreto, se graban obedeciendo a la siguiente estructura: *img\_n*, donde *n* es la imagen captada. De este modo, el usuario puede consultar las imágenes que delimitan el grupo que, con las mismas condiciones, pretende procesar. Las operaciones que dentro del bucle *while* se ejecutan se repiten para cada imagen. En primer lugar, se tiene la posibilidad de recortar la imagen, por si se diese el caso de que el rostro del sujeto no ocupase la totalidad de la dimensión horizontal de la fotografía. También resulta útil en los casos en los cuales se producen sombras en los laterales del semblante que pudiesen tener niveles de gris cercanos a los de la pupila, pues esta situación dificulta la binarización, tal y como se ilustra en la figura 47.

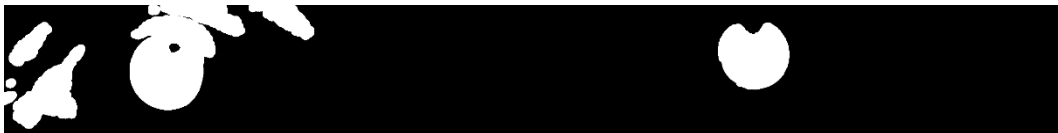


Figura 47. Imagen binarizada para un ensayo concreto. Puede resultar interesante recortar la parte izquierda para evitar falsos positivos de la Transformada de Hough.

Tal y como se puede extraer de lo anteriormente expuesto, una vez adquirida la imagen, la primera operación a la que se somete es la binarización para un umbral cuya elección recae también sobre el usuario. Posteriormente, se lleva a cabo una dilatación con un elemento estructural en forma de círculo. De este modo, se evitan defectos fruto de la binarización en las pupilas.

Realizado lo anterior, se recurre al algoritmo de la Transformada de Hough. Inicialmente, se somete la imagen al algoritmo de detección de bordes propuesto por Canny, dando como resultado algo similar a lo presentado en la figura 48.



Figura 48. Resultados del algoritmo de Canny para distintos umbrales.

Para llevar a cabo el algoritmo, tal y como se expuso en el fundamento teórico de la Transformada de Hough, resulta necesario que el usuario determine el intervalo en el que se encontrarán los radios de las circunferencias buscadas. De este modo, el algoritmo localiza los círculos de la imagen. Si la segmentación es correcta, se detectarán solamente ambas pupilas. En caso contrario, puede ocurrir que se detecten más círculos. Dada esta situación, se ha recurrido a una estrategia muy simple para obviar aquellos que no son de interés: se consideran solo los círculos que posean la misma cota vertical, es decir, aquellos que se encuentran en la misma recta horizontal. Si bien, se introduce cierta tolerancia o margen de error por si el individuo objeto del ensayo se ladea. Una vez conocido el valor de la cota vertical en el que se encuentran las pupilas, se procede a delimitar la región de interés (ROI) de la imagen. Para ello, el usuario ha de introducir la altura de la misma. El programa repartirá la altura, dejando la mitad por encima de la horizontal de los ojos y la otra mitad por debajo de esta. En la figura 49 se muestran la imagen de partida y la región de interés de la misma fruto de aplicar lo anteriormente explicado.

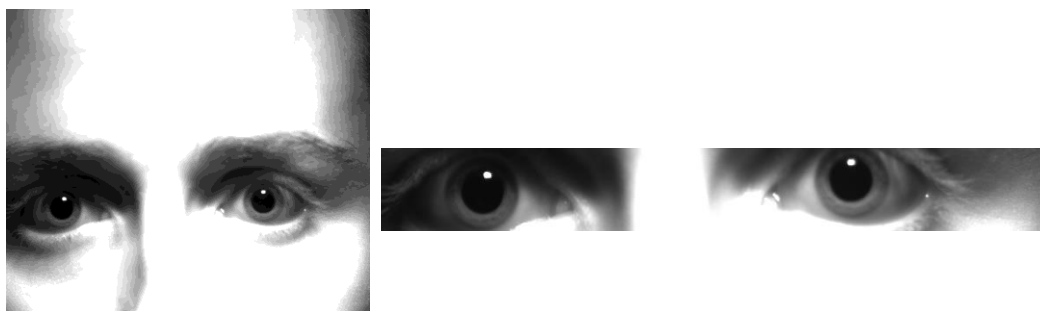


Figura 49. Imagen de partida y región de interés obtenida de la misma.

Una vez se tiene la imagen con la región de interés del sujeto, se calcula esa misma imagen, pero binarizada. Se puede binarizar la imagen reducida o reducir la imagen de partida ya binaria. Cualquiera de las dos opciones es válida. Ahora bien, desde el punto de vista del coste computacional resulta recomendable extraer la ROI de la imagen ya binarizada, pues supone un



menor tiempo de ejecución que la operación de *thresholding*. Por si en la imagen inicial se habían localizado múltiples círculos, se recurre de nuevo al algoritmo de la Transformada de Hough para detectar los que se encuentren en la ROI binarizada. Si el procesamiento realizado hasta este punto es el adecuado, entonces solamente se localizarán dos circunferencias correspondientes con las pupilas del individuo. Dado que el ojo se asemeja a una serie de círculos concéntricos que van desde la esclerótica, pasando por el iris, hasta la pupila, es posible que dentro del rango de radios seleccionado se encuentre una de esas tres circunferencias y que no se corresponda con la pupila. Este riesgo se reduce al realizar la transformada de Hough sobre la imagen binarizada, en la cual, si el umbral ha sido escogido cuidadosamente, la esclerótica no debe aparecer. Sin embargo, para ojos oscuros, puede ocurrir que, si aparezca parte del iris y, por tanto, que el algoritmo detecte este en lugar de la pupila. Esta situación resulta muy común. Para justificar el porqué, cabe destacar que la Transformada de Hough parte de aplicar un filtro gaussiano y el algoritmo de Canny para detectar los contornos, luego a menudo estos son difusos y puede que la presencia de puntos inconexos de lugar a circunferencias distintas de las realmente existentes. Si bien, esas circunferencias suelen situarse cercanas a la pupila del sujeto, pues es el área donde pueden darse los puntos que lleven a equivocación, sobre todo los que forman parte del iris y que permanecen tras la binarización.

Para asegurar que la circunferencia detectada se corresponde con la pupila se recurre a un último algoritmo de diseño propio. Partiendo del punto que la Transformada de Hough considera el centro de la circunferencia, se realiza un barrido en el sentido vertical y en el horizontal, haciendo uso para ello de dos bucles *for* anidados. Para que se entienda, se presenta la figura 50. El rectángulo de alrededor del centro determinado por la Transformada de Hough será el extracto de la imagen sobre el que se realice el barrido. Al igual que en casos anteriores, es responsabilidad del usuario escoger bien los límites del mencionado barrido. Además, en ocasiones, las cejas del sujeto pueden dar lugar a ruidos indeseados, luego también el usuario posee la disponibilidad de realizar solamente la mitad inferior del barrido.

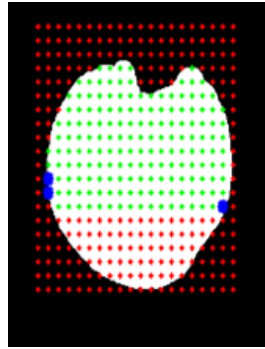


Figura 50. Barrido realizado sobre uno de los círculos inicialmente localizados por la Transformada de Hough.

A continuación, se lleva a cabo una operación mediante la cual se seleccionan tres puntos del contorno del círculo contenido en el barrido realizado. Para ello se imponen varias condiciones que han de cumplir los píxeles escogidos por el algoritmo:

- El píxel debe tener como valor la unidad, es decir, ha de ser blanco.
- En la figura 50 se presenta un círculo cuyo interior es completamente blanco. Sin embargo, pueden darse casos más desfavorables en los cuales se encontrasen imperfecciones en el interior que diesen lugar a que el algoritmo interpretase alguno de los píxeles de la zona como parte del contorno. Para evitar esto, solo se puede tomar un píxel de contorno en cada horizontal.
- Algunas de las operaciones realizadas con anterioridad no ofrecen una precisión subpíxel, luego puede ocurrir que, aunque en horizontales distintas, el algoritmo detecte como contorno dos puntos en la misma línea vertical. Para evitar esto, el algoritmo no debe tomar nunca dos píxeles que se encuentren en la misma columna.
- Por último, para asegurar que el píxel a seleccionar forma parte del perímetro, se imponen ciertas condiciones de contorno. Para ello, se divide el barrido en cuatro. De modo que, los píxeles de la mitad superior izquierda (desde el punto de vista del lector), que tendrán unas cotas  $x$  e  $y$  menores que las del centro, han de cumplir que los puntos, dentro de un margen, a la izquierda del píxel a seleccionar tomen un valor nulo. Lo mismo ocurre en el caso de la mitad inferior izquierda. Análogamente para los dos cuartos restantes. El motivo por el cual la división se hace en cuatro áreas es la posibilidad de limitar a la mitad inferior el barrido.

Una vez se finalizan los bucles *for* anidados, se tiene un vector que contiene un elemento por cada círculo localizado, es decir, dos elementos si la segmentación ha resultado exitosa. Cada uno de los elementos es a su vez un



vector de tres puntos. Así pues, se tiene asociado a cada círculo existente un conjunto de tres puntos que pertenecen al perímetro de la pupila. A continuación, se puede recurrir a determinar el radio de la circunferencia que pasa por tres puntos. Se ha conseguido reducir el problema a una cuestión de geometría básica. Se presenta, en el siguiente apartado, el procedimiento matemático que da solución al problema y que se ha adoptado para completar el pupilómetro.

#### 6.5.2.1 Algoritmo de medida del diámetro pupilar

Sean los puntos determinados en la imagen  $P_1(x_1, y_1)$ ,  $P_2(x_2, y_2)$  y  $P_3(x_3, y_3)$ . La circunferencia que pasa por los mismos se puede calcular mediante un sistema de ecuaciones cuya solución se determina de forma matricial.

Sea la ecuación de una circunferencia de centro  $(a, b)$ :

$$(x - a)^2 + (y - b)^2 = r^2$$

*Ecuación 16*

La ecuación 16 se puede expresar de la siguiente manera:

$$x^2 + y^2 + Cx + Dy + E = 0$$

*Ecuación 17*

Donde se verifican las siguientes expresiones:

$$C = -2a$$

*Ecuación 18*

$$D = -2b$$

*Ecuación 19*

$$E = a^2 + b^2 - r^2$$

*Ecuación 20*

De este modo, conocidos los tres puntos, se tiene el siguiente sistema de ecuaciones:

$$\begin{cases} x_1C + y_1D + E = -(x_1^2 + y_1^2) \\ x_2C + y_2D + E = -(x_2^2 + y_2^2) \\ x_3C + y_3D + E = -(x_3^2 + y_3^2) \end{cases}$$

*Ecuación 21*

Expresado de forma matricial se tiene la ecuación 22.



$$\left[ \begin{array}{ccc|c} x_1 & y_1 & 1 & -(x_1^2 + y_1^2) \\ x_2 & y_2 & 1 & -(x_2^2 + y_2^2) \\ x_3 & y_3 & 1 & -(x_3^2 + y_3^2) \end{array} \right]$$

Ecuación 22

A continuación, se presentan los determinantes que intervienen en el cálculo de la ecuación de la circunferencia que pasa por los tres puntos dados.

$$p = \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & 1 \end{vmatrix}$$

Ecuación 23

$$c = \begin{vmatrix} -(x_1^2 + y_1^2) & y_1 & 1 \\ -(x_2^2 + y_2^2) & y_2 & 1 \\ -(x_3^2 + y_3^2) & y_3 & 1 \end{vmatrix}$$

Ecuación 24

$$d = \begin{vmatrix} x_1 & -(x_1^2 + y_1^2) & 1 \\ x_2 & -(x_2^2 + y_2^2) & 1 \\ x_3 & -(x_3^2 + y_3^2) & 1 \end{vmatrix}$$

Ecuación 25

$$e = \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & -(x_1^2 + y_1^2) \\ x_2 & y_2 & -(x_2^2 + y_2^2) \\ x_3 & y_3 & -(x_3^2 + y_3^2) \end{vmatrix}$$

Ecuación 26

Conocidos los resultados de los determinantes anteriores, se pueden calcular las constantes  $C$ ,  $D$  y  $E$ , pues se verifican las siguientes expresiones:

$$C = \frac{c}{p}$$

Ecuación 27

$$D = \frac{d}{p}$$

Ecuación 28

$$E = \frac{e}{p}$$

Ecuación 29

Con los valores de las constantes, se pueden resolver las ecuaciones 18, 19 y 20 y con ello se determinan las coordenadas del centro  $(a, b)$  y el radio  $r$ .



Basta con multiplicar por dos el valor del radio y ya se tiene la medida del diámetro de la pupila.

Este procedimiento se repite para cada conjunto de tres puntos que se tiene asociado a cada pupila en cada imagen. En resumen, se lleva a cabo en dos ocasiones por fotografía.

Con el fin de aproximar el código al formato de la programación orientada a objeto, se ha creado un archivo de cabecera en el que se definen las funciones para calcular los determinantes y hallar la ecuación de la circunferencia. Como es habitual, el mencionado archivo de cabecera tendrá asociado un archivo de extensión *cpp* en el cual se desarrollan las mencionadas funciones. Así pues, basta con definir una variable que se corresponda con el problema a resolver y realizar una llamada al constructor de la clase, el cual requiere tan solo de los tres puntos de partida para dar con la solución.

Alcanzado este punto, son conocidos dos valores del diámetro pupilar: el proporcionado por la Transformada de Hough y el determinado por el algoritmo anteriormente detallado. Cabe esperar que ambos diámetros resulten similares, luego el usuario tiene la posibilidad de fijar la diferencia máxima entre ellos como un valor relativo que obedece a la siguiente expresión:

$$\frac{|radio_{hough} - radio|}{radio_{hough}}$$

Ecuación 30

En caso de que se supere el error fijado por el usuario, el programa tomará por válido el diámetro al que el usuario haya otorgado más importancia al comienzo del código. En la figura 51 se ilustra esta situación. En la figura 52 se muestra un aumento de la misma.



Figura 51. Imagen en la que se puede apreciar, en el ojo derecho, el círculo detectado mediante la Transformada de Hough (gris) y el círculo detectado mediante el algoritmo implementado (verde).

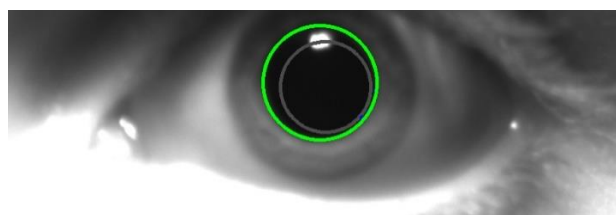


Figura 52. Aumento del ojo derecho de la imagen de la figura 51.

Además de lo anterior, se han implementado varias funcionalidades para realizar un algoritmo lo más adaptativo posible. Entre otras, el programa calcula la media aritmética de los  $n$  últimos valores del diámetro obtenidos, luego cabe la posibilidad de calcular un nuevo valor relativo del error entre el radio hallado y el valor medio calculado. Así, si se supera un error máximo, se puede sustituir el valor del radio hallado por el valor medio. Otra de las funcionalidades es comparar el radio obtenido en la iteración actual con el radio obtenido en la iteración anterior y repetir el proceso de sustitución anterior.

En las figuras 53 y 54 se presentan una imagen de partida y el resultado del algoritmo respectivamente.



Figura 53. Imagen de partida para un ensayo concreto.

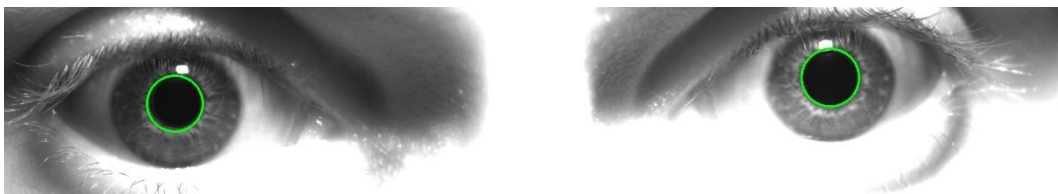


Figura 54. Imagen resultado tras el procesamiento.

Hasta el punto actual, todas las magnitudes de la imagen se han considerado en píxeles. Una vez se tiene el resultado, entonces, el software accede al fichero en el que se almacenó la relación entre píxeles y milímetros, para, en un fichero de extensión csv, que puede ser interpretado con el software de Microsoft, Excel, almacenar los valores diametrales en milímetros de cada uno de los ojos. Esos mismos valores quedan registrados en un archivo de texto.

El aspecto del archivo de tipo Excel obtenido se muestra en la tabla 3.



Tabla 3. Aspecto del archivo obtenido tras el procesamiento de 10 imágenes. La numeración de los ojos se realiza de izquierda a derecha desde el punto de vista de la cámara y las unidades están en milímetros.

Imagen	Ojo 1	Ojo 2	Diámetro 1	Diámetro 2
1	3.77576	4.17812	7.55152	8.35624
2	4.09412	3.95452	8.18824	7.90904
3	3.82964	3.87631	7.65928	7.75262
4	3.79787	4.08124	4.59574	8.16248
5	3.86071	3.79054	7.72142	7.58108
6	3.76898	4.02257	7.53796	8.04514
7	3.85126	3.83913	7.70252	7.67826
8	3.91782	3.75634	7.83564	7.51268
9	3.78787	3.93493	7.57574	7.86986
10	3.79331	3.76458	7.58662	7.52916

Una vez se tiene el archivo de la tabla 3, se puede generar la tabla completa al introducir los valores adquiridos del luxómetro durante la adquisición, que se encuentran equiespaciados en tiempo igual que las imágenes.

## 6.6 Programa de postprocesamiento manual

El programa de procesamiento semiautomático brinda la posibilidad de, en poco tiempo y sin demasiada intervención del usuario, obtener resultados de un gran conjunto de imágenes. Ahora bien, en ocasiones, si el ensayo es corto y el número de imágenes reducido, puede resultar determinante cualquier error. Para poder hacer frente a esta situación, se ha implementado un software de medida manual.

En primer lugar, el usuario ha de indicar la imagen a procesar. Posteriormente, si se desea medir los diámetros de ambos ojos o solamente el de uno de ellos.

La ejecución comienza con un bucle *while* que da lugar a tantas iteraciones como ojos se desean modificar. En su interior, posee otro bucle *while* que se repetirá tantas veces como resulte necesario. Es en este último bucle, donde el usuario selecciona una región de interés de la imagen original. Lógicamente, la ROI se reducirá al ojo cuyo diámetro se desea modificar. Una vez se tiene esto, se determinan tres puntos con el ratón que delimiten el perímetro pupilar. Entonces, se aplica el algoritmo anteriormente detallado

para calcular la circunferencia que pasa por tres puntos y se obtiene el diámetro. Como es de esperar, este programa también ha de tener acceso al archivo de texto en el que quedó reflejada la relación entre píxeles y milímetros. Si el usuario no está conforme con el resultado, puede proceder a una nueva iteración del bucle *while* y repetir el proceso.

En caso de que el proceso se haya llevado a cabo correctamente, el radio del ojo modificado se muestra por pantalla. Dado que el usuario conoce el número asociado a esa fotografía, podrá modificar, en el fichero Excel fruto del procesado semiautomático, la celda correspondiente, y con ello, obtener los resultados corregidos.

En la figura 55 se muestra el recuadro que delimita la ROI seleccionada y la imagen formada en su totalidad por la citada ROI.

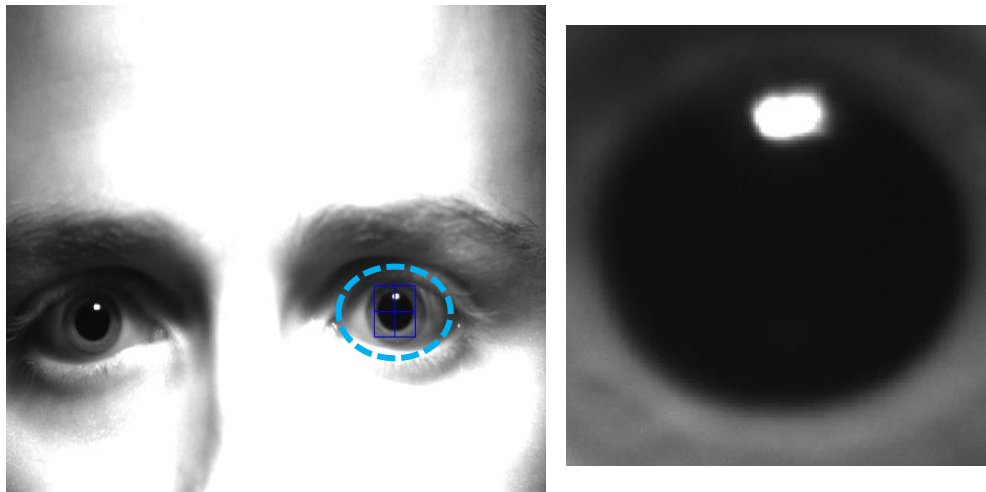


Figura 55. Región de interés marcada en la imagen de partida e imagen formada en su totalidad por esa región de interés.

En la figura 56 se muestran los puntos seleccionados para el caso dado y la circunferencia obtenida fruto de aplicar el algoritmo descrito con anterioridad.

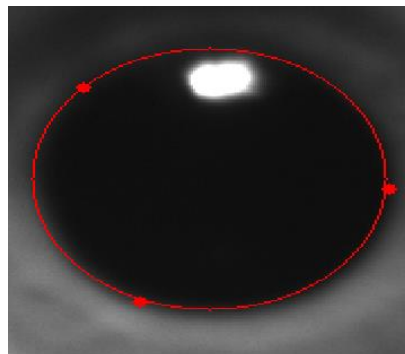


Figura 56. Puntos seleccionados para determinar el perímetro pupilar y circunferencia hallada.



El software de procesamiento manual no requiere de procesos adicionales de segmentación o de tratamiento morfológico. Es un programa más sencillo que el de procesamiento semiautomático. Además, resulta lo bastante *user-friendly* e intuitivo como para que una persona ajena al proyecto sea capaz de utilizarlo.

## 6.7 Limitaciones del sistema

El conjunto de softwares diseñados posee ciertas limitaciones, pues en todo momento se han realizado consideraciones cuyo cumplimiento es esencial para el correcto funcionamiento del equipo. Entre ellas se encuentra la necesidad de disponer de un ordenador con las licencias y librerías adecuadas para ejecutar los programas. Sin embargo, las limitaciones más relevantes son dos:

En primer lugar, se tiene la necesidad de intervención del usuario. Si bien solo es requerida su acción para introducir determinados parámetros de calibración, con ello se imposibilita la implantación del sistema en un equipo con distintos dispositivos que funcionen de forma autónoma, como puede ser un automóvil.

Por último, la segunda de las limitaciones deriva de la consideración de que la pupila es siempre circular en las imágenes captadas. Esto solamente ocurre en caso de que el sujeto se encuentre mirando perpendicularmente al plano de la cámara. En caso de que este gire la cabeza, entonces, la pupila es captada en las fotografías como una elipse, impidiendo su reconocimiento.



## 7 DISEÑO DEL EXPERIMENTO

Tal y como se expuso con anterioridad en este escrito, entre los objetivos del proyecto se encuentra examinar el funcionamiento del pupilómetro implementado. Para ello, se diseña un experimento en el que, en niveles de iluminación reducidos, se modifique la iluminancia y se observe la variación del diámetro pupilar. A partir de esto, se pueden extraer conclusiones superficiales acerca del reflejo pupilar, consumando así otro de los objetivos del proyecto. De nuevo, cabe destacar que, si se logra observar la variación del diámetro para distintos niveles de iluminación, la técnica de medida se puede extrapolar a ámbitos más futuristas como el de la conducción autónoma.

Para completar lo descrito, en primer lugar, se realizan pruebas de verificación del sistema de medida utilizando las pupilas impresas en 3D. Posteriormente, en el experimento ejecutado, el sujeto, sentado en una silla fija pero regulable en altura mira hacia la cámara. Sobre él, de modo que el haz de luz forme un ángulo de entre 40 y 50 grados, para evitar así el deslumbramiento, se encuentra una luminaria led que emite de forma difusa en todas las direcciones. La lámpara se encuentra sostenida en una estructura que permite su movimiento en la dirección horizontal. A la misma altura, y enfocando directamente a los ojos, se encuentra un foco infrarrojo de longitud de onda 850 nm. El foco infrarrojo, dado que no emite en el espectro visible, no modifica el diámetro pupilar. Sin embargo, si permite a la cámara tomar imágenes con claridad. La cámara se sitúa, aproximadamente, a 1.2 m de distancia. Ahora bien, esa distancia puede variar en función del objetivo empleado. El fin es obtener imágenes en las que la totalidad de los píxeles pertenezcan al rostro del individuo. Todo el conjunto se ha llevado a la realidad sobre una estructura ya existente que no forma parte del presente proyecto. En la figura 57 se representa un esquema con las partes que forman parte del sistema. La numeración hace referencia a los ítems de la tabla 4.

Tabla 4. Referencias a los elementos indicados en la figura 57.

Número	Elemento
1	Estructura existente
2	Luminaria led difusa
3	Cámara
4	Luxómetro
5	Foco infrarrojo
6	Silla regulable en altura

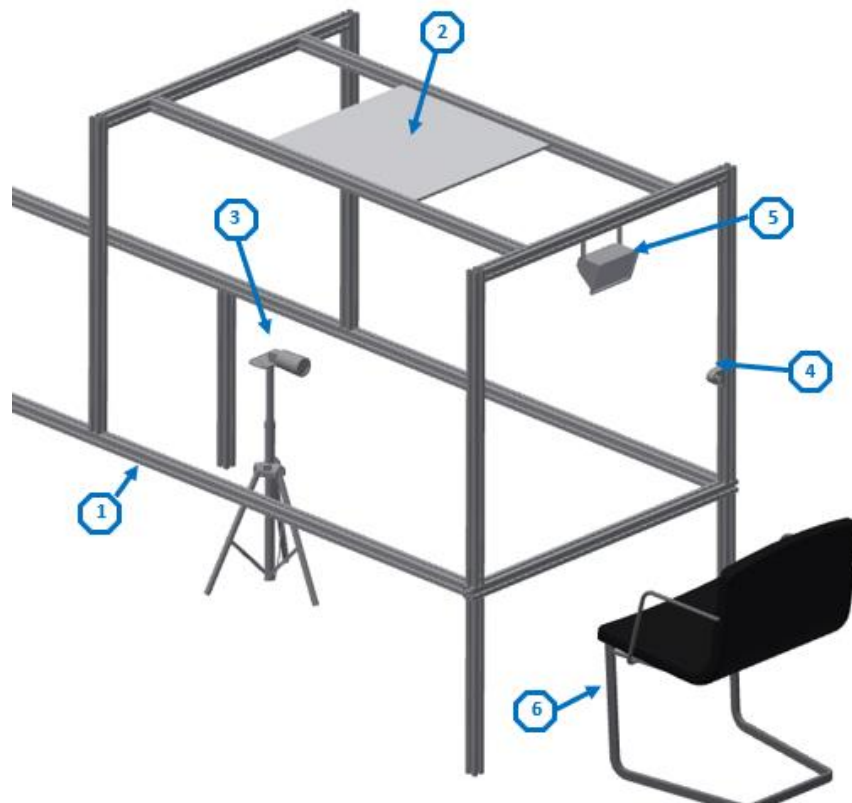


Figura 57. Esquema de la estructura diseñada para la realización de los ensayos.

La estructura alcanza una altura de 1.6 m, pues no debe ser superior a la de un vehículo, ya que, en un fin último, los resultados obtenidos del estudio tienen aplicación en la industria de la automoción.

El sujeto, sentado en la silla, ha de disponerse de manera que sus rodillas entren en contacto con el perfil más cercano de la estructura. Si se supone un individuo que sentado alcanza una altura de 1.2 m, se puede situar la luminaria a una distancia del plano de sus ojos de unos 45 cm, dando lugar a un ángulo del haz de luz con respecto a la horizontal de aproximadamente 42 grados.

En el anexo IV se presentan las dimensiones de la estructura de forma esquemática.

Junto con la estructura diseñada, se tiene una fuente de alimentación que permite regular la intensidad de la luminaria en voltaje. El luxómetro y su tarjeta de acondicionamiento se alimentan a partir de unas baterías que proporcionan  $\pm 24V$ . Por otro lado, será necesario un ordenador para adquirir los valores del luxómetro y de la cámara.

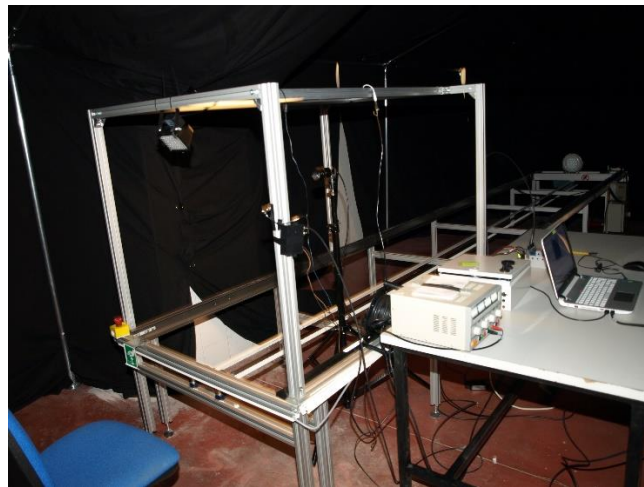
En la figura 58 se ilustra, de forma simulada, la realización de un ensayo.





*Figura 58. Simulación del banco de ensayos durante el procedimiento de realización de pruebas (a falta del sujeto).*

En las figuras que van de la 59 a la 61, se presenta la estructura implementada y el montaje necesario para llevar a cabo los ensayos. Además, en la figura 62 se muestra una fotografía tomada durante uno de los ensayos.



*Figura 59. Estructura y mesa de trabajo para la realización de ensayos.*

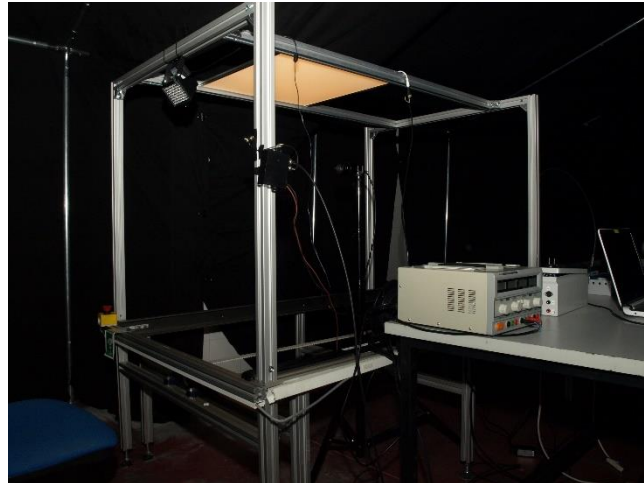


Figura 60. Detalle de la luminaria led y la fuente de tensión con la que se controla.



Figura 61. Estructura desde el punto de vista del sujeto objeto de los ensayos. Véanse la cámara y el foco infrarrojo en la parte superior.



Figura 62. Imagen tomada durante un ensayo con un individuo.



Los ensayos se realizan para niveles bajos de iluminación, sin alcanzar los niveles altos de la visión fotópica. En concreto, no se supera el valor de 70 luxes, salvo excepciones.

Los ensayos realizados, desde un punto de vista superficial, se pueden agrupar en tres categorías:

- Ensayos cubriendo un rango de 0 a 70 luxes y con una velocidad de adquisición de 20 Hz. Cabe destacar que el ensayo no analiza la respuesta temporal. Sin embargo, si puede resultar interesante indicar que su duración es de, aproximadamente, 20 segundos, lo cual da lugar a 400 imágenes adquiridas.
- Ensayos cubriendo un rango de 0 a 30 luxes y con una velocidad de adquisición de 20 Hz.
- Ensayos cubriendo un rango de 0 a 15 luxes y con una velocidad de adquisición de 20 Hz.
- Ensayos de comportamiento ante un pico positivo: son ensayos de muy corta duración, no superior a 3 segundos, en los que, a alta velocidad, es decir, a 70 Hz se observa el comportamiento pupilar para un pico de hasta 80 luxes.



## 8 RESULTADOS

En este apartado, en primer lugar, se verifica el sistema de medida haciendo uso de los ojos impresos en 3D con diferentes dimensiones de la pupila. Posteriormente, se presentan los resultados obtenidos de los ensayos anteriormente descritos con sujetos reales. Por último, se comparan los datos extraídos con los de estudios de prestigio elaborados en relación con la materia.

### 8.1 Verificación del sistema de medida

Antes de realizar pruebas sobre individuos, se realizan experimentos de verificación. Para ello, en lugar de medir una pupila real, que varía su tamaño con la iluminación, se emplean las pupilas artificiales, de dimensiones conocidas y mostradas en la tabla 2, así como el soporte en forma de globo ocular. Por cada diámetro pupilar, se capturan más de 150 imágenes con las mismas constantes. Del mismo modo, para cada nueva serie, estas se varían, con el fin de determinar la influencia de cada una de ellas sobre el conjunto del proceso de medida.

Así pues, al igual que ocurre con las pruebas con personas, en primer lugar, se debe obtener la relación entre píxeles y milímetros. Para ello, se ha situado en el mismo plano que los ojos una regla sobre la que seleccionar una distancia conocida, tal y como se ilustra en la imagen de la figura 63.

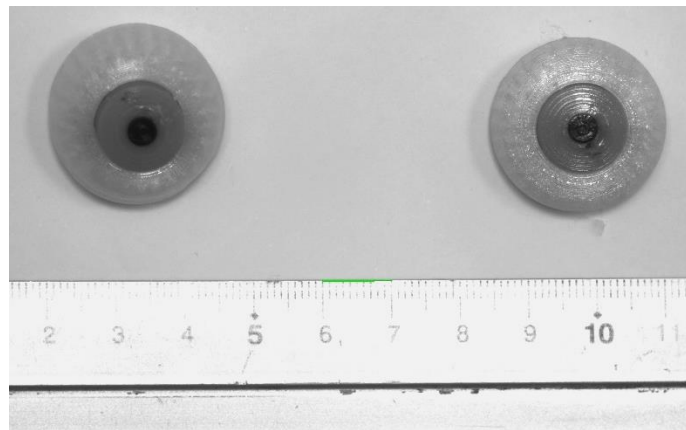


Figura 63. Imagen para obtener la relación entre píxeles y milímetros. Véase, en verde, la distancia seleccionada.

#### 8.1.1 Pupilas de 3.19 mm

En el gráfico 1 se presentan los valores medidos por el software de procesamiento en distintas imágenes capturadas en las mismas condiciones. Para estudiar y analizar el comportamiento del sistema, este se aproxima a una distribución normal, pues cabe esperar que se compense el número de medidas por debajo del valor medio con el correspondiente a aquellas que superen el citado valor.

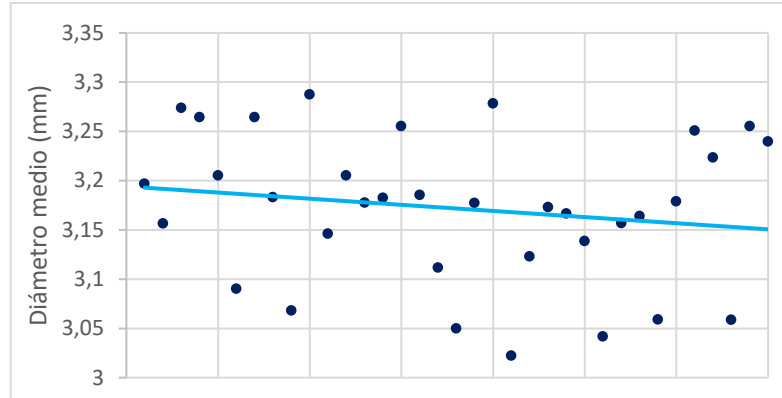


Gráfico 1. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan.

La distribución normal correspondiente con el conjunto de datos obtenido tomaría los siguientes parámetros:

$$\begin{cases} \mu = 3.1718 \\ \sigma = 0.0744 \end{cases}$$

Donde  $\mu$  representa el valor medio y  $\sigma$  la desviación estándar del conjunto.

Así pues, se obtiene la siguiente curva:

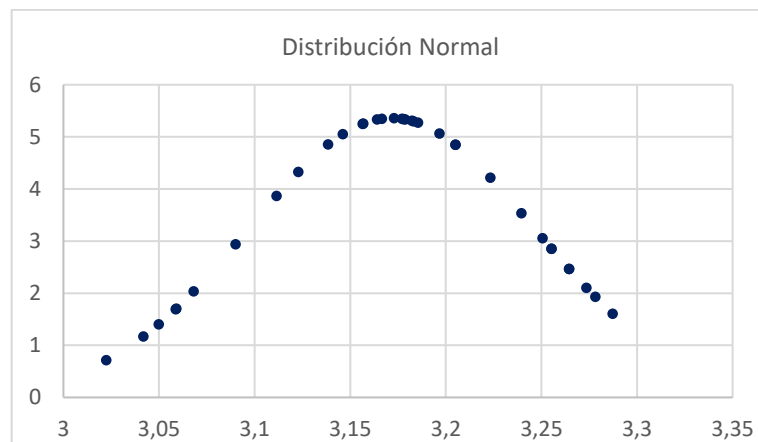


Gráfico 2. Distribución Normal del conjunto de medidas de la pupila de 3.19 mm de diámetro.

De los parámetros de la distribución se extrae que el valor medio no se aleja en exceso del valor real, de hecho, su error absoluto es el siguiente:

$$E_{absoluto} = |3.19 - 3.1718| = 0.0182 \text{ mm}$$

El valor hallado se corresponde con el término exactitud. Físicamente representa la desviación entre el valor medio de los datos y el valor que cabía esperar obtener, es decir, el valor real. Así pues, para la pupila de 3.19 mm de diámetro se obtiene una exactitud de 0.0182 mm.

Si se calcula el error con respecto al valor real se obtiene lo siguiente:

$$E_{relativo} = \frac{0.0182}{3.19} \times 100 = 0.57 \%$$

Por otro lado, se puede calcular la precisión o fidelidad del sistema para el caso dado. De forma ilustrativa, se corresponde con la anchura de la curva en forma de Campana de Gauss del gráfico 2, es decir, el rango de valores medidos. En concreto, para el caso de una pupila de 3.19 mm resultaría una precisión de 0.2650 mm.

Con el valor medio y la desviación estándar anteriormente calculados se procede a normalizar la curva del gráfico 2, hallando la Distribución Normal Estándar para el conjunto de datos dado. Para ello, el valor z normalizado se determina mediante la siguiente expresión:

$$z = \frac{\text{valor} - \mu}{\sigma}$$

Ecuación 31

La curva de la Distribución Normal Estándar es la del gráfico 3.

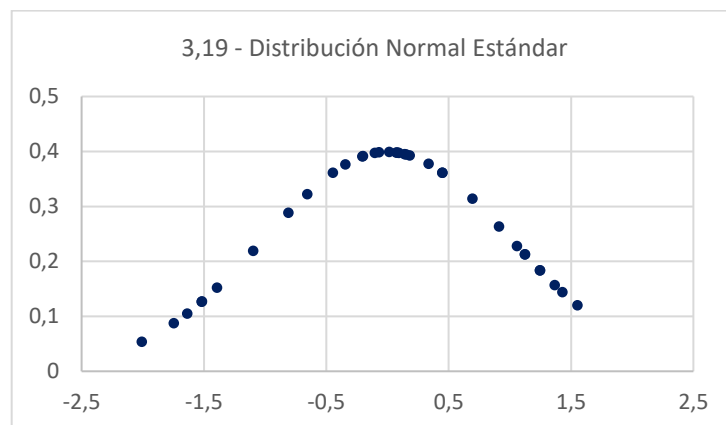


Gráfico 3. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 3.19 mm de diámetro.

Del gráfico 3 se extrae la densidad de datos que se tiene para cada franja de medidas. En concreto, el valor medio es el que más se repite. Ahora bien, ni siquiera el 50 % de las medidas se corresponden con el mismo, lo cual pone de manifiesto la alta variabilidad de las mismas. Por otro lado, de la curva de la Distribución Normal Estándar, se determina que el 68 % de las medidas se encuentra en el intervalo delimitado por  $(\mu \pm \sigma)$ , es decir, (3.0974, 3.2426) mm. Por otro lado, el 95 % de las mismas se encuentra contenido en el intervalo  $(\mu \pm 2\sigma)$  o (3.0230, 3.3206) mm.

Como último parámetro para determinar la respuesta del sistema se emplea el error absoluto medio de las medidas tomadas. En el caso dado, se obtiene un valor de 0.0584 mm.

### 8.1.2 Pupilas de 3.61 mm

El mismo procedimiento se repite para las pupilas de 3.61 mm de diámetro, obteniendo el conjunto de puntos del gráfico 4.

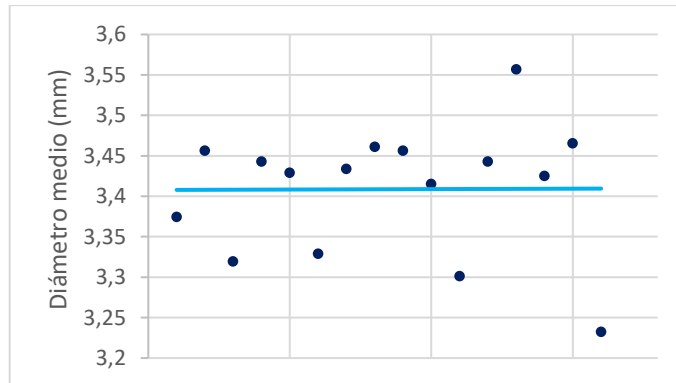


Gráfico 4. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan.

Para el caso dado, la distribución normal viene definida por los siguientes parámetros:

$$\begin{cases} \mu = 3.4087 \\ \sigma = 0.0793 \end{cases}$$

Así pues, la exactitud, que viene dada por el error absoluto entre el valor medio y el real, es la siguiente:

$$E_{absoluto} = |3.61 - 3.4087| = 0.2013 \text{ mm}$$

Su error relativo es el siguiente:

$$E_{relativo} = \frac{0.2013}{3.61} \times 100 = 5.58 \%$$

Para el diámetro de 3.61 mm, los valores del error absoluto y, por tanto, relativo, empeoran de manera significativa.

Por otro lado, se puede obtener la precisión o fidelidad, que se corresponde con un valor de 0.3247 mm.

Para terminar, se introduce su Distribución Normal Estándar, cuya curva se presenta en el gráfico 5.



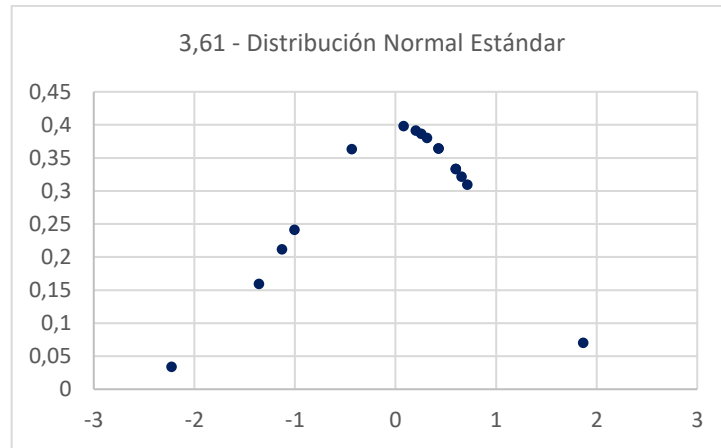


Gráfico 5. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 3.61 mm de diámetro.

De la curva de la Distribución Normal Estándar se extrae que la densidad de valores es mayor en aquellos inmediatamente superiores a la media. Además, el 68 % de los datos se encuentra contenido en el intervalo (3.3294, 3.4880) mm. Análogamente, el 95 % de los valores se encuentra en el intervalo (3.2501, 3.5673) mm.

El error absoluto medio es de 0.2013 mm, mucho mayor que en el caso anterior.

### 8.1.3 Pupilas de 4.37 mm

El conjunto de puntos correspondientes con las medidas tomadas se encuentra en el gráfico 6.

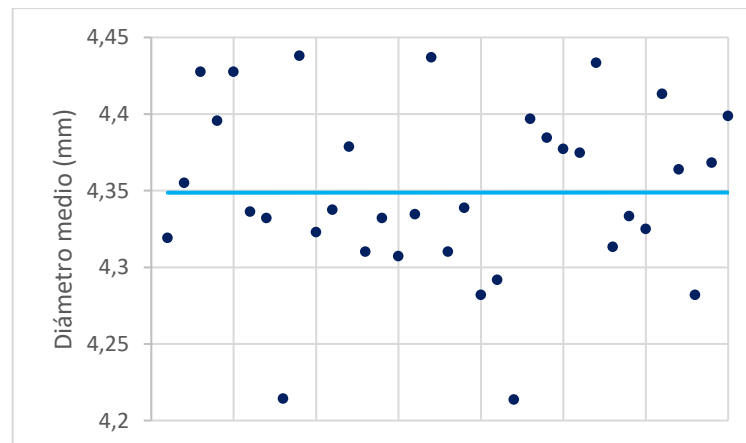


Gráfico 6. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan.

De nuevo, al igual que en el primero de los casos, el valor medio se ajusta bien al valor real. De hecho, se tienen los siguientes parámetros:

$$\begin{cases} \mu = 4.3487 \\ \sigma = 0.0566 \end{cases}$$

Así pues, el error absoluto es:

$$E_{absoluto} = |4.37 - 4.3487| = 0.0213 \text{ mm}$$

Su error relativo es:

$$E_{relativo} = \frac{0.0213}{4.37} \times 100 = 0.49 \%$$

La precisión o fidelidad para el caso dado es 0.2243 mm.

En el gráfico 7 se presenta la Distribución Normal Estándar. Como se puede observar, la precisión anteriormente proporcionada se ve afectada por la existencia de algunos puntos demasiado alejados de la media. Sin embargo, la densidad de esos puntos es mínima. Si se descartasen, se mejoraría el resultado de forma determinante.

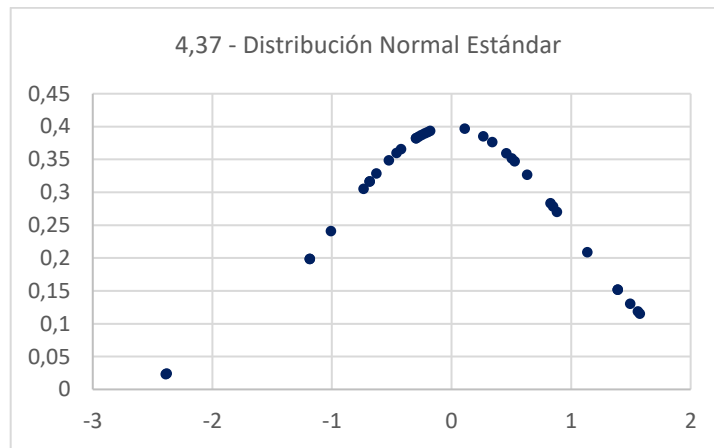


Gráfico 7. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 4.37 mm de diámetro.

El 68 % de los valores medidos se encuentra en el intervalo (4.2921, 4.4053) mm. El 95 % de los valores responde al intervalo (4.2355, 4.4619) mm.

Por último, el error absoluto medio es de 0.0483 mm.

### 8.1.4 Pupilas de 4.55 mm

En el gráfico 8 se presentan las medidas tomadas.

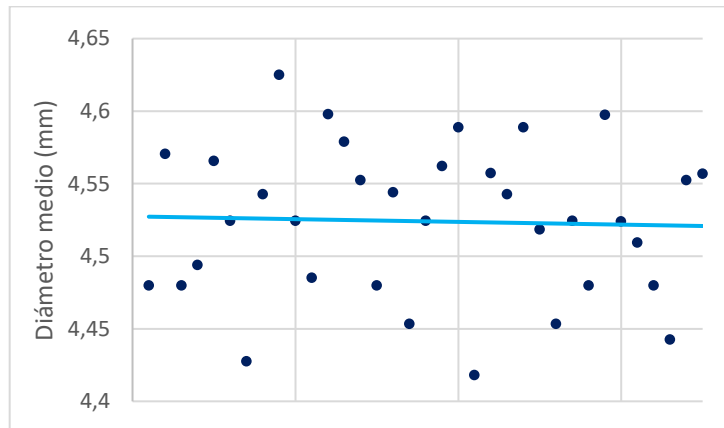


Gráfico 8. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan.

La distribución normal para el conjunto dado responde a los siguientes parámetros de media y desviación estándar:

$$\begin{cases} \mu = 4.5241 \\ \sigma = 0.0521 \end{cases}$$

La exactitud responde al error absoluto entre la media y el valor real:

$$E_{absoluto} = |4.55 - 4.5241| = 0.0259 \text{ mm}$$

Por otro lado, el error relativo será:

$$E_{relativo} = \frac{0.0259}{4.55} \times 100 = 0.57 \%$$

La precisión o fidelidad para el diámetro dado es de 0.2069 mm.

Si se normalizan los valores de las medidas, se halla la Distribución Normal Estándar del gráfico 9.

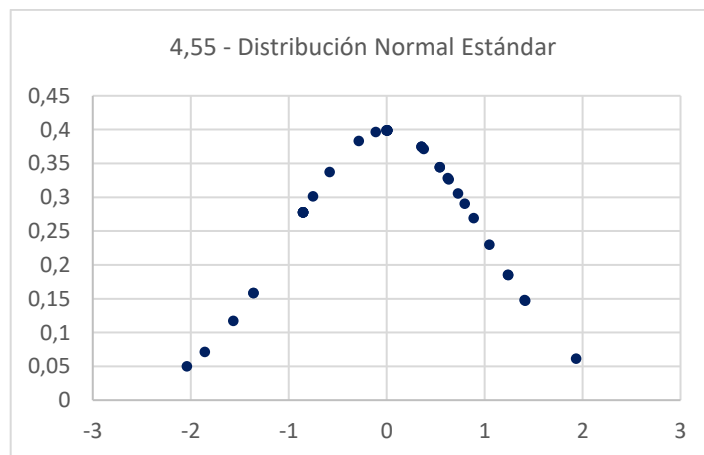


Gráfico 9. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 4.55 mm de diámetro.

De la curva anterior se extrae que hay una mayor concentración de puntos en torno al valor medio. Ahora bien, al igual que en casos anteriores, esa densidad no alcanza el 50 %. Por otro lado, se sabe que el 68 % de las medidas se encuentra contenido en el intervalo (4.4720, 4.5762) mm y que el 95 % responde al intervalo (4.4199, 4.6283) mm.

Por último, se calcula la media de los errores absolutos hallados para cada medida, obteniendo un valor de 0.0455 mm.

### 8.1.5 Pupilas de 5.29 mm

Siguiendo el procedimiento anterior, en el gráfico 10 se presentan las medidas obtenidas.

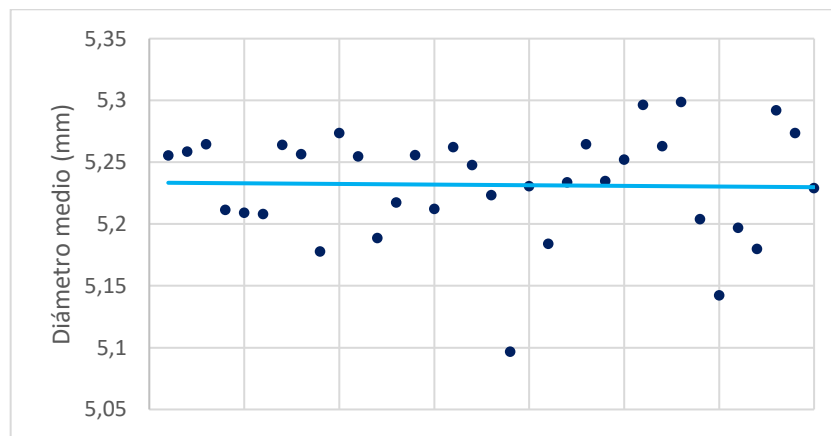


Gráfico 10. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan.

El valor medio del conjunto se presenta junto a la desviación estándar:

$$\begin{cases} \mu = 5.2316 \\ \sigma = 0.0436 \end{cases}$$

Así pues, se puede calcular la exactitud para el caso dado:

$$E_{absoluto} = |5.29 - 5.2316| = 0.0584 \text{ mm}$$

El error relativo será:

$$E_{relativo} = \frac{0.0584}{5.29} \times 100 = 1.10 \%$$

El rango de los valores obtenidos es de 0.2019 mm, luego esa es su precisión.

Normalizando los valores para obtener la Distribución Normal Estándar, se obtiene el gráfico 11.

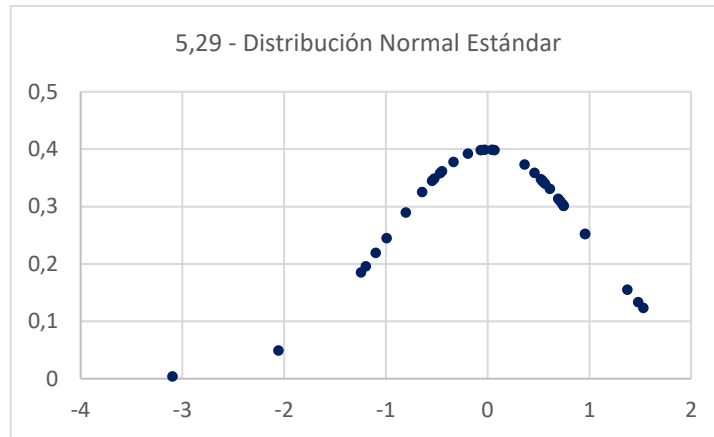


Gráfico 11. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 5.29 mm de diámetro.

De la distribución normalizada se obtiene que el 68 % de las medidas se encuentra contenido en el intervalo (5.188, 5.2752) mm. Análogamente para el 95 % de las medidas con el intervalo (5.1444, 5.3188) mm.

El error absoluto medio para el caso dado es de 0.0514 mm.

### 8.1.6 Pupilas de 6.34 mm

Para terminar, el mismo análisis se realiza para las pupilas de 6.34 mm de diámetro. El conjunto de medidas obtenido es el siguiente:

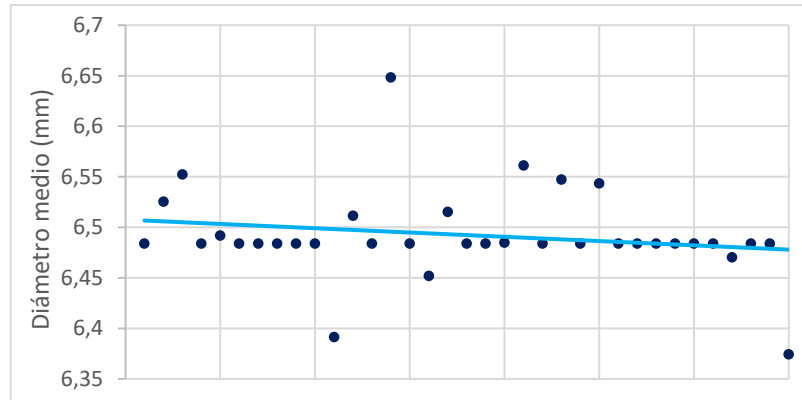


Gráfico 12. Puntos correspondientes al diámetro medido en cada imagen. En azul cian, la recta a la que se aproximan.

Cabe destacar que para las pupilas de 6.34 mm los diámetros medidos tienen menor variabilidad que para los casos anteriores.

Se obtienen los siguientes parámetros para su distribución normal:

$$\begin{cases} \mu = 6.4923 \\ \sigma = 0.0447 \end{cases}$$

Así pues, el error absoluto entre la media hallada y el valor real es el siguiente:

$$E_{absoluto} = |6.34 - 6.4923| = 0.1523 \text{ mm}$$

Por otro lado, el error relativo es:

$$E_{relativo} = \frac{0.1523}{6.34} \times 100 = 2.40 \%$$

La precisión del sistema es de 0.2740 mm.

A continuación, se normalizan los valores y se determina la Distribución Normal Estándar, la cual se ilustra en el gráfico 13.

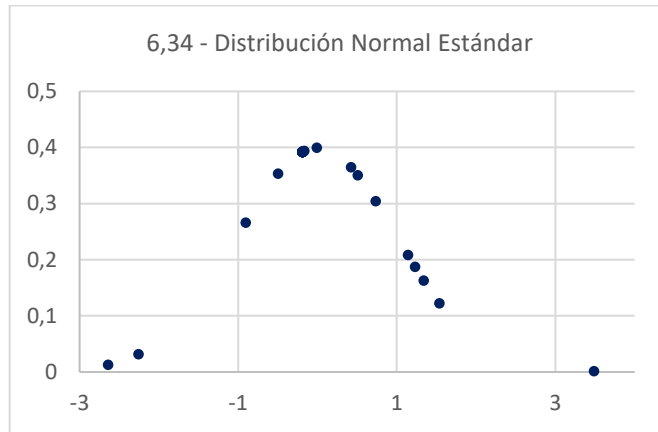


Gráfico 13. Distribución Normal Estándar para el conjunto de medidas de la pupila de 6.34 mm de diámetro.

Así pues, el 68 % de los datos se encuentra en el intervalo (6.4476, 6.5370) mm, mientras que el 95 % responde al intervalo (6.4029, 6.5817) mm.

El error absoluto medio del sistema para el caso dado es de 0.1523 mm.

### 8.1.7 Resumen y conclusiones

En general, los datos obtenidos son los expuestos en la tabla 5. De ella se pueden extraer los parámetros que caracterizan el sistema de medida. En concreto, son dos: el error absoluto medio, que se corresponde con una medida de la exactitud, así como la precisión del sistema.

Tabla 5. Resumen de valores calculados para cada diámetro de pupila de los ojos impresos en 3D. Las unidades están en milímetros.

Diámetro Real	Diámetro medido	Desviación Estándar	Exactitud	Precisión	Error absoluto medio	Error relativo
3.19	3.1718	0.0744	0.0182	0.2650	0.0600	1.8794
3.61	3.4087	0.0793	0.2013	0.3247	0.2013	5.5773
4.37	4.3487	0.0566	0.0213	0.2243	0.0483	1.1048
4.55	4.5241	0.0521	0.0259	0.2069	0.0455	1.0004
5.29	5.2316	0.0436	0.0584	0.2019	0.0514	0.9725
6.34	6.4923	0.0447	0.1523	0.2740	0.1523	2.4022

$$E_{\text{absoluto}_{\text{sistema}}} = 0.0931 \text{ mm}$$

$$\text{Precisión}_{\text{sistema}} = 0.2496 \text{ mm}$$

## 8.2 Ensayos realizados con sujetos

Los ensayos se han realizado sobre una muestra de cuatro personas de entre veinte y treinta años. Si bien esta muestra puede no ser representativa del conjunto de la sociedad, si es suficiente para comprobar la funcionalidad del sistema y alcanzar unas conclusiones preliminares.

Cabe destacar que, previamente a la realización del ensayo, el individuo ha sido habituado a un ambiente de oscuridad durante aproximadamente 10 minutos.

### 8.2.1 Ensayos cubriendo un rango de 0 a 70 luxes

Estos ensayos tienen por objetivo cubrir un rango de iluminancias lo suficientemente amplio como para observar una variación de la pupila desde su límite inferior hasta su límite superior. Se realizan a 20 fps, velocidad suficientemente alta como para apreciar las variaciones.

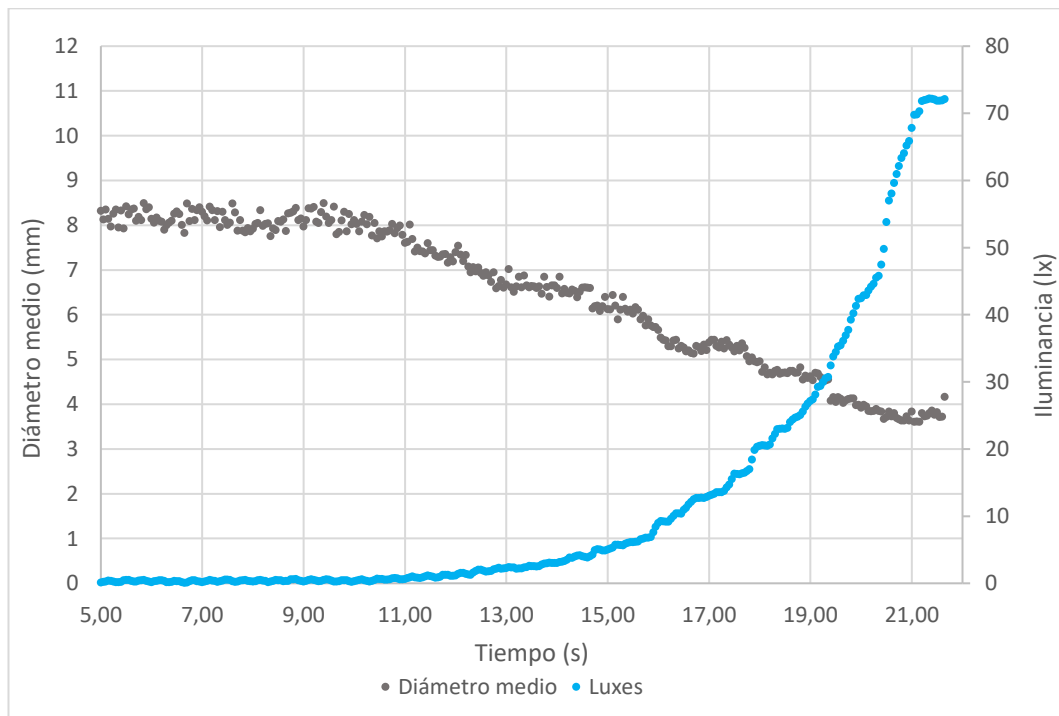


Gráfico 14. Diámetro medio (mm) e iluminancia (lx) representados en un mismo gráfico, junto con el tiempo en segundos. Se muestra solamente el ensayo desde el segundo 5.

En el gráfico 14, se tienen dos ejes verticales: uno de ellos para el diámetro medio de ambos ojos y otro para la iluminancia. En el eje horizontal se tiene el tiempo de duración del ensayo. Como cabe esperar, el diámetro medio disminuye a medida que aumenta la iluminancia. Sin embargo, no lo hace de forma lineal. Por el contrario, en los primeros 20 luxes, la pupila pasa

de tener 8 mm de diámetro a tan solo 4 mm. En el último instante, se somete al individuo a una subida importante del nivel de iluminación. Durante la misma, el diámetro vuelve a disminuir, pero a una velocidad mucho menor que durante los primeros 15 segundos del ensayo.

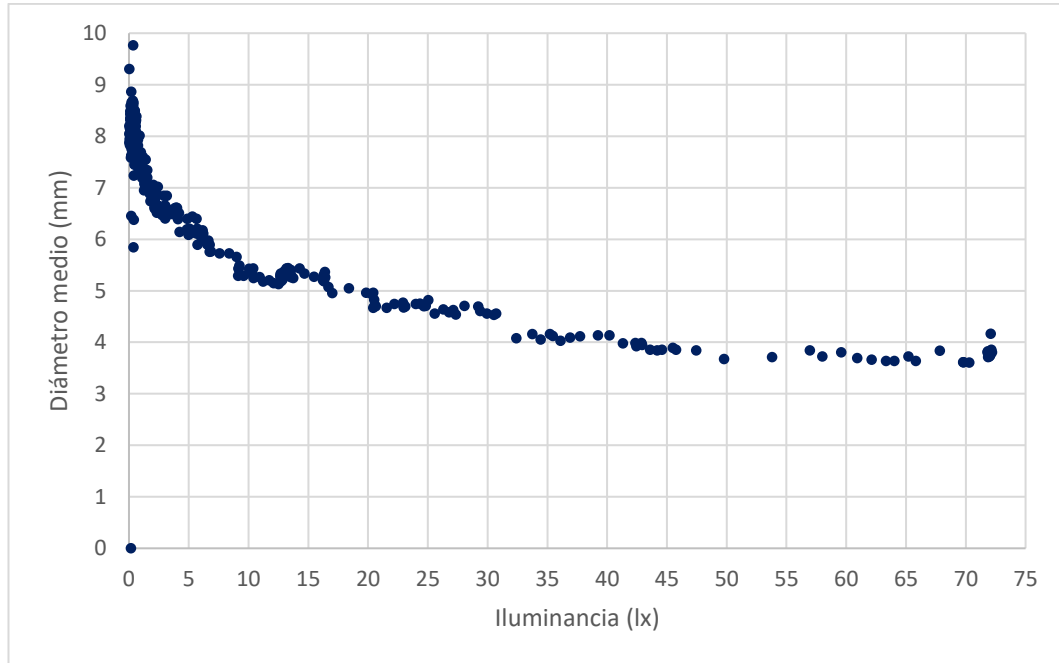


Gráfico 15. Representación del diámetro medio (mm) frente a la iluminancia (lx).

En el gráfico 15 se elimina la presencia de una escala temporal y se reduce el ensayo al análisis del comportamiento pupilar frente a la iluminancia. Es en esta curva donde se observa claramente la no linealidad del diámetro pupilar.

Andrew B. Watson y John I. Yellot publicaron en 2012 un artículo en el que realizaban una recopilación de distintas fórmulas, planteadas en múltiples estudios, a las que responde la pupila (Watson & Yellott, 2012). En las mencionadas fórmulas intervienen varios parámetros. Para el caso dado, se buscan aquellas expresiones que relacionen el diámetro pupilar con la iluminancia. Entre ellas, destaca la publicada por Stanley y Davies en 1995. Su fórmula responde a la siguiente ecuación:

$$D_{SD}(L, a) = 7.75 - 5.75 \left( \frac{\left( \frac{La}{846} \right)^{0.41}}{\left( \frac{La}{846} \right)^{0.41} + 2} \right)$$

Ecuación 32

Donde se relaciona el diámetro ( $D_{SD}$ ), en milímetros, con la luminancia ( $L$ ), medida en  $cd/m^2$  y el área adaptativa ( $A$ ) en grados cuadrados. Así pues, el producto de ambas variables devuelve como unidades  $cd \times deg^2/m^2$ , que,





pasando los grados cuadrados a estereorradianes con la siguiente expresión, se posibilita redefinir la ecuación 32 en función de la iluminancia.

$$1 \text{ deg}^2 = \left(\frac{\pi}{180}\right)^2 \text{ sr}$$

*Ecuación 33*

Dado que los luxes verifican la ecuación 33:

$$1 \text{ lx} = 1 \text{ sr} \frac{\text{cd}}{\text{m}^2}$$

*Ecuación 34*

Se tiene:

$$1 \text{ lx} = \left(\frac{180}{\pi}\right)^2 \text{ deg}^2 \frac{\text{cd}}{\text{m}^2}$$

*Ecuación 35*

De este modo, la ecuación que planteaban en el artículo Stanley y Davies puede expresarse en función de la iluminancia como:

$$D_{SD}(lx) = 7.75 - 5.75 \left( \frac{\left(k \frac{lx}{846}\right)^{0.41}}{\left(k \frac{lx}{846}\right)^{0.41} + 2} \right)$$

*Ecuación 36*

Donde lx es la iluminancia y k obedece a la siguiente expresión:

$$k = \left(\frac{180}{\pi}\right)^2$$

*Ecuación 37*

Dada la ecuación 36, se construye el gráfico 16. Su eje horizontal se corresponde con la iluminancia, mientras que su eje vertical es el diámetro medio. Como se puede observar, las similitudes entre la curva del citado gráfico y la curva del gráfico 15 son indiscutibles. Al igual que ocurría en el ensayo realizado, al alcanzar una iluminancia de 20 luxes, la pupila ha disminuido hasta 4 mm su diámetro.

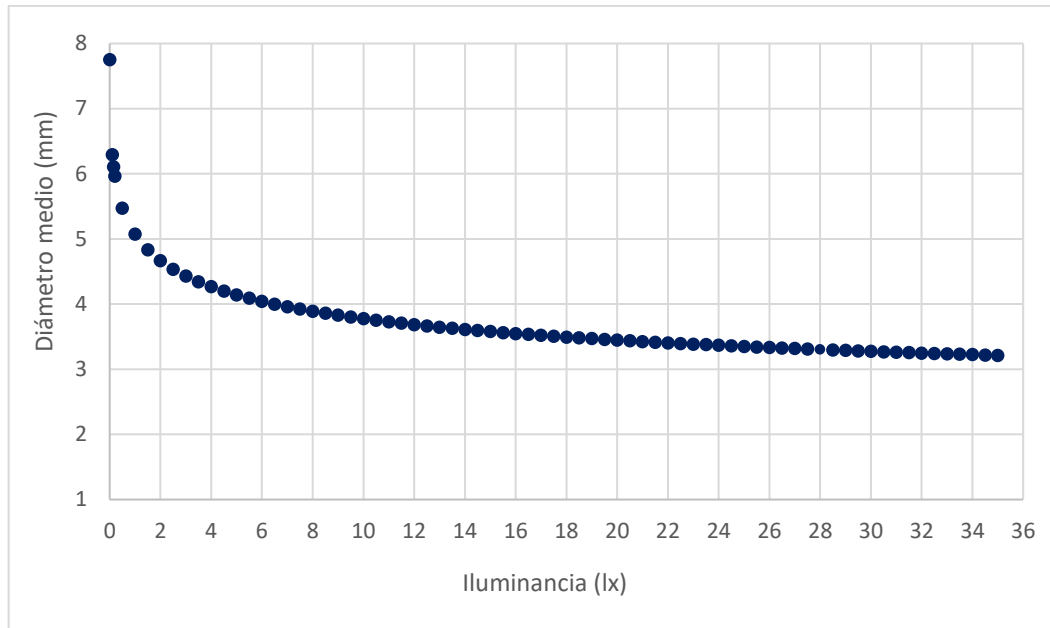


Gráfico 16. Diámetro pupilar frente a iluminancia según la fórmula propuesta por Stanley y Davies en 1995.

Esta misma comparación se puede realizar empleando la fórmula unificada que presentan Andrew B. Watson y John I. Yellot en su estudio y que responde a la siguiente ecuación:

$$D_u(L, a, y, y_o, e) = D_{SD}(LM(e), a) + A(L, a, y, y_o, e)$$

Ecuación 38

Donde se relaciona el diámetro con la luminancia (L), el área de campo (a), el número de ojos (e), la edad del individuo (y), y un parámetro de edad estimada ( $y_o$ ). Todos los parámetros en unidades del sistema internacional. Además, se indica:

$$\begin{cases} M(e) = 0.1 \text{ si } e = 1 \\ M(e) = 1 \text{ si } e = 2 \end{cases}$$

Ecuación 39

$$y_o = 28.58$$

Ecuación 40

Así pues, se puede obtener la curva del gráfico 17. En el eje horizontal se alcanzan los 75 luxes, para poder comparar los datos obtenidos de la totalidad del ensayo.

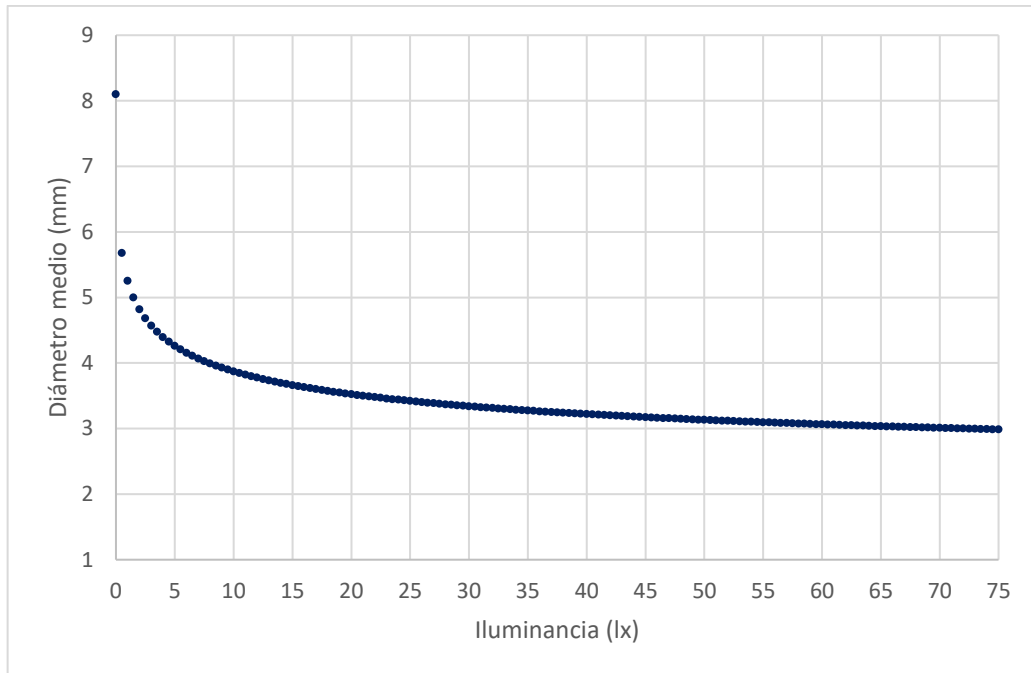


Gráfico 17. Diámetro pupilar frente a iluminancia según la fórmula unificada propuesta por Watson y Yellot en 2012.

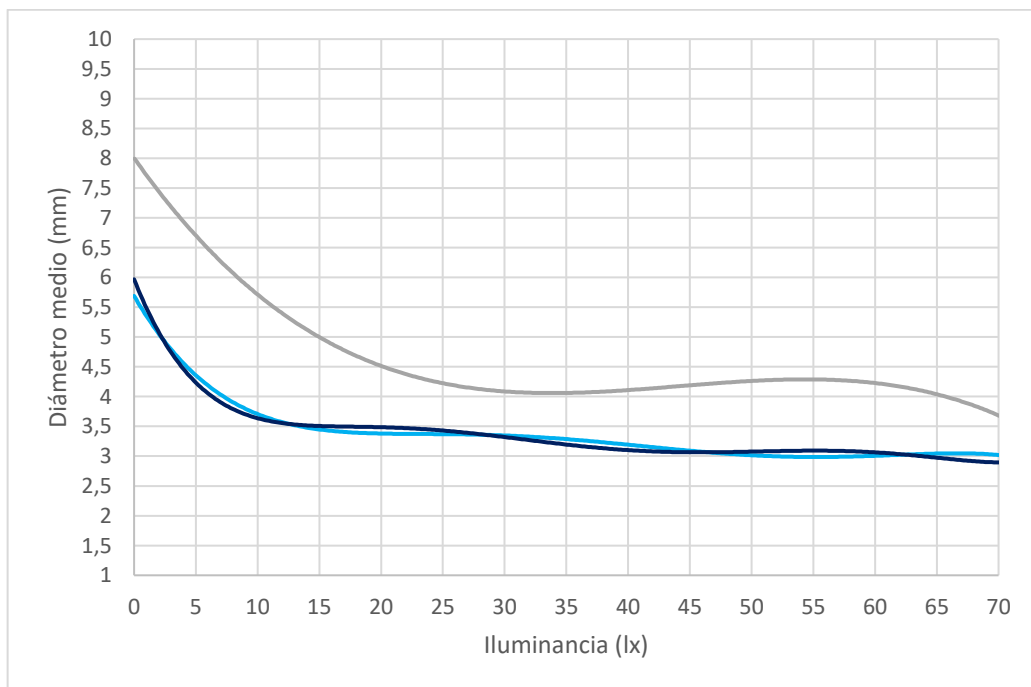


Gráfico 18. En gris, el ensayo realizado, en azul oscuro, la fórmula unificada propuesta por Watson y Yellot y en azul cian, la fórmula propuesta por Stanley y Davies. Las curvas son líneas de tendencia polinómicas.

Del gráfico 18 se deduce que el diámetro medio del sujeto objeto de ensayo se encuentra por encima de lo que cabía esperar dados los modelos del estudio propuesto por Watson y Yellot. Esto tiene una explicación. Como se ha mencionado en apartados anteriores, a lo largo de las pruebas se debe

evitar el deslumbramiento del individuo, por lo cual, el haz de luz no incide directamente sobre la córnea del mismo. Esto deriva en una menor contracción de las pupilas del sujeto para la misma iluminancia, pues el individuo se ve afectado por las variaciones del nivel de luz de forma indirecta.

### 8.2.2 Ensayos cubriendo un rango de 0 a 30 luxes.

Al igual que en el caso anterior, se realiza un ensayo con una frecuencia de adquisición de 20 fps. Ahora bien, el rango de iluminancias queda limitado de forma que no se superan los 30 luxes. Así, se puede observar el ojo en condiciones de penumbra.

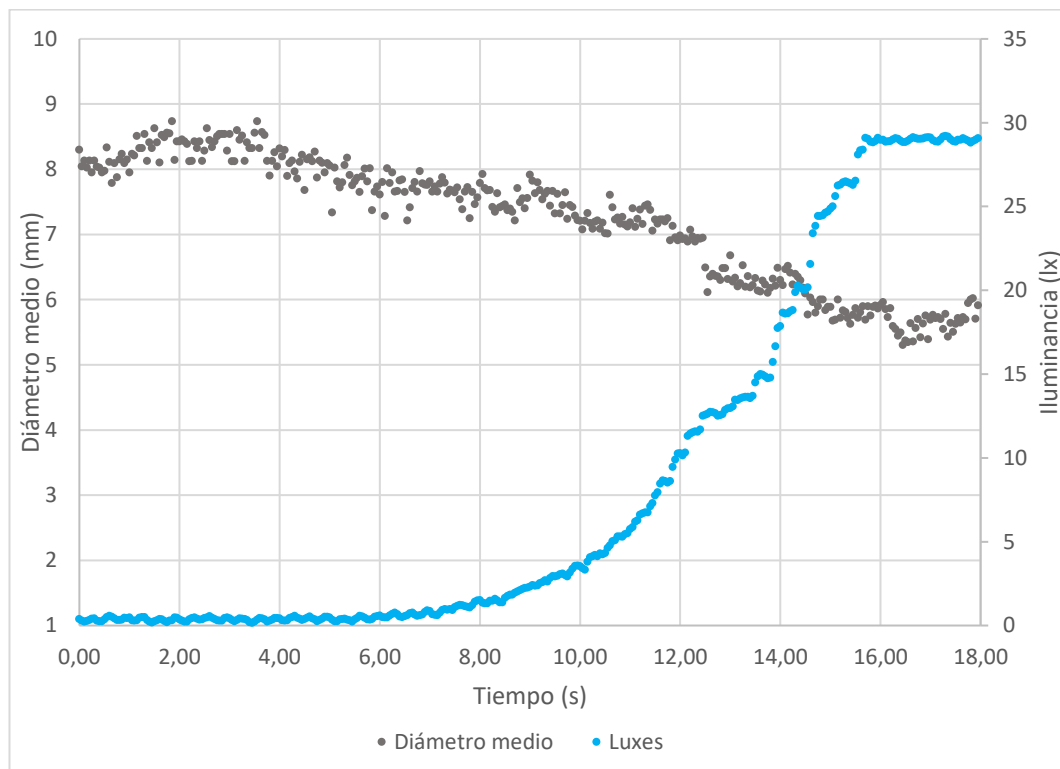


Gráfico 19. Diámetro medio (mm) e iluminancia (lx) representados en un mismo gráfico, junto con el tiempo en segundos.

En el gráfico 19 se observa cómo, al igual que ocurría en el caso anterior, el diámetro desciende hasta aproximadamente 4 mm en los primeros 20 luxes.

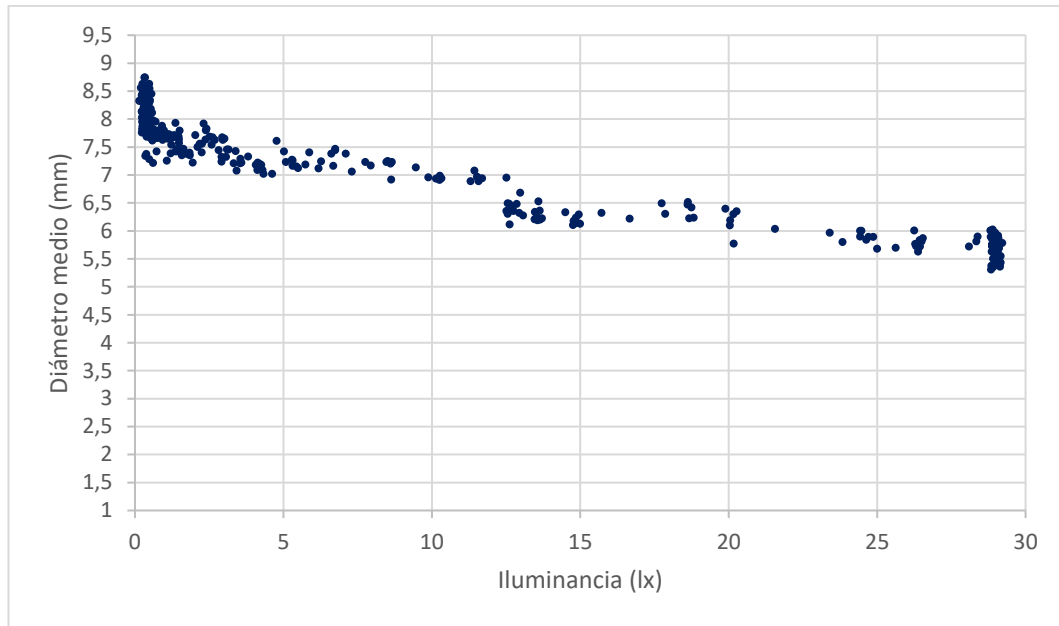


Gráfico 20. Representación del diámetro medio (mm) frente a la iluminancia (lx).

En el gráfico 20, se representa el diámetro pupilar como una función del nivel de iluminación. La curva se asemeja de forma satisfactoria a la del gráfico 15.

### 8.2.3 Ensayos cubriendo un rango de 0 a 15 luxes y viceversa

A diferencia de los anteriores, estos ensayos se caracterizan porque el rango de iluminancias en el que se trabaja es reducido, no superando los 20 luxes. Además, en un mismo ensayo se realiza una subida y una bajada de la iluminancia, lo cual permite observar el comportamiento pupilar en un ciclo completo. De nuevo, la frecuencia de adquisición es de 20 Hz. El resultado es el mostrado en el gráfico 21.

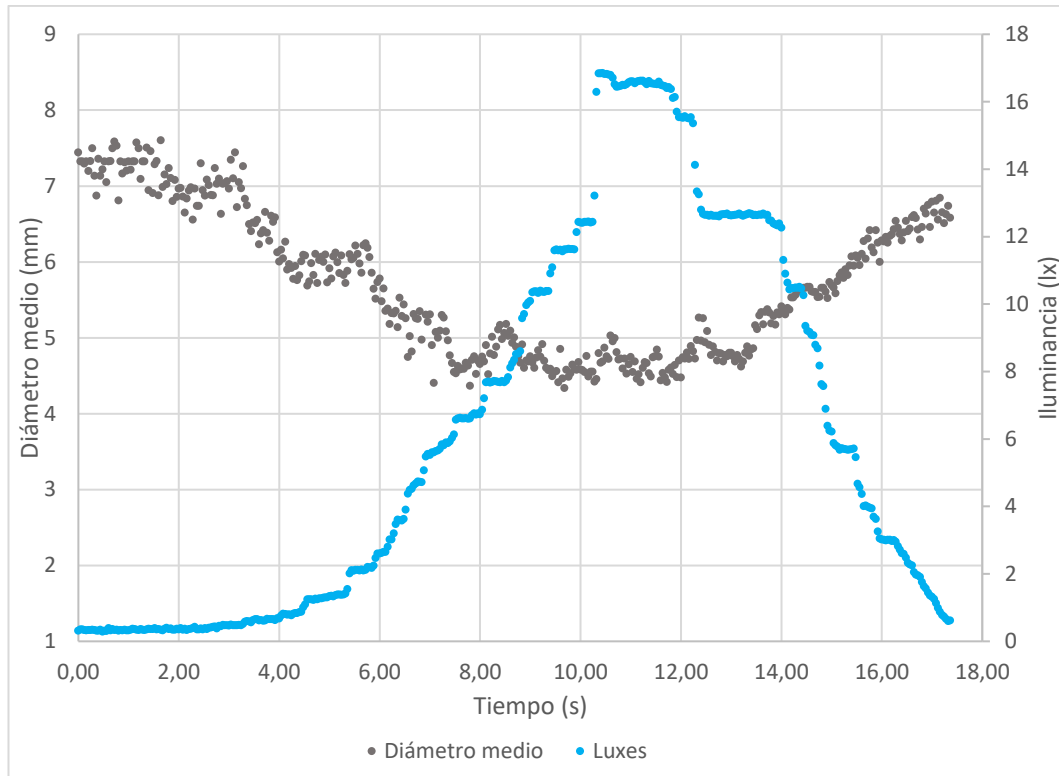


Gráfico 21. Diámetro medio (m) e iluminancia (lx) representados en un mismo gráfico, junto con el tiempo en segundos.

Al igual que ocurría en los ensayos anteriores, el comportamiento pone de manifiesto la no linealidad del diámetro pupilar ante las variaciones de iluminancia. Si se divide el ensayo en una primera parte hasta el segundo 10, en la cual el nivel de iluminación aumenta, y una segunda parte a partir del mismo, en la cual, el nivel de iluminación se vuelve a disminuir, se puede observar cierta simetría. Es decir, de forma aproximada, el comportamiento es similar para ensayos de iluminancia ascendentes y descendentes.

En los gráficos 22 y 23 se presentan las dos mitades del ensayo. En su interior se ha representado también la línea de tendencia polinómica de grado 4 junto a su ecuación correspondiente. Cabe destacar que, inicialmente, la contracción se produce mucho más rápido que la dilatación. Este hecho coincide con lo publicado por C.J.K Ellis (Ellis, 1981), pues aunque sus estudios se realizaron para un pulso de luz, tal y como se ilustra en las figuras 3 y 4, la velocidad de contracción es mayor que la de dilatación.

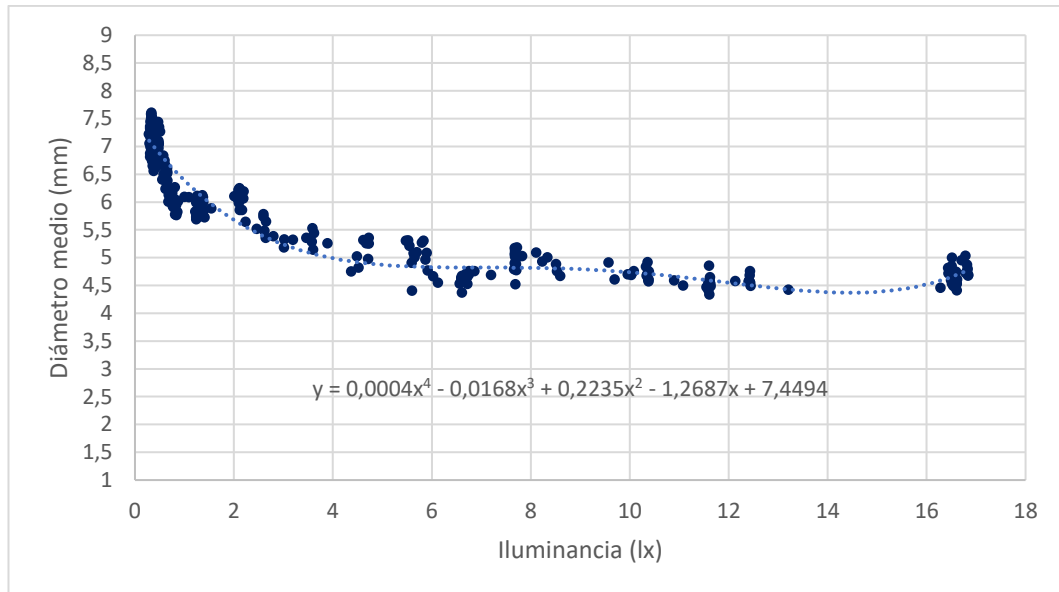


Gráfico 22. Representación del diámetro pupilar (mm) frente a la iluminancia (lx) durante la mitad ascendente (primera) del ensayo.

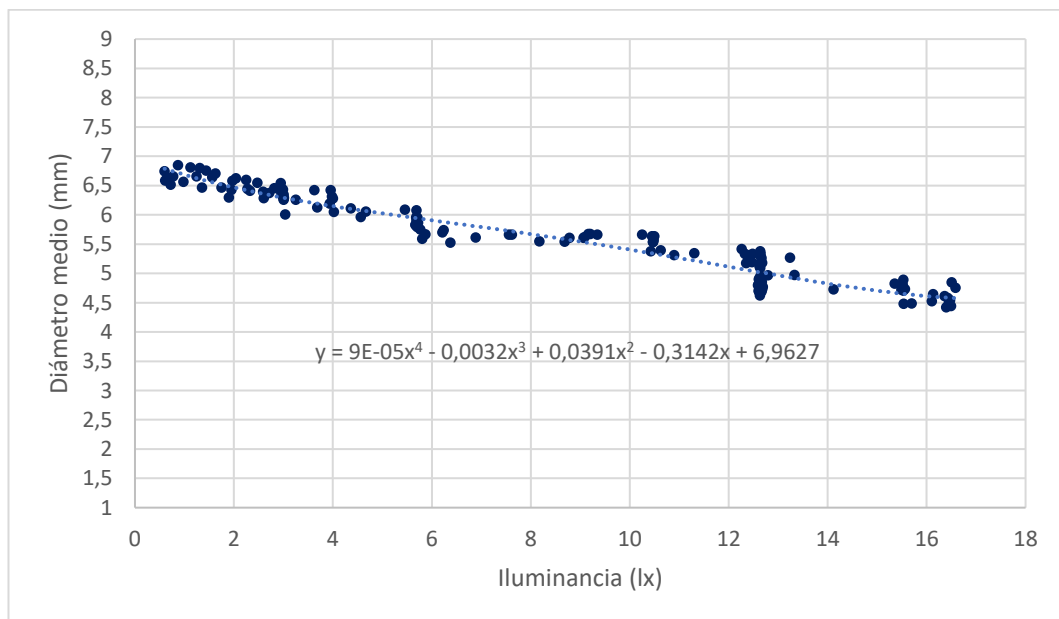


Gráfico 23. Representación del diámetro pupilar (mm) frente a la iluminancia (lx) durante la mitad descendente (segunda) del ensayo.

#### 8.2.4 Ensayos sometiendo al sujeto a un pulso de luz positivo

Por último y para observar la reacción de la pupila en tiempos cortos, se realizan ensayos sometiendo al individuo a un pico de luz de hasta 70 luxes de duración mínima. Para no perder detalles en la variación del diámetro, la adquisición en estas pruebas se eleva hasta 70 fps, luego la duración de las mismas, con el fin de evitar altos costes computacionales, no supera los 3 segundos. El resultado de los ensayos se muestra en el gráfico 24.

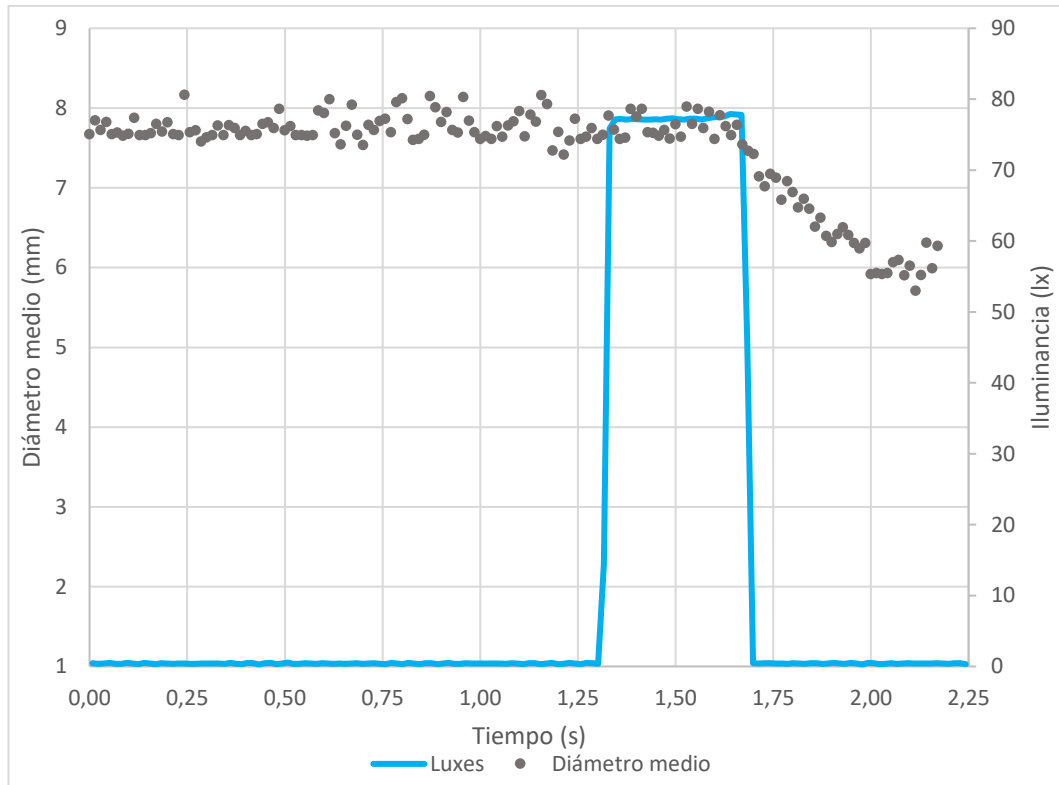


Gráfico 24. Diámetro medio (mm) e iluminancia (lx) representados en un mismo gráfico, junto con el tiempo en segundos.

Al contrario que los anteriores, este ensayo tiene interés para comprender la reacción de la pupila desde el punto de vista temporal. Del gráfico 24 se deduce que existe cierto tiempo de respuesta de aproximadamente 0,5 segundos, pues el diámetro pupilar comienza a disminuir una vez ha finalizado el pico de iluminancia. Posteriormente, mantiene una tendencia descendente hasta pasados, aproximadamente, 0,25 segundos, pues es en el segundo 2, en el que se estabiliza y comienza a recuperar su tamaño inicial. Además, de este ensayo se extrae que, inicialmente, tan solo durante las primeras décimas de segundo, el comportamiento de la miosis es lineal.

Desde el punto de vista de la velocidad, la alcanzada durante la contracción tras el pico es de aproximadamente 4 mm/s, dentro del rango establecido en la figura 3.





## 9 CONCLUSIONES

Atendiendo a los objetivos del presente proyecto, se exponen, a continuación, las conclusiones:

En primer lugar, cabe decir que se ha llevado a cabo un sistema de medida del diámetro pupilar lo suficientemente funcional como para observar las variaciones del diámetro ante los cambios en la iluminancia. En concreto, de acuerdo con lo analizado, el pupilómetro posee una precisión de, aproximadamente, 0.25 mm, es decir, se necesita una modificación del diámetro de al menos el mencionado valor para poder ser detectada. Su exactitud es de 0.09 mm.

Por otro lado, siguiendo las especificaciones del IOBA y de forma racional con lo expuesto a lo largo del presente proyecto, se ha diseñado un experimento que permite variar el ángulo con el que el haz de luz incide sobre el ojo del sujeto objeto del ensayo. Como parte del mismo, se obtienen, de forma simultánea, las adquisiciones de valores de iluminancia y de valores diametrales, con el fin de establecer una correspondencia entre ambos.

Por último, se han procesado los datos extraídos de los ensayos realizados y se han deducido resultados preliminares acerca del comportamiento pupilar que sirven de punto de partida para un desarrollo posterior. En concreto, se ha determinado que, con un ángulo de incisión sobre el ojo de entre 40 y 50 grados, es necesario, partiendo de la oscuridad, un rango mayor de 70 luxes para alcanzar los límites superior e inferior del diámetro pupilar. Posteriormente, se ha deducido que la pupila no reacciona de forma lineal ante los cambios en la iluminancia. También se ha constatado que la pupila puede alcanzar una velocidad de modificación de su diámetro de hasta 4 mm/s y que, ante un pulso de luz, inicialmente, durante las primeras décimas de segundo, se comporta de forma lineal. Asimismo, se ha calculado el tiempo de respuesta del reflejo pupilar ante una variación brusca de la iluminancia, siendo este de aproximadamente medio segundo. Por último, se han comparado los resultados expuestos con los extraídos de estudios reconocidos, permitiendo así la validación de lo realizado.





## 10 LÍNEAS FUTURAS

A modo de finalización, en este apartado se da un punto de partida para las líneas futuras del presente proyecto.

Relacionado con el sistema de medida del diámetro pupilar realizado, tendría sentido desarrollar, partiendo del software llevado a cabo, una nueva implementación que permitiese detectar las posibles elipses en las que se convierte la pupila al cesar la perpendicularidad entre la línea de visión del sujeto y el plano de la cámara. Por otro lado, una automatización del software para evitar la intervención humana también supondría un gran avance, pues permitiría incluir el conjunto en vehículos u otros sistemas autónomos.

Por último, desde el punto de vista del experimento completo, sería sencillo integrar todo lo realizado en un solo programa desde el cual, haciendo uso de nuevas tarjetas de adquisición y salida de datos, se pudiesen controlar tanto los programas desarrollados como el control de la iluminancia.





## BIBLIOGRAFÍA

- American Academy of Ophthalmology. (2019). Fovea - American Academy of Ophthalmology. Recuperado 7 de junio de 2019, de <http://cort.as/-JlI3>
- Apuntes de Visión Artificial*. (2017).
- Barbur, J. L., & Stockman, A. (2010). Photopic, Mesopic and Scotopic Vision and Changes in Visual Performance. *Encyclopedia of the Eye*.
- Basler. (2017). *Basler ace user's manual for camera link* (Vol. 000).
- Basler ace acA2440-75um. (2019). Recuperado 5 de marzo de 2019, de <http://cort.as/-ION1>
- Cabrera-Mino, C., Shinnick, M. A., & Moye, S. (2019). Task-Evoked Pupillary Responses in Nursing Simulation as an Indicator of Stress and Cognitive Load. *Clinical Simulation in Nursing*, 31, 21-27. <https://doi.org/10.1016/j.ecns.2019.03.009>
- Canny, J. (1986). A Computational Approach to Edge Detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. <https://doi.org/0162-8828/86/1100-0679>
- Corrons, A., Campos, J., Melgosa, M., & Comité Español de Iluminación. (2013). Principios básicos de la iluminación. En *El libro blanco de la iluminación* (Primera). Editorial MIC.
- Ellis, C. J. K. (1981). The pupillary light reflex in normal subjects. *British Journal of Ophthalmology*, 754-759.
- Gavas, R., Chatterjee, D., & Sinha, A. (2017). Estimation of cognitive load based on the pupil size dilation. *2017 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, SMC 2017, 2017-Janua*, 1499-1504. <https://doi.org/10.1109/SMC.2017.8122826>
- Gonzalez, R., Woods, R., & Eddins, S. (2004). *Digital Image Processing using Matlab* (Primera). Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (1996). *Tratado de Fisiología Médica* (Novena). Madrid: McGraw-Hill Interamericana.
- Hough, P. (1962). *Patent N.º 3069654*. Estados Unidos de América.
- iMotions: Biometric Research, Simplified. (2005). Recuperado 4 de mayo de 2019, de <https://imotions.com/>
- Mashige, K. P. (2016). A review of corneal diameter, curvature and thickness values and influencing factors\*. *African Vision and Eye Health*, 72(4), 185-194. <https://doi.org/10.4102/aveh.v72i4.58>
- Murray, R. B., Adler, M. W., & Korczyn, A. D. (1983). The pupillary effects of oploids. *Life Sciences*, 33(6), 495-509. [https://doi.org/10.1016/0024-3205\(83\)90123-6](https://doi.org/10.1016/0024-3205(83)90123-6)
- National Instruments. (2012a). *Datasheet NI-9215*.
- National Instruments. (2012b). *Getting Started Guide NI-9215*.



- National Instruments. (2013). *NI cDAQ-9174*. Recuperado de <http://cort.as/-JIJK>
- Parker, J. (1997). Algorithms for Image Processing and Computer Vision. En *Algorithms for Image Processing and Computer Vision* (Primera). New York, NY: Schowalter, Katherine.
- Perkins, E. S., & Davson, H. (2018). Human Eye. En *Encyclopædia Britannica*. Recuperado de <https://www.britannica.com/science/human-eye>
- Puell, M. C. (2006). *Óptica Fisiológica: el sistema óptico del ojo y la visión binocular* (Edición Di). Madrid: Universidad Complutense de Madrid.
- Sa, A., Caballer, F., Sierra, C., Sanjuán, E., Ballbé, J., Ruíz, J. L., ... Comité Español de Iluminación. (2013). Proyecto, cálculos y mediciones de iluminación. En *El libro blanco de la iluminación*. Editorial MIC.
- Semmlow, J. L., & Dawg, C. C. (1977). A Simulation Model of the Human Pupil light Reflex. *Mathematical Biosciences*, 24(1911), 5-24.
- Sony. (2017). *Sony IMX250*.
- Villa, C., & Santodomingo, J. (2003). La córnea. Parte I Estructura, función y anatomía microscópica. *Gaceta de Optometría y Óptica Oftálmica*.
- Watson, A. B., & Yellott, J. I. (2012). A unified formula for light-adapted pupil size. *Journal of Vision*, 12(10), 12-12. <https://doi.org/10.1167/12.10.12>



## ANEXOS

### ÍNDICE DE ANEXOS

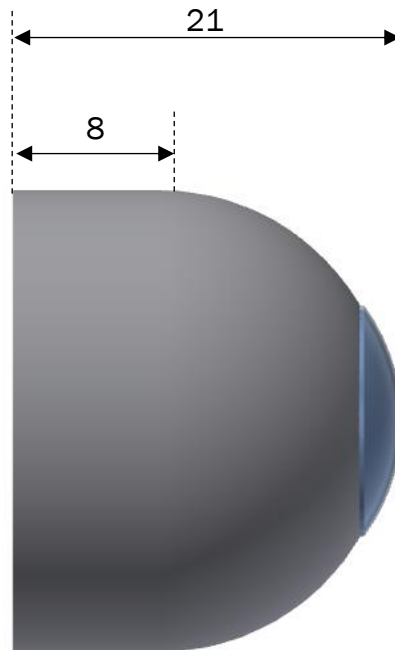
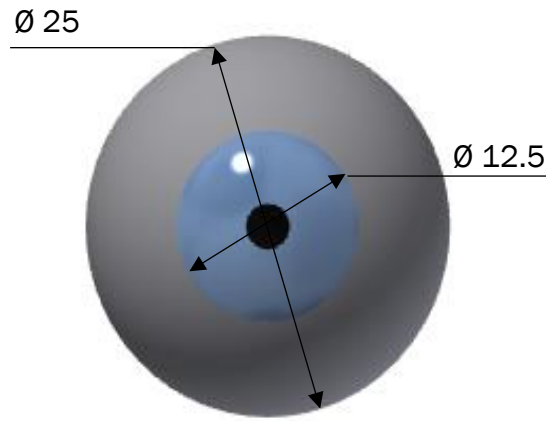
Anexo I: esquema con las dimensiones de los ojos impresos en 3D.....	I
Anexo II: Diagrama de bloques del programa de adquisición del luxómetro.....	III
Anexo III: interfaz del programa de adquisición del luxómetro.....	V
Anexo IV: esquema con las dimensiones de la estructura diseñada para los ensayos.....	VII





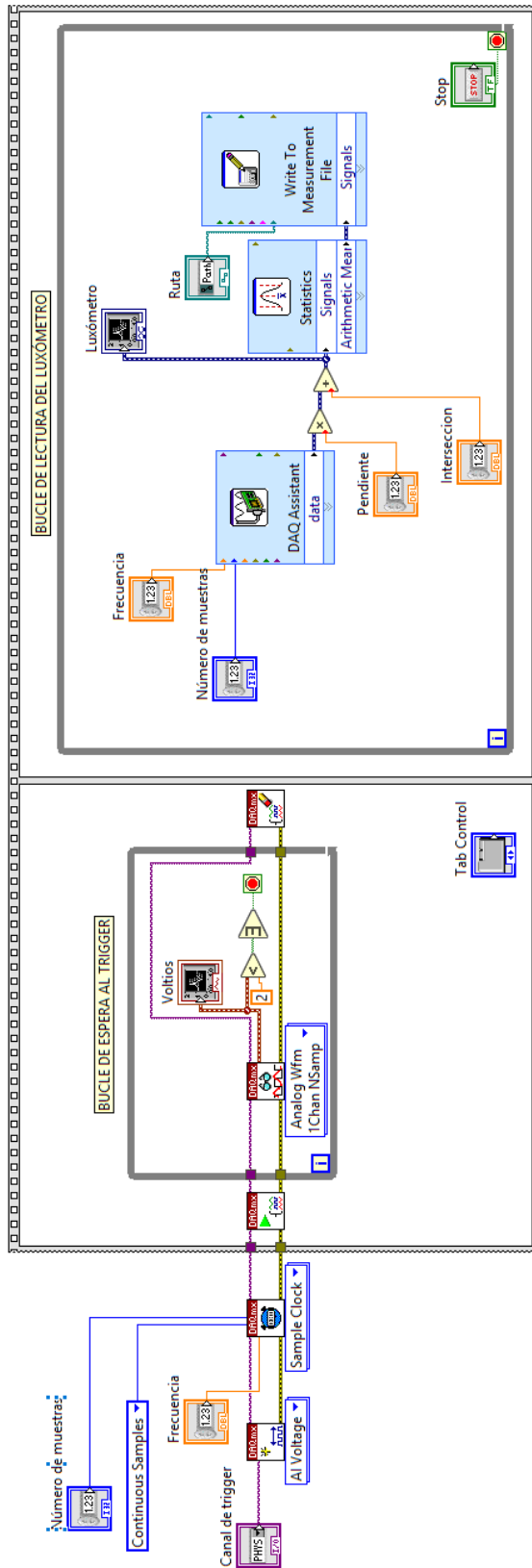


### Anexo I: esquema con las dimensiones de los ojos impresos en 3D





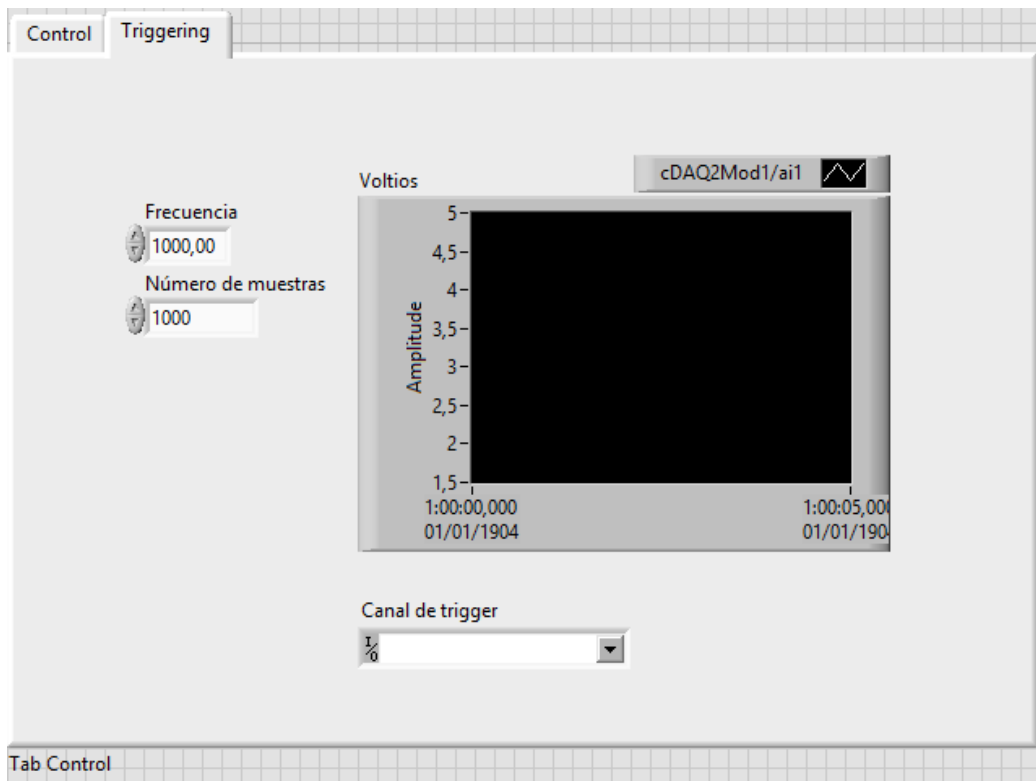
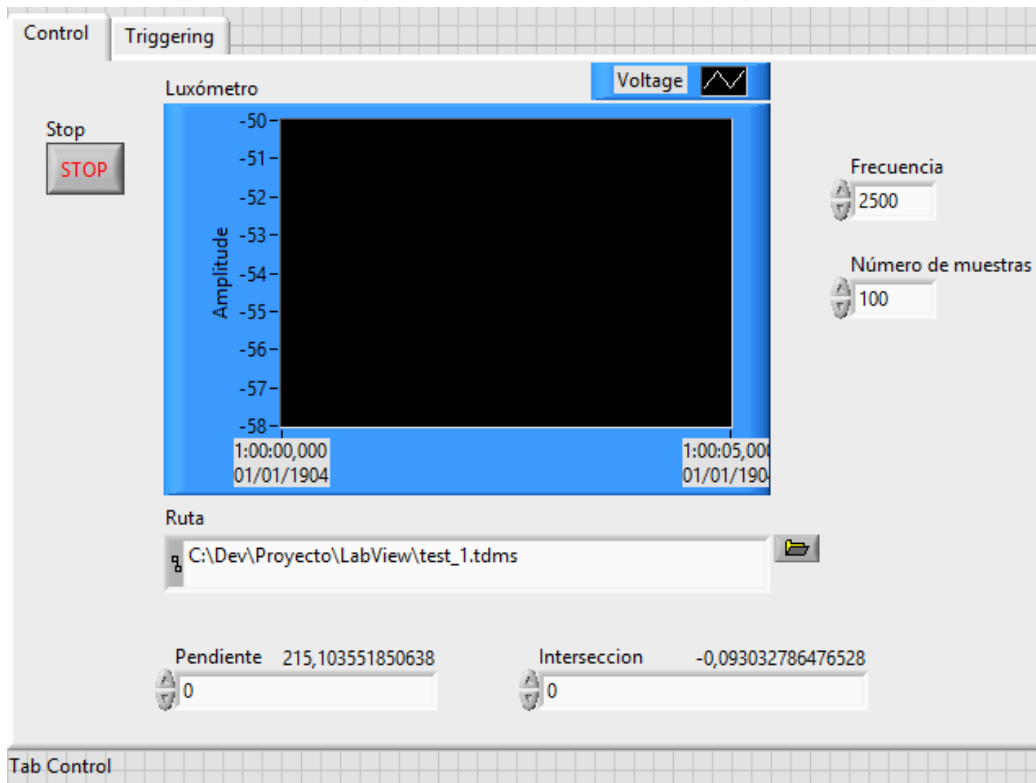
## Anexo II: Diagrama de bloques del programa de adquisición del luxómetro







### Anexo III: interfaz del programa de adquisición del luxómetro





Anexo IV: esquema con las dimensiones de la estructura diseñada para los ensayos

