

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LA REACTIVIDAD PUPILAR A TRAVÉS DE VISIÓN ARTIFICIAL



GRUPO DE ÓPTICA Y TRATAMIENTO DE SEÑALES



GRUPO DE INVESTIGACIÓN EN CONTROL, ELECTRÓNICA, MODELADO Y SIMULACIÓN

**JUAN CAMILO AVENDAÑO DÍAZ
FABIÁN NÚÑEZ LARROTTA**



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FISCO-MECANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES (E3T)
BUCARAMANGA**

2012



**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LA
REACTIVIDAD PUPILAR A TRAVÉS DE VISIÓN ARTIFICIAL**

**JUAN CAMILO AVENDAÑO DÍAZ
FABIÁN NÚÑEZ LARROTTA**

**Trabajo de Grado para optar por el título de
Ingeniero Electrónico**

Director

**JAIME G. BARRERO PEREZ
Magister en Ingeniería Eléctrica**

Codirector

**ARTURO PLATA GÓMEZ
PhD. Ciencias del Ingeniero (Óptica)**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERIAS FISICO-MECANICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE
TELECOMUNICACIONES (E3T)
BUCARAMANGA**

2012

Quidquid latine dictum sit, altum videtur...

... Nunc est bibendum

AGRADECIMIENTOS

A mis padres y hermana por todo lo que me han dado.

A mi familia y amigos, por su apoyo incondicional y las experiencias compartidas.

A la familia Núñez Larrotta, especialmente a Don Fidel Núñez, por su apoyo y colaboración.

A los profesores Jaime Barrero y Arturo Plata, Director y Codirector del proyecto respectivamente, por su tiempo, conocimientos y sabios consejos a nivel personal y profesional.

Al Doctor Carlos Conde y los integrantes del grupo de Neurociencias y Comportamiento, por su guía, apoyo y enseñanzas durante este proceso.

A los integrantes del Grupo de Óptica y Tratamiento de Señales, por recibirnos siempre de la mejor manera en sus instalaciones.

A cada una de las personas que contribuyeron en mi formación académica y personal y aquellas que de una u otra forma contribuyeron con este proyecto.

Y finalmente, a Dios... Él sabe por qué!

Juan Camilo Avendaño Díaz

Mayo de 2012

AGRADECIMIENTOS

A Dios, por su compañía en este camino.

A mis padres y hermanos por quienes hoy soy lo que soy.

A mi papá por su apoyo y sabiduría, ingeniero vital en el desarrollo de este trabajo.

A los profesores Jaime Barrero y Arturo Plata, por sus conocimientos, disposición, aportes y consejos en todos los ámbitos, guías en el desarrollo de este trabajo.

Al Doctor Carlos Conde por su motivación y confianza para realizar este proyecto.

A Paola que siempre se convierte en una voz de aliento en los momentos difíciles.

A mis amigos que se encuentran a mi lado brindándome momentos agradables, gracias por su incondicionalidad y apoyo en todo momento.

A mis maestros.

A todos los que en el día a día hicieron esto posible.

A mi compañero de trabajo Juan Camilo Avendaño por su paciencia, confianza y apoyo en este proceso.

Fabián Núñez Larrotta

Mayo del 2012

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	22
1. APECTOS MÉDICOS	25
1.1 ESTRUCTURA DEL OJO HUMANO	25
1.2 LA PUPILA	26
1.3 NEUROCIENCIA Y PSICOFISIOLOGÍA	27
1.4 REACTIVIDAD PUPILAR Y COMPORTAMIENTO	28
1.4.1 Tamaño pupilar y fatiga	28
1.4.2 Respuesta al dolor	29
1.4.3 Percepción del nivel de dificultad	29
1.4.4 Probabilidad de estímulos	30
1.4.5 Estímulos, valor afectivo y su relación con el tamaño pupilar	30
1.4.6 Palabras afectivas y respuesta pupilar	31
1.4.7 Estímulos negativos	31
1.4.8 Actitudes y variaciones pupilares asociadas	31
1.4.9 Excitación sexual	32
1.4.10 Tamaño pupilar y actividad mental	32
1.4.11 Memoria a corto plazo	33
1.4.12 Procesamiento de información, aprendizaje y tamaño pupilar	34
1.4.13 Aprendizaje	34
1.4.14 Procesamiento de lenguaje	35
1.5 OTRAS APLICACIONES	35
2. PUPILOMETRÍA	37
2.1. ANTECEDENTES	37
2.2. SITUACIÓN ACTUAL	39

3.	VISIÓN ARTIFICIAL Y TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO DE IMÁGENES	44
3.1.	LA IMAGEN DIGITAL	44
3.2.	MEJORA DE IMAGEN	45
3.2.1.	Filtrado Espacial	46
3.2.1.1.	Filtros suavizantes	47
3.2.1.2.	Filtros realzantes	50
3.3.	ANÁLISIS DE IMAGEN	50
3.3.1.	Segmentación	50
3.3.1.1.	Detección de bordes	51
3.3.1.2.	Umbralización	54
3.3.2.	Morfología	56
3.3.2.1.	Dilatación y erosión	56
3.3.2.2.	Apertura y cierre	58
3.3.2.3.	Cerco convexo	60
4.	DESARROLLO DEL PROYECTO Y PRESENTACIÓN DE RESULTADOS	62
4.1.	SELECCIÓN DE LA CÁMARA E IMPLEMENTACIÓN DEL MONTAJE	63
4.1.1.	Selección de la cámara	63
4.1.2.	Implementación del montaje	68
4.2.	CARACTERIZACIÓN DE LA CÁMARA	69
4.2.1.	Distorsión	70
4.2.2.	Nitidez	72
4.2.3.	Ruido	74
4.3.	CALIBRACIÓN DEL SISTEMA	77

4.4.	APLICACIÓN FINAL	78
4.4.1.	ALGORITMO PARA LA DETECCIÓN DE LA PUPILA	80
4.4.1.1.	Suavizado Morfológico	81
4.4.1.2.	Detección de Bordes con Operadores de Sobel	82
4.4.1.3.	Convolución (Filtro Pasa-altas)	83
4.4.1.4.	Umbralización	84
4.4.1.5.	Cierre y filtrado de partículas	85
4.4.1.6.	Cerco Convexo	87
4.4.1.7.	Detección de Círculos	87
4.4.2.	ALGORITMO PARA LA DETECCIÓN DEL STICKER	88
4.4.2.1.	Umbralización	89
4.4.2.2.	Cierre y filtrado de partículas	90
4.4.2.3.	Cerco Convexo	91
4.4.2.4.	Detección de Círculos	92
4.5.	INCERTIDUMBRE DE LA MEDICIÓN Y VELOCIDAD DE PROCESAMIENTO	92
4.6.	INTERFAZ GRÁFICA Y REPORTE DE RESULTADOS	96
4.6.1.	Interfaz Gráfica	96
4.6.2.	Reporte de Resultados	97
4.7.	PROTOCOLO DE MEDICIÓN Y RECOMENDACIONES	99
	DISCUSIÓN FINAL : CONCLUSIONES, OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES PARA TRABAJOS FUTUROS	102
	BIBLIOGRAFÍA	105
	ANEXOS	108

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Incertidumbre de Medición	95

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Sección transversal del ojo.	25
Figura 2. Patentes registradas hasta la segunda década del siglo XX.a) L.L.Palmer, 1896 b) G.W.Fitz, 1916 c) L.W.Bugbee y E.D.Tillyer, 1918.	38
Figura 3. Pupilómetros actuales.a) Procyon P3000 USBb) Colvard c) NeurOptics PLR-200	42
Figura 4. Productos de NeurOptics. a) Pupilómetro patentado en Agosto de 2010 por L.Stark y NeurOptics. b) Imagen mostrada por el pupilómetro PLR-200 de NeurOptics.	43
Figura 5. Representación matricial y sistema de coordenadas en una imagen digital [8].	45
Figura 6. Mecánica del filtrado espacial.	47
Figura 7. Máscaras correspondientes a filtros promediadores	48
Figura 8. Filtrado por mediana con una máscara de 3x3.	49
Figura 9. Imagen con ruido “sal y pimienta” (izquierda) tras la aplicación de un filtro por media (centro) y tras la aplicación de filtrado por mediana (derecha).	49

Figura 10. Región de una imagen. Los subíndices indican los valores de intensidad de los pixels.	52
Figura 11. Operadores de Roberts.	52
Figura 12. Operadores de Prewitt.	53
Figura 13. Operadores de Sobel.	53
Figura 14. Imagen original (arriba), tras detección de bordes utilizando operadores de Sobel (abajo-izquierda), Prewitt (abajo-centro) y Roberts (abajo-derecha).	54
Figura 15. Umbralización: a) imagen original; b) histograma asociado a la imagen; c) segmentación con valor umbral 110; d) segmentación con valor umbral 147; e) segmentación con valor umbral 185.	55
Figura 16. Imagen original (izquierda), imagen original tras dilatación con un elemento de estructura de 3x3 (centro), imagen original tras erosión con un elemento de estructura de 3x3 (derecha). Los <i>pixels</i> añadidos o removidos se encuentran en un gris más claro.	57
Figura 17. Operación de apertura con un elemento de estructura de 3x3.	59
Figura 18. Operación de cierre con un elemento de estructura de 3x3.	59
Figura 19. Conjunto de puntos (izquierda) y su cerco convexo (derecha)	61

Figura 20. Imágenes oculares capturadas a través de: pupilometría convencional tras conversión a escala de grises (izq) y pupilometría infrarroja (der).	64
Figura 21. Cámara WeGenius iSlim321R con tecnología de visión nocturna.	66
Figura 22. Correspondencia entre pixels y longitudes reales tomando imágenes con la cámara a 10 centímetros de distancia.	69
Figura 23. Estructura original de la lámpara de piso utilizada (izq) y montaje final tras las modificaciones realizadas (der).	69
Figura 24. Otra vista del montaje implementado.	70
Figura 25. Plantillas de evaluación (izq) y sus respectivas fotografías tomadas con la Cámara Web <i>GeniusiSlim 321R</i> (der).	71
Figura 26. Distorsión radial: Normal (izq), <i>Barrel</i> (centro), <i>Pincushion</i> (der).	71
Figura 27. Evaluación de la distorsión radial de la lente.	72
Figura 28. Resultado de la evaluación de la nitidez de la imagen.	73
La Figura 29. Imágenes obtenidas: Con la cámara saturada en blanco (der), con el lente de la cámara ocluido (izq).	74
Figura 30. Nivel de gris asociado a pixels aleatorios a lo largo de los 10 segundos de duración del video capturado en condiciones de saturación.	75

Figura 31. Nivel de gris asociado a pixels aleatorios a lo largo de los 10 segundos de duración del video capturado con el lente de la cámara ocluido.	76
Figura 32. Imagen adquirida en la que se visualiza el <i>sticker</i> circular blanco utilizado como patrón de medida.	77
Figura 33. Interfaz de usuario del módulo VisionAssistant	79
Figura 34. Imagen original tras conversión a escala de grises.	80
Figura 35. Figura 4.15 tras suavizado morfológico.	82
Figura 36. Detección de Bordes utilizando los Operadores de Sobel.	82
Figura 37. Máscara de 5x5 utilizada para realzar bordes.	83
Figura 38. Efecto de convolucionar la imagen en la Figura 4.17 con la máscara de la 4.18.	83
Figura 39. Resultado de aplicar el método de umbralización local <i>Background Correction</i>	84
Figura 40. Resultado de realizar el primer filtrado de partículas	85
Figura 41. Resultado de realizar un cierre morfológico seguido de un segundo filtrado de partículas	86
Figura 42. Cerco convexo de la región mostrada en la Figura 4.22.	87
Figura 43. Detección de la circunferencia que rodea la pupila.	88
Figura 44. Resultado de aplicar el método de umbralización local	89

Niblack al ejemplo estudiado.

Figura 45. Filtrado de partículas con hasta 0.03 por ciento del área de la imagen.	90
Figura 46. Cierre y segundo filtrado de partículas.	91
Figura 47. Cerco convexo de la región mostrada en la Figura 4.27.	91
Figura 48. Detección de la circunferencia que rodea el sticker.	92
Figura 49. Modelo para la determinación de la incertidumbre de medida.	94
Figura 50. Interfaz gráfica de la aplicación desarrollada en LabVIEW.	97
Figura 51. Configuración del bloque MS Office Report Express	98
Figura 52. Reporte Generado	99

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A: Diferentes etapas del proceso de detección de la pupila y el <i>sticker</i> de referencia	108

TITULO: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LA REACTIVIDAD PUPILAR A TRAVÉS DE VISIÓN ARTIFICIAL *

AUTORES: Avendaño Díaz, Juan Camilo, y, Núñez Larrotta, Fabián. **

PALABRAS CLAVES: Pupilometría, Visión Artificial, Infrarrojo Cercano, LabVIEW.

RESUMEN

El presente proyecto es resultado del trabajo conjunto de los Grupos CEMOS (Grupo de Investigación en Control, Electrónica, Modelado y Simulación) y GOTS (Grupo de Óptica y Tratamiento de Señales) de la Universidad Industrial de Santander, con el fin de proporcionar al Grupo de Investigación en Neurociencias y Comportamiento de la misma universidad, un sistema pupilométrico, que permita iniciar investigaciones en el área de la psicofisiología.

La psicofisiología estudia la relación entre la actividad fisiológica y los procesos psicológicos en humanos. Dicha actividad fisiológica se suele registrar a partir de procedimientos no invasivos, dentro de los cuales, la variación del diámetro pupilar es una de las medidas más habituales, pues existen evidencias que señalan una posible relación entre diversos aspectos comportamentales y la variación de dicho diámetro.

La medición del tamaño de la pupila o su diámetro es comúnmente señalada como pupilometría e incluye el registro del diámetro pupilar como función del tiempo.

En primera instancia se seleccionó e implementó un sistema para la adquisición de imágenes oculares, teniendo presente que la pupila de un ojo humano puede variar entre los 1.5 y 9 milímetros de diámetro, reaccionando ante estímulos en 0.2 segundos.

Además, la cámara seleccionada para el sistema de adquisición de imágenes se caracterizó, se estableció un protocolo de medición y calibración para el sistema pupilométrico desarrollado y se implementó un algoritmo que permite, a partir de las imágenes oculares obtenidas por el sistema de adquisición, realizar la medición del tamaño pupilar en función del tiempo con una exactitud de $\pm 0.2\text{mm}$.

* Proyecto de Grado

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones (E3T)

Director: Jaime G. Barrero Pérez, Codirector: Arturo Plata Gómez

TITLE: DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A SYSTEM FOR MEASURING PUPIL REACTIVITY USING COMPUTER VISION *

AUTHORS: Avendaño Díaz, Juan Camilo, and, Núñez Larrotta, Fabián. **

KEY WORDS: Pupillometry, Computer Vision, Near Infrared, LabVIEW.

ABSTRACT

This project is the result of collaboration between CEMOS (Research Group in Control, Electronics, Modeling and Simulation) and GOTS (Optics and Signal Processing Research Group) research groups from *Universidad Industrial de Santander*. It has been done in order to provide a pupillometric system to the Neuroscience and Behavior Research Group from the same university. The idea is to allow the beginning of researches in the psychophysiology area.

Psychophysiology studies the relationship between physiological activity and psychological processes in humans. In this area, physiological activity use to be measured using non-invasive procedures. Measuring pupil diameter changes is one of the most common procedures since there is evidence of a possible link between behavioral aspects and pupil diameter variations.

Measuring pupil size or diameter is commonly named as pupillometry and includes measuring pupil diameter as a time function.

First of all, there was selected and implemented an acquisition system, taking into account that pupil diameter varies from 1.5 mm up to 8 or 9 mm, reacting to stimuli in 0.2 seconds.

In addition, the selected camera was characterized, there was established a measurement and calibration protocol and there was implemented an algorithm that measures pupil size through time with an $\pm 0.2\text{mm}$ accuracy.

* Degree work

** Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones (E3T)

Director: Jaime G. Barrero Pérez, Co Director: Arturo Plata Gómez

INTRODUCCIÓN

La palabra pupila se deriva del latín “pupila”, que significa “pequeña niña”, haciendo referencia a los pequeños reflejos de personas que pueden ser vistos cuando se ve a los ojos de otro.[1] Los egipcios por su parte la denominaban “djefet” o niña en los ojos, por razones aparentemente similares.[5] Diversos personajes han hecho referencia a las aperturas pupilares como “ventanas hacia la mente y el alma”, aludiendo que estas eran puntos que llevaban hacia los pensamientos más íntimos de una persona (Joshua Sylvester, 1951 y Guillaume de Salluste).[1]

Independiente de las consideraciones “filosóficas” implícitas en semejante afirmación, en las últimas décadas se han descubierto particularidades interesantes con respecto a la relación existente entre las variaciones pupilares y los cambios de comportamiento en la persona, de allí que la consideración de estas variaciones constituya uno de los factores principales a la hora de realizar estudios en el campo de la Psicofisiología.

De la observación científica de dichas aperturas se conoce que su dilatación o constricción está gobernada por el sistema nervioso autónomo. Dentro de los resultados inicialmente encontrados cabe mencionar que las pupilas se dilatan ante estímulos positivos y se contraen ante estímulos opuestos [1]. Sin embargo, como se apreciará en los párrafos siguientes, resulta de especial interés el estudio del comportamiento pupilar relacionado con el procesamiento de información, percepción, memoria de corto plazo, aprendizaje y comunicación no verbal, así como en el estudio de diversas enfermedades. Los descubrimientos científicos ante fenómenos psicológicos datan de un par de siglos atrás, aunque los avances más significativos se han desarrollado a lo largo de los últimos 50 años.

El Grupo de Investigación en Neurociencias y Comportamiento UIS-UPB de la facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander no es ajeno a los adelantos realizados con respecto a los estudios efectuados en lo referente a la relación existente entre la reactividad pupilar (gobernada por el sistema nervioso central y autónomo) y aspectos del comportamiento humano. Dentro de sus planes está realizar una serie de estudios sobre la respuesta pupilar ante diferentes estímulos, con el fin de caracterizar las relaciones que puedan existir entre el comportamiento de la pupila (variaciones en su diámetro) y cada uno de los estímulos aplicados.

Para ello, el Grupo de Investigación en Neurociencias y Comportamiento necesita un equipo que realice las mediciones, las procese y arroje los resultados respectivos, de forma tal que sus estudios sean validados y se obtengan las conclusiones del caso. Es allí donde hacen su aparición los grupos de investigación CEMOS (Grupo de Investigación en Control, Electrónica, Modelado y Simulación) y GOTS (Grupo de Óptica y Tratamiento de Señales), dando respuesta a esa necesidad, y de ahí la idea de desarrollar un sistema para la medición de las variaciones en la respuesta pupilar (diámetro en función del tiempo). El presente proyecto nace con el ideal de proporcionar a la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander un instrumento que permita iniciar investigaciones en el área de la Psicofisiología.

A continuación se presenta el desarrollo del presente proyecto de grado, titulado DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LA REACTIVIDAD PUPILAR A TRAVÉS DE VISIÓN ARTIFICIAL, el cual tiene como principal meta llegar a la implementación de un sistema que permita realizar la medición del diámetro pupilar en forma dinámica.

Los primeros tres capítulos del presente libro presentan una introducción hacia aspectos médicos de interés, antecedentes y estado del arte de la pupilometría, y

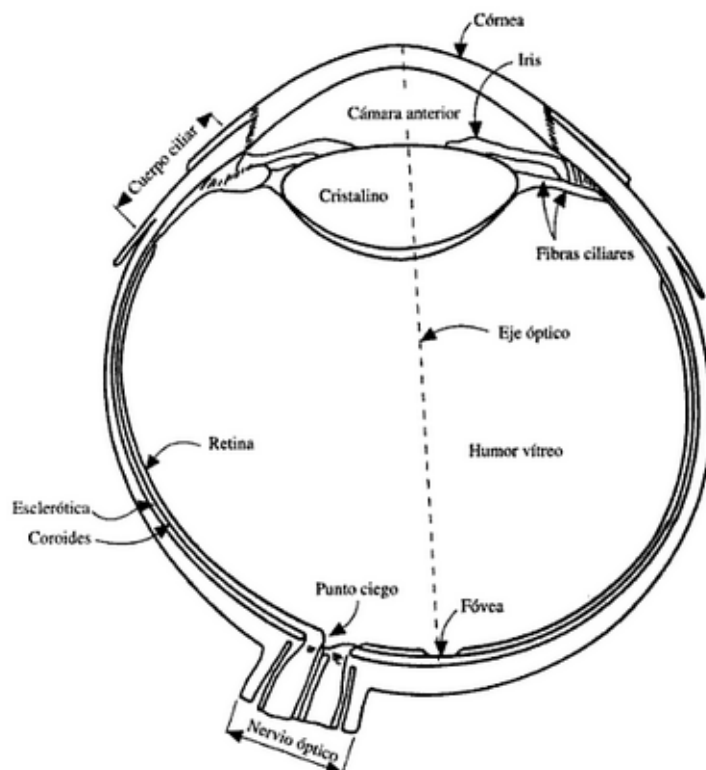
algunas técnicas de procesamiento digital de imágenes importantes en el desarrollo del proyecto. El cuarto capítulo por su parte, expone en detalle las consideraciones y procedimientos realizados con el fin de implementar el instrumento propuesto, el algoritmo desarrollado en *LabVIEW* y los resultados obtenidos.

1. APECTOS MÉDICOS

1.1 ESTRUCTURA DEL OJO HUMANO

En primera instancia se procederá a presentar brevemente la estructura fisiológica básica del ojo humano. La Figura 1 constituye una vista transversal horizontal de dicho órgano. La forma del ojo se aproxima a la de una esfera de un diámetro cercano a los 20mm. Se encuentra rodeado por cuatro membranas, la cornea y la esclerótica (externas), la coroides y la retina. La cornea es un tejido transparente y resistente que cubre la superficie anterior del ojo (frontal). La esclerótica es una prolongación de esta última, que encierra el resto del globo ocular. [3]

Figura 1. Sección transversal del ojo.



Fuente: Rafael González, "Tratamiento Digital de Imágenes", Addison-Wesley Iberoamericana S.A, Delaware, 1996.

Justo debajo de la esclerótica se encuentra la coroides, una membrana altamente pigmentada. Se trata de una red de venas que representa la principal fuente nutricional del ojo. En el extremo frontal, la coroides se encuentra dividida en diafragma (o iris) y cuerpo ciliar. El primero de ellos se abre o se cierra con el propósito de controlar la cantidad de luz que entra al globo ocular y contiene el pigmento visible del ojo. La abertura central del iris resulta de especial interés en el presente proyecto; dicha abertura es también conocida como Pupila. Posteriormente se profundizará un poco más al respecto. [3]

El cristalino es “la lente” del ojo y está ligado al cuerpo ciliar; contiene entre un 60% y 70% de agua, 6% de grasa, un nivel de proteínas bastante alto y absorbe cerca del 8% del espectro visible. [3]

En la pared posterior-interna del ojo se encuentra la retina. La luz reflejada por objetos externos se proyecta en ella, y es allí donde se forma la imagen. Contiene una serie de receptores conocidos como conos y bastones. Los primeros se encuentran en la región central de y son muy sensibles al color y a los detalles finos. Por su parte, los bastones se encuentran distribuidos sobre toda la superficie retiniana y son sensibles a los niveles bajos de iluminación. Dado que los conos poseen cada uno una terminación nerviosa propia mientras que los bastones comparten terminaciones, el nivel de detalle percibido por estos últimos es bastante menor. La visión mediante conos se denomina fotópica y la visión mediante bastones, escotópica. [3]

1.2 LA PUPILA

Como se ha mencionado anteriormente, la pupila es la apertura en el centro del iris a través de la cual pasa la luz hacia el cristalino y la retina, no es más que un agujero rodeado por el cuerpo muscular del iris. Una de las funciones más importantes de este último consiste en aumentar el diámetro pupilar a poca luz, y disminuirlo ante luz brillante e intensa, lo cual regula la “cantidad” de ésta (luz) que

puede entrar al ojo de acuerdo a las condiciones del entorno [1]. La pupila de un ojo humano puede comprimirse hasta los 1.5 milímetros de diámetro, o dilatarse hasta los 8 o 9 milímetros y puede reaccionar ante estímulos en 0.2 segundos (Guyton, 1922; Lowenstein & Loewenfeld, 1962). El grado de luz que penetra en el globo ocular es proporcional al área de la pupila, por lo cual, considerando las dimensiones previamente mencionadas, la cantidad de luz que entra al ojo puede cambiar unas 30 veces como resultado de las variaciones pupilares. [4]

La constricción y dilatación pupilar dependen principalmente del control que ejerce el sistema nervioso autónomo sobre los músculos del iris [1]. Dicho funcionamiento depende del balance entre el músculo esfínter de la pupila y las fibras del iris, que tienen únicamente inervación autónoma [5]. Específicamente, las neuronas asociadas al sistema nervioso parasimpático enervan las fibras circulares del iris, causando la constricción pupilar, y la excitación el sistema nervioso simpático causa la dilatación de la pupila al actuar sobre las fibras radiales del iris. [1]

El tamaño pupilar varía de individuo a individuo e incluso entre los ojos de un mismo sujeto. Su diámetro normalmente se encuentra entre los 3mm y 4mm y tiende a decrecer con la edad. Las respuestas pupilares más comunes (variaciones en su diámetro) están relacionadas con cambios en los niveles de luz con los que se estimula el sistema ocular, variaciones de color y movimientos; El color del iris, el calibre de los vasos sanguíneos, y la armonía entre sistemas simpático y parasimpático también son determinantes. Sin embargo, como se verá a continuación, no son las únicas condiciones asociadas a la reactividad pupilar. [5]

1.3 NEUROCIENCIA Y PSICOFISIOLOGÍA

Se entiende por neurociencia el estudio científico del sistema nervioso [2]. La neurociencia comprende varias disciplinas relacionadas entre sí, una de ellas es la psicofisiología, de especial interés en el presente proyecto.

La Psicofisiología “estudia la relación entre la actividad fisiológica y los procesos psicológicos en sujetos humanos” [2]. Dicha actividad fisiológica se suele registrar a partir procedimientos no invasivos. Dentro de las medidas más importantes habituales en este campo de estudio están: La actividad cerebral, tensión muscular, movimientos oculares y algunos tipos de actividad del sistema nervioso autónomo (el cual regula el ambiente interno del cuerpo) tales como presión sanguínea, conductancia eléctrica de la piel, ritmo cardiaco y dilatación pupilar.[2]

En general, las investigaciones psicofisiológicas están orientadas al estudio de la fisiología asociada a procedimientos psicológicos como la atención, emoción y procesamiento de información, así como a la investigación de algunas aplicaciones clínicas. [2]

1.4 REACTIVIDAD PUPILAR Y COMPORTAMIENTO

A continuación se presentarán una serie de experiencias que constituyen un acercamiento hacia la relación existente entre la reactividad pupilar y aspectos comportamentales del hombre. La persona que más influencia tuvo en la aplicación de estos estudios en la psicología fue Eckhard Hess, pues aunque no fue el primero en indicar una posible relación entre la actividad mental-emocional y el diámetro pupilar, su trabajo motivó el interés contemporáneo en esta área. Sus investigaciones constituyeron un punto de partida para el estudio formal de la pupilometría y su relación con el comportamiento humano.

1.4.1 Tamaño pupilar y fatiga Una de las primeras experiencias formales referenciadas con respecto a la relación entre el tamaño pupilar y la fatiga data del año 1964. En este año, Lowenstein y Loewenfeld notaron que el diámetro pupilar era máximo en individuos en reposo y decrecía con la fatiga, alcanzando su mínimo justo antes de dormir. Por su parte, en 1969, Kahneman y Peavler observaron un decrecimiento continuo en el tamaño de la pupila entre el inicio y el

final de una sesión experimental. Hacia 1972 Hess sugirió evitar el uso de estímulos excesivos durante estudios relacionados con la variación del diámetro pupilar, pues la fatiga causaba una disminución de dicho diámetro. Años más tarde, Geacintov y Peavler (1974) probarían estas premisas en un entorno laboral, observando el comportamiento pupilar durante las jornadas laborales de operadores de telefonía, obteniendo resultados análogos. La constricción pupilar era un reflejo del nivel de fatiga del trabajador.[1]

1.4.2 Respuesta al dolor Chapman, Oka, Bradshaw, Jacobson y Donaldson encontraron en 1999 una posible relación entre el diámetro pupilar y la respuesta a estímulos, más específicamente en lo referente a la respuesta al dolor. Estos investigadores aplicaron, sobre los dedos de diversos sujetos, estímulos eléctricos con cuatro diferentes niveles de intensidad, empezando por niveles tenues y débiles y llegando hasta aquellos que resultaban poco tolerables. Se encontró que el diámetro pupilar incrementaba en la medida en que lo hacían la intensidad del estímulo aplicado y la percepción subjetiva del dolor. La variación promedio en el diámetro pupilar para el nivel de intensidad más bajo fue de 0.25 milímetros. Para el nivel más alto se encontraron variaciones de 0.37 mm. Los máximos niveles de intensidad (Corriente eléctrica) tolerables fueron en promedio 776uA y 793uA para hombres y mujeres respectivamente. Los estudios de Hess indicaron incrementos en el diámetro pupilar en la medida en que aumentaba la percepción subjetiva del dolor. [1]

1.4.3 Percepción del nivel de dificultad La dilatación pupilar parece estar asociada al nivel de dificultad afrontado a la hora de realizar tareas de discriminación. Hacia 1967, Kahneman y Beatty probaron esto asignando a un grupo de sujetos, la tarea de distinguir si un tono era mayor o menor que otro de referencia. Se encontró que en la medida en que aumentaba la dificultad para distinguir entre los dos tonos, los sujetos presentaban mayor dilatación de sus pupilas. De experimentos similares se concluyó que esta dilatación refleja ciertos

cambios en la activación del sistema nervioso dentro del procesamiento perceptual. [1]

1.4.4 Probabilidad de estímulos En 1973, Friedman, Hekerem, Sutton y Fleiss encontraron que la probabilidad con la cual se pueden presentar estímulos ante una persona, puede afectar el tamaño de la pupila de esta. Estímulos de baja probabilidad resultan en mayores dilataciones pupilares que la producida por aquellos altamente probables. Los efectos particulares de la probabilidad de estímulos auditivos en el tamaño pupilar fueron examinados por Qiyuan, Richer, Wagonner y Beatty en 1985, confirmando la relación previamente expuesta. Estos últimos determinaron además, que la omisión de estímulos esperados se traducía en dilatación pupilar. Con esto se concluía que no eran necesarios estímulos físicos para producir una respuesta a nivel pupilar; La representación mental de un estímulo esperado podría ser suficiente. [1]

1.4.5 Estímulos, valor afectivo y su relación con el tamaño pupilar Uno de los resultados más intrigantes de los estudios realizados por Hess (1960) sugiere una aparente relación entre el “sentimiento” o *“feeling tone”* generado por diferentes imágenes y el tamaño de la pupila. En la investigación se utilizaron sujetos tanto masculinos como femeninos a los cuales se presentaban imágenes de sujetos del sexo opuesto desnudos e imágenes de bebés. Se reportó que ante las imágenes de hombres desnudos, las mujeres mostraban una mayor dilatación pupilar que ante las imágenes de bebés. Por su parte, los hombres reaccionaron con una mayor dilatación pupilar ante las imágenes de mujeres desnudas. En el caso de hombres homosexuales (Hess, Seltzer & Shlien, 1965), se encontraron dilataciones mayores al presentarse fotografías de hombres desnudos que frente a las de mujeres en idéntica condición, un resultado opuesto al encontrado en hombres heterosexuales. [1]

1.4.6 Palabras afectivas y respuesta pupilar La respuesta pupilar ante palabras emocionales, neutrales o consideradas *taboo*, fue estudiada por Stelmack y Mandelzys hacia 1975. Para estudiarla, se presentaron 12 palabras emocionales (Por ejemplo: Vomito), 12 palabras neutrales (Por ejemplo: Campo) y 12 consideradas Taboo (Por ejemplo: Puta) ante un grupo de sujetos entre los cuales se encontraban personas clasificadas como introvertidas, extrovertidas o ambivertidas. Se encontró que los sujetos introvertidos presentaron una dilatación pupilar mucho mayor que los demás, lo cual de alguna manera confirmó la hipótesis asociada al hecho de que los sujetos introvertidos presentan mayor excitación fisiológica que los demás. [1]

1.4.7 Estímulos negativos La respuesta pupilar ante estímulos negativos también ha sido estudiada. Hess probaría inicialmente esta relación en 1972, presentando imágenes impactantes (niños mutilados, por ejemplo) a un grupo de personas. El reporte señaló una dilatación pupilar inicial, seguida de una constricción abrupta. Hess asociaba los estímulos negativos con consecuentes constricciones pupilares. Sin embargo, diversos científicos contemporáneos a Hess encontraron respuestas contrarias ante experimentos similares, reportando un aumento en el tamaño pupilar en proporción a la intensidad estímulos negativos. Algunos de ellos señalaron no encontrar evidencia alguna que avalara la hipótesis de Hess, y otros concordaron con él en casos muy particulares. [1]

1.4.8 Actitudes y variaciones pupilares asociadas Una sugerencia curiosa realizada décadas atrás indica que el tamaño pupilar podría ser mejor indicio de la actitud hacia otras personas o cosas que una entrevista tradicional (Hess, 1972). Como ejemplo de esta sugerencia es posible referenciar el estudio realizado por Barlow en el 69. Barlow mostró imágenes de 3 diferentes líderes políticos (Lydon Johnson -Liberal- , George Wallace -Conservador- y Martin Luther King) a un grupo de personas con claras tendencias políticas (liberales o conservadoras). Los liberales evidenciaron dilatación pupilar ante las imágenes de Johnson y

constricción de sus pupilas ante imágenes de Wallace. Lo opuesto ocurrió con el grupo de personas de tendencia conservadora. Las pupilas se dilataban ante fotografías de personas con las cuales estaban de acuerdo, y se comprimían ante fotografías de aquellas de diferente orientación política. Posteriormente, hacia 1975, Clark y Ertas realizaron un experimento similar mostrando imágenes y mencionando los nombres (cada investigación por separado) de dos candidatos presidenciales norteamericanos (Richard Nixon y George McGovern) y de un personaje aleatorio. En este último caso se observó constricción pupilar ante las fotografías y dilatación ante los nombres. Existe un indicio que señala el tamaño pupilar como indicador actitudinal, pero las conclusiones aún son poco claras. [1]

1.4.9 Excitación sexual Una posible relación entre el diámetro pupilar y los niveles de excitación sexual fue demostrada por Bernick, Kling y Borowitz en 1971. Este grupo de investigadores midió la respuesta pupilar de hombres heterosexuales ante tres películas: una erótica (heterosexual), una de suspenso, y una erótica (homosexual). Las películas eróticas estuvieron asociadas a sujetos con mayores dilataciones pupilares que la de suspenso, siendo en la erótica-heterosexual en la que mayores dilataciones se reportaron. Adicionalmente, se encontró que el auto-reporte sobre el nivel de erección de sus penes, dado por los pacientes, estaba estrechamente relacionado con los incrementos observados en el tamaño pupilar durante la observación de las películas eróticas. Esta investigación mostró cierta relación entre los niveles de excitación sexual y la reactividad pupilar, aunque el dato concerniente al nivel de erección dado por los sujetos resultó bastante subjetivo. Diversos experimentos adicionales han sido desarrollados, reafirmando dicha relación. [1]

1.4.10 Tamaño pupilar y actividad mental Se ha encontrado que la respuesta pupilar durante periodos de actividad mental es función del nivel de dificultad de las tareas a realizar. Los primeros estudios al respecto fueron realizados por Hess y Polt en 1964, quienes pidieron a un grupo de personas realizar multiplicaciones

mentalmente. El nivel de dificultad de dicho requerimiento era incrementado gradualmente pasando de simples multiplicaciones entre factores de una cifra, a otras algo más complejas. El tamaño pupilar incrementaba con el nivel de dificultad de la tarea requerida. Estos incrementos variaban en rangos del 4% al 30% del diámetro inicial entre el periodo previo a la pregunta y el periodo previo a la respuesta por parte del sujeto, decreciendo nuevamente luego de dada la respuesta. Años después (1970) Polt notaría que al agregar choques eléctricos a los sujetos para los casos en que respondían incorrectamente, aumentaba el esfuerzo realizado por estos y con ello, se apreciaban mayores dilataciones a nivel pupilar. [1]

1.4.11 Memoria a corto plazo Hacia 1967, Kahneman y Beatty observaron el tamaño pupilar en sujetos sometidos a pruebas que implicaban el uso de la memoria a corto plazo. En este caso, los sujetos escuchaban secuencias de entre 3 y 7 dígitos presentados de a uno por segundo, y dos segundos después debían repetir, a la misma velocidad, la secuencia escuchada. Los investigadores encontraron una progresiva dilatación pupilar en la medida en que se presentaban más dígitos, llegando a su máximo al darse la secuencia completa. Posteriormente, en la medida en que el sujeto repetía la secuencia, el diámetro de la pupila decrecía alcanzando el estado inicial una vez repetida la secuencia entera. Se alcanzó la mayor dilatación pupilar (4.1mm) con la serie de 7 dígitos y la menor con la serie de 3 (3.6mm). Se interpretó que el tamaño de la pupila variaba con la carga cognitiva temporal.

Un año antes estos mismos investigadores probaron un experimento similar. En este caso se estudio la variación pupilar y su relación con el uso de la memoria a largo plazo. Se pidió a un grupo de sujetos recordar y repetir secuencias de números previamente conocidas como el teléfono de la oficina o el número de algún familiar. Se encontró un comportamiento pupilar similar al del experimento

asociado a la memoria a corto plazo, aunque la dilatación de la pupila en este último fue un poco mayor. [1]

1.4.12 Procesamiento de información, aprendizaje y tamaño pupilar El diámetro pupilar podría tener también relación con la velocidad y capacidad de procesamiento de información según las investigaciones realizadas por Pooch en 1973. Pooch probó la hipótesis anterior, asignando a un grupo de personas la tarea de oprimir algunos botones, en correspondencia con ciertos números presentados, de la manera más rápida posible. Se encontró que cuando los sujetos realizaban la labor entre el 75% y 100% de su capacidad, se apreciaba un incremento considerable en el tamaño de sus pupilas, mientras que al superar dicha capacidad, se presentaba constricción pupilar. Una investigación similar fue realizada por Peavler en 1974 y continuada por Granholm en 1996. En estas dos últimas se grabó la respuesta pupilar en sujetos a los cuales se pedía repetir una secuencia de dígitos. Se encontró un aumento en el tamaño pupilar en correspondencia con el número de dígitos a repetir, incremento que se mantenía hasta que el sujeto alcanzaba el límite de su capacidad de memoria a corto plazo. Según Miller (1956), la memoria a corto plazo puede retener entre 5 y 9 dígitos. Luego de alcanzado dicho límite el diámetro pupilar disminuía considerablemente, lo cual fue asociado con un abandono de la tarea por parte de los sujetos, al encontrarla muy difícil de desarrollar. [1]

1.4.13 Aprendizaje Kahneman y Peavler midieron en 1969 el diámetro pupilar asociado al desarrollo de tareas de aprendizaje verbal. Se presentaron retos de aprendizaje con ciertos incentivos. Los incentivos altos consistían en 5 centavos de recompensa por ítem aprendido, mientras que los bajos traían consigo recompensas de 1 centavo. Los ítems ligados a incentivos mayores fueron aprendidos más eficientemente (55% vs 18% para los de bajo incentivo) y reflejaron a su vez mayor dilatación a nivel pupilar. De experimentos similares se concluyó que es perceptible una variación en el diámetro de la pupila durante el

procesamiento de información y que dicho cambio está relacionado con el grado del esfuerzo mental requerido. Se creía que la respuesta pupilar brindaba una aproximación cuantitativa del nivel de carga del sistema nervioso. [1]

1.4.14 Procesamiento de lenguaje Paivio y Simpson observaron hacia 1966 interesantes cambios en el tamaño pupilar asociados a la generación de imágenes visuales de palabras tanto abstractas como concretas por parte de un grupo de sujetos. De las experiencias realizadas al respecto se encontró que accionar la imaginación produce incrementos en el diámetro de la pupila. Estos incrementos resultaron mayores cuando se trató de generar la imagen visual de palabras abstractas como “libertad”, que cuando se intentó con otras concretas como “casa”. A su vez, el tiempo necesario para alcanzar la dilatación máxima fue mayor en el caso de las palabras abstractas. Posteriormente, hacia 1972, Stanner encontraría respuestas pupilares significativas (incrementos en el diámetro) al presentar una compleja grabación en audio a un grupo de personas. Una década después (1981), Ahren y Beatty reportaron, en experimentos similares, que niveles de gramática más complejos producían respuestas pupilares mayores. Beatty continuaría investigando y un año después propondría a un grupo de sujetos la tarea de ordenar sintácticamente grupos de palabras desordenados en diferentes niveles. Se encontró, que los conjuntos de palabras más alejados del orden sintáctico ideal, provocaban incrementos mayores en el diámetro de la pupila. Todo lo anterior sugiere una estrecha relación entre el procesamiento lingüístico y la respuesta pupilar. [1]

1.5 OTRAS APLICACIONES

Adicionalmente, la pupilometría se ha convertido en una herramienta de gran utilidad en el estudio de algunas enfermedades tales como la Esquizofrenia, la enfermedad de Alzheimer, la enfermedad de Parkinson, diabetes mellitas, la enfermedad de chagas, la migraña, esclerosis múltiple, amiloidosis, trastornos de sueño, enfermedades del tejido conectivo, síndrome de fatiga crónica,

enfermedades mentales, defectos oculares, adicción a opioides y medicina deportiva, entre otros. [5]

2. PUPILOMETRÍA

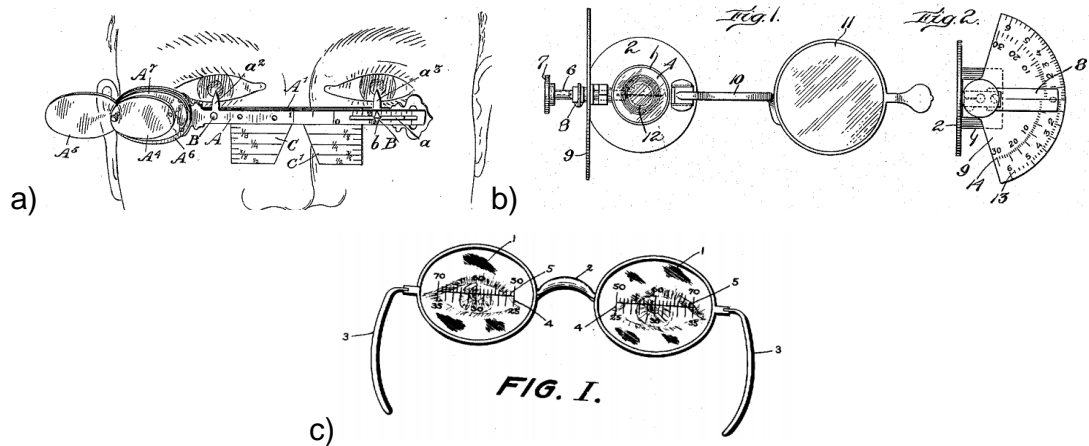
“La pupilometría es la medición de los diámetros pupilares en condiciones basales y luego ante diferentes estímulos” [5], o simplemente está asociada a “la medición de las variaciones en el diámetro de la apertura pupilar del ojo” [1]. Lo cierto es que, como se ha mencionado, “provee información importante acerca de la integridad de las vías autonómicas y permite valorar el impacto de algunas enfermedades en la respuesta pupilar”. [5] El objetivo principal del presente proyecto consiste en diseñar e implementar un sistema para la medición de la reactividad pupilar utilizando técnicas de procesamiento digital de imágenes, por ello, resulta indispensable exponer brevemente lo concerniente los antecedentes y estado del arte de tan importante línea de investigación.

2.1. ANTECEDENTES

Aunque la curiosidad y admiración hacia los ojos humanos tienen sus asientos y primeros indicios en la edad antigua, solo hacia el año 1495 se hacen las primeras referencias escritas acerca de la pupila [1] y siglos después, hace poco más de 300 años, aparece el primer documento científico realizado sobre la medición del diámetro pupilar, atribuido a Galileo Galilei [6].

Revisando los datos de la oficina de patentes de los estados unidos a través de Google *Patents*, la primera patente registrada con respecto a la pupilometría es el Pupilómetro de L.L.Palmer, en el año 1896. De hecho, terminando la segunda década del siglo pasado se encontraban registradas 3 patentes, aunque las tres consistían en sistemas mecánicos bastante propensos al error humano. En la Figura 2 se presentan algunas imágenes de estas tres patentes, imágenes que muestran por si solas lo ingenioso de las propuestas, a pesar de su baja fiabilidad e impacto.

Figura 2. Patentes registradas hasta la segunda década del siglo XX:
a)L.L.Palmer, 1896. b) G.W.Fitz, 1916. c) L.W.Bugbee y E.D.Tillyer, 1918.



Fuente: a) L.W.Bugbee, E.D.Tillyer, “Pupillometer”, U.S. Patent 1,266,208. Mayo 14, 1918. b) G.W.Fitz, “Shadow Pupillometer”, U.S. Patent 1,192,512. Julio 25, 1916. c) L.LPalmer, “Pupillometer and Bridge Measure”, U.S. Patent 557,220. Marzo 31, 1986.

Solo en los últimos 40 años se han empezado a desarrollar instrumentos prácticos y confiables que han permitido la medición precisa de la apertura pupilar bajo diferentes condiciones experimentales y estados psicológicos. Los primeros instrumentos modernos creados con el fin de medir el tamaño pupilar incluían el uso de fotografía infrarroja, que permitía obtener imágenes del diámetro pupilar bajo iluminación mínima. También eran usados métodos fotoeléctricos, que median la luz reflejada por el iris [1]. Gracias a los avances tecnológicos, “cambió la forma de estudiar la pupila, disminuyendo el sesgo del examinador, evitando errores técnicos como la cantidad de iluminación del sitio donde se hace el estudio.” [5]

Según la oficina de patentes de los estados unidos, la patente del primer pupilómetro infrarrojo aparece registrada en 1962 a nombre de Lawrence Stark, quien posteriormente se desempeñaría como jefe científico de Neuroptics, una de las compañías más prestigiosas actualmente en el campo de la pupilometría.

Posteriormente hizo su aparición la video-pupilometría (se utilizaba un circuito cerrado de televisión para observar el ojo, y un procesador de señales para medir y mostrar el diámetro pupilar), y hacia los noventa comenzaría el estudio de las respuestas pupilares evocadas TEPR (*task-evoked pupillary responses*), cuya idea fundamental consistía en presentar un estímulo en repetidas ocasiones, promediando las respuestas para minimizar el posible error. [1]. Estos últimos, acompañados de instrumentación cada vez más fiable (después de la década de los 70 el número de patentes registradas se disparó), aunque tecnológicamente no tan alejada de las creaciones iniciales. Es más, como se verá los párrafos siguientes, cuando se exponga el estado del arte de la pupilometría, se ha mejorado la tecnología, pero las bases sobre las cuales se han desarrollado los sistemas de medición (pupilometría infrarroja y video-pupilometría) no han variado demasiado.

2.2. SITUACIÓN ACTUAL

Actualmente, el diámetro pupilar puede ser calculado como parte de procesos de seguimiento visual (*Eye-tracking*) y reconocimiento de iris [7]. Sin embargo, éstas no serán expuestas en el presente trabajo, pues las aplicaciones de seguimiento van desde la electrooculografía hasta complejos sistemas automatizados de visión artificial que permiten incluso grandes movimientos de cabeza a la hora de realizar el seguimiento [10] y las aplicaciones de reconocimiento de iris pueden ser incluso más extensas. Solo se expondrán investigaciones y desarrollos enfocados directamente al estudio del comportamiento pupilar dentro del contexto actual.

Las situación actual de la pupilometría como tal, no está tan alejada de las creaciones iniciales, se ha mejorado la tecnología, pero las bases sobre las cuales se han desarrollado los sistemas de medición (pupilometría infrarroja y video-pupilometría) no han variado demasiado.

Aun hoy existen lugares en los cuales se calcula la respuesta pupilar a través de la grabación de videos oculares y la posterior medición del área de la pupila en cada marco del video analógico con un compas y una regla, un proceso de medición muy demorado en comparación con los 30 cuadros por segundo que se podrían analizar con un sistema de video digital convencional. [8] Sin embargo, el uso de este tipo de técnicas ha venido decreciendo considerablemente.

Como ya se ha expuesto, “a la fecha, existen dos formas de realizar la pupilometría. La primera se hace mediante una cámara de luz infrarroja, con capacidad para grabar imágenes en ausencia de luz; la otra forma es bajo condiciones mesópicas” [5] Las ventajas de la video-pupilometría infrarroja radican en la posibilidad que brindan de medir el tamaño pupilar sin requerir iluminación adicional, proporcionan un muy buen contraste iris-pupila independientemente del color del iris y proveen imágenes cuya calidad no depende de las condiciones de iluminación [9], aunque en general, son de menor resolución. [6] Por su parte, las mediciones realizadas con cámaras digitales convencionales que no ven radiación infrarroja, aunque posibilitan la adquisición de imágenes de mejor resolución, presentan serios problemas de contraste iris-pupila, sobre todo cuando se estudia el glóbulo ocular de un sujeto con el iris oscuro [9], además, al requerir iluminación de fondo, resulta imposible realizar mediciones bajo condiciones escotópicas (en oscuridad) [6]

A nivel investigativo, se ha venido pasando del análisis pupilométrico de imágenes individuales, a procesos más complejos que involucran análisis de video y el desarrollo de sistemas automatizados bastante complejos, manteniendo siempre

las dos tendencias pupilométricas ya presentadas. Para ello, se desarrollan constantemente mejoras en los algoritmos utilizados para detección de bordes, circunferencias, curvaturas y elipses, algoritmos de umbralización, seguimiento y pre-procesamiento, así como en aquellos que tienen como objetivo la eliminación de información no deseada asociada a la presencia de parpadeos o pestañas. Dichos algoritmos se implementan actualmente a nivel de código en software como *Octave* y *Matlab*, o gráficamente utilizando complementos para visión artificial propios de *LabVIEW*, de *National Instruments*. Estos últimos, han sido empleados satisfactoriamente a nivel industrial y ahora se presentan como importantes promesas en cuanto a la aplicabilidad que empiezan a mostrar en el sector biomédico.

Por otra parte, a nivel comercial, “existen pupilómetros portátiles, altamente fiables, que sólo requieren de un ambiente tranquilo y oscuro para obtener datos confiables; los hay monoculares o binoculares” [5]. Los monoculares tienen la desventaja de permitir solo la medición de parámetros en un ojo mientras el otro debe permanecer ocluido [6]. Sin embargo, es preciso considerar que, aunque existen tales pupilómetros, estos instrumentos comerciales en general suelen ser o muy grandes para ser transportados cómodamente, o bastante costosos, lo cual hace que sean poco accesibles para centros de salud con carteras pequeñas. [7]

Para ejemplificar un poco lo anterior, en la Figura 3 se presentan imágenes de algunos pupilómetros producidos por empresas reconocidas internacionalmente:

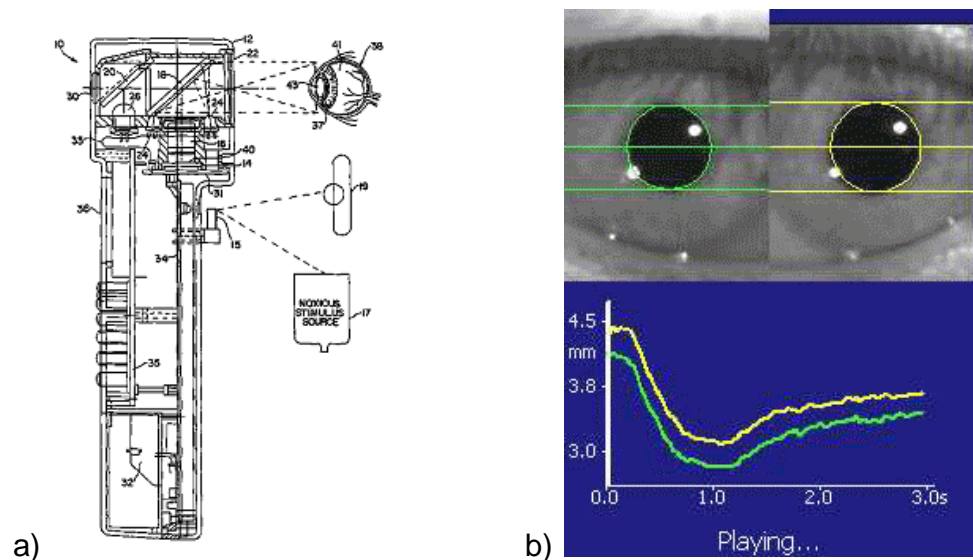
Figura 3. Pupilómetros actuales: a) Procyon P3000 USB. b) Colvard. c) NeurOptics PLR-200.



Fuente: a) Haag Streit UK, "Procyon P3000 USB Pupillometer", Disponible en línea: <http://eshop.haagstreituk.com/pupillometer/procyon-p3000-usb-pupillometer>
b) Oasis, "Colvard Pupillometer", Disponible en línea: http://oasismedical.com/Products_Node_View.asp?id=58
c) NeurOptics, "The new gold standard in pupil size", Disponible en línea: www.neuroptics.com

Los precios de estos pupilómetros de última generación oscilan entre los cerca de 2800 dólares que puede costar un PLR-200, hasta las £5.660 necesarias para adquirir un Procyon. Por su parte, la clase de exactitud referenciada para ellos va desde los $\pm 0.5\text{mm}$ del Colvard, hasta los $\pm 0.1\text{mm}$ del Procyon y el PLR-200. Igualmente, varían características como la presencia o no de auto enfoque y auto calibración, así como el requerimiento de un computador adicional en el caso del Procyon.

Figura 4. Productos de *NeurOptics*: a) Pupilómetro patentado en Agosto de 2010 por L.Stark y *NeurOptics*. b) Imagen mostrada por el pupilómetro PLR-200 de *NeurOptics*.



Fuente: a) L..W.Stark, “Pupillometer with pupil irregularity detection, pupil tracking and pupil response detection capability, intracranial pressure detection capability and ocular aberration measurement capability”, U.S. Patent 12,704,527. Agosto 5, 2010. b) *NeurOptics*, “The new gold standard in pupil size”, Disponible en línea: www.neuroptics.com

Cabe resaltar que la compañía *NeurOptics*, con Lawrence Stark en sus filas (quien posee la patente del primer pupilómetro infrarrojo), ofrece las aplicaciones más versátiles en el campo de la pupilometría (para investigación, oftalmología o cuidados críticos) y posee la patente mas reciente que se conozca de un pupilómetro, nuevamente bajo la dirección de L.Stark, pupilómetro que realiza múltiples funciones adicionales a la medición del diámetro pupilar.

3. VISIÓN ARTIFICIAL Y TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO DE IMÁGENES

El presente proyecto se titula “Diseño e implementación de un sistema para la medición de la reactividad pupilar a través de visión artificial”. Previamente se expuso lo concerniente a la reactividad pupilar vista desde la óptica médica, ahora se hace necesaria la introducción del concepto de visión artificial.

“La visión artificial es un área que pretende, en cierta medida, reproducir artificialmente el sentido de la vista mediante el procesamiento e interpretación de imágenes, captadas con distintos tipos de sensores (fundamentalmente cámaras), utilizando para ello las prestaciones de los ordenadores” [35]. Haciendo una analogía, podría decirse que cámara y ordenador buscan reemplazar respectivamente al ojo y cerebro humano [36].

Dentro del área de la visión artificial se encuentran las técnicas tradicionales de procesamiento digital de imágenes, aunque se suele hacer la distinción entre técnicas de bajo nivel, orientadas a la mejora de la imagen, y de alto nivel, orientadas al reconocimiento de elementos [37]. Su campo de aplicación es extenso; en general es muy utilizada en procesos de inspección automática, medicina, geología y análisis de documentos [35].

A lo largo del presente capítulo se realizará una breve presentación teórica de algunas técnicas de procesamiento digital de imágenes, específicamente orientadas a la mejora y análisis de una imagen digital. El capítulo no pretende ser un tratado sobre procesamiento digital de imágenes, simplemente se introducirán algunas de las técnicas utilizadas como parte del desarrollo del proyecto.

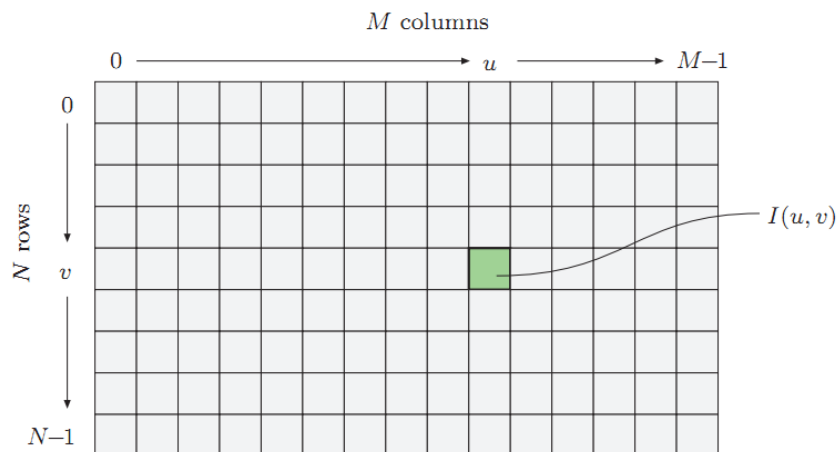
3.1. LA IMAGEN DIGITAL

Una imagen es una función bidimensional $f(x,y)$ de intensidad de luz, siendo x y y las coordenadas espaciales y f el brillo o nivel de gris asociado [3]. Una imagen

digital puede ser considerada como una representación discreta de datos con información espacial y de intensidad [21], es decir, una imagen que se ha discretizado en brillo y coordenadas espaciales [3].

Las imágenes digitales se suelen representar como matrices cuyos índices (fila,columna) indican un punto de la imagen y el valor de dicho punto indica el nivel de brillo o intensidad [3]. El sistema de coordenadas en este caso suele estar invertido verticalmente con respecto a las convenciones matemáticas usuales, es decir, la posición (0,0) se encuentra en la parte superior izquierda de la matriz (o de la imagen) [25], tal y como se muestra en la Figura 5 El elemento más pequeño de esta representación se conoce como *pixel* o *pel*, del inglés *picture element* [21].

Figura 5. Representación matricial y sistema de coordenadas en una imagen digital.



Fuente: Wilhelm Burger, Mark Burge, "Principles of Digital Image Processing", Undergraduate Topics in Computer Science, Springer, London, 2009.

3.2. MEJORA DE IMAGEN

Cuando se habla de mejora de la imagen, se hace referencia a un conjunto de técnicas con el objetivo de procesar una imagen para hacerla más adecuada que

la original para determinada aplicación [3], es decir, acentuar ciertas características de interés para análisis posteriores [22]. Las técnicas de suavizado, realce de bordes, filtrado de ruido, y mejora de contraste son algunos ejemplos de esta categoría.

A continuación se presentarán algunas de las técnicas de mejora de imagen en el dominio espacial, es decir, aquellas que implican la manipulación directa de los pixels en el plano de la imagen [3]. Específicamente se tratará lo referente al filtrado espacial.

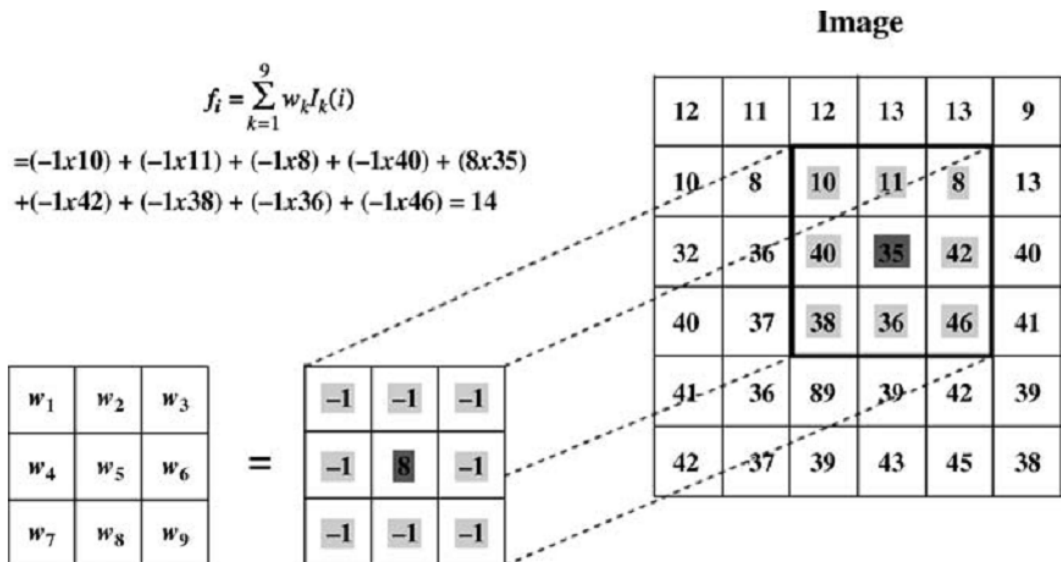
3.2.1. Filtrado espacial Como se presentó anteriormente, las técnicas en el dominio espacial implican operaciones directas sobre los pixels que componen la imagen. Aquellas que se basan simplemente en el nivel de intensidad de un pixel individual se encuentran dentro de la categoría conocida como procesamiento de punto, mientras que aquellas que implican operaciones que relacionan el pixel de interés con sus vecinos hacen parte de las técnicas de filtrado espacial [3].

En esta última categoría resulta fundamental la operación convolución en el dominio espacial, aplicada entre la imagen y un elemento estructural bidimensional conocido como mascara, kernel de convolución, o filtro [22]; Es válido recordar que la operación convolución está compuesta por un conjunto de sumas de productos y desplazamientos [19].

En la Figura 6 se presenta una explicación más tangible sobre los conceptos previamente expuestos. En la parte inferior izquierda se presenta una típica mascara de 3x3 con sus pesos ($w_1...w_9$), a la derecha se encuentra la representación matricial de una imagen, con sus respectivos niveles de intensidad por *pixel*, mientras que en la parte superior izquierda se presenta la manera en que se operan los pesos dados a los elementos de la máscara y los valores de intensidad de los vecinos del *pixel* sobre el que se realiza la operación. En este

caso, el nuevo valor de intensidad del *pixel* de interés será el resultado de la suma de productos entre el valor de intensidad de sus vecinos y los pesos de los elementos de la máscara. Con lo anterior se satisface la parte de la convolución que implica suma de productos, mientras que el desplazamiento se satisface repitiendo el procedimiento anterior con cada uno de los *pixels* de la imagen; la máscara se mueve *pixel* a *pixel*, aplicando el operador a cada posición (x,y) [3].

Figura 6. Mecánica del filtrado espacial.



Fuente: Chris Solomon, Toby Breckon, “Fundamentals of Digital Image Processing”, Wiley-Blackwell, Oxford, 2011

Es importante tener presente que los pesos o valores de los coeficientes de la máscara determinan la naturaleza del procedimiento a realizar (suavizado, realce de bordes, etc) [3], tal y como se presentará a continuación.

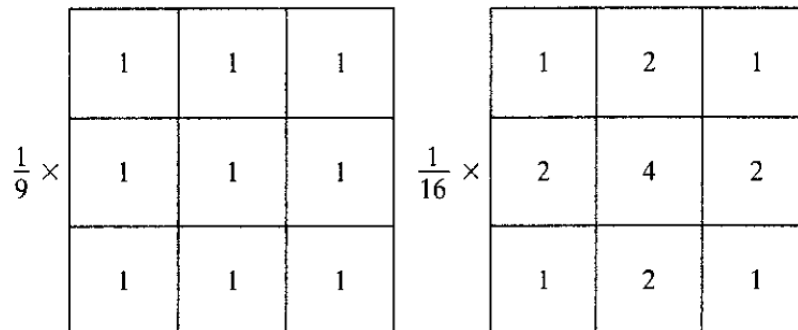
3.2.1.1. Filtros suavizantes Al emplear filtros suavizantes se busca reducir o atenuar los detalles finos de una imagen, hacerla mas borrosa o reducir el ruido [3]. En este campo se encuentran algunos filtros lineales y otros no lineales. Se

expondrán brevemente uno de cada tipo, específicamente se presentarán el filtrado por media y el filtrado por mediana.

El filtrado por media o promedio es el más simple de los filtros lineales. En él todos los coeficientes de la máscara utilizada son iguales ($W_k=1/(NM)$), es decir, reemplaza el valor de cada pixel de la imagen por el valor promedio de intensidad de sus vecinos [21].

Existen también filtros promediadores con pesos diferentes en sus coeficientes. En la Figura 7 se muestran, a la izquierda una máscara característica de un filtro por media y a la derecha una característica de un filtro promediador con diferentes pesos en sus coeficientes.

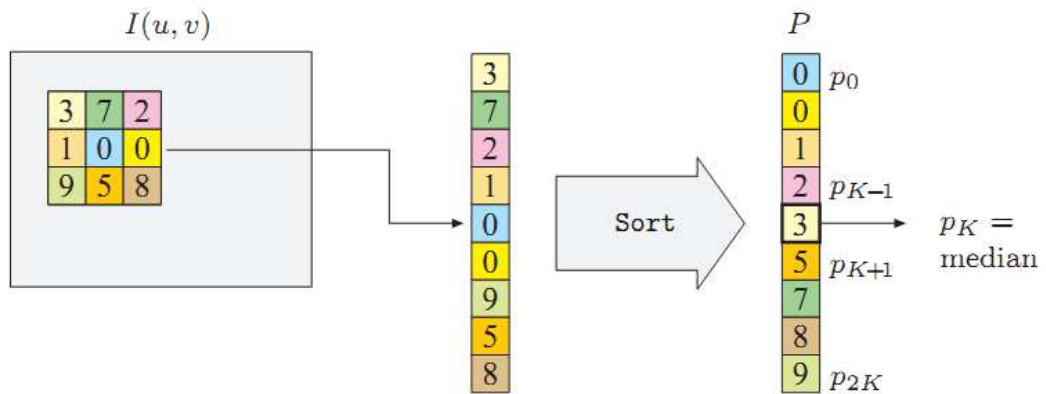
Figura 7. Máscaras correspondientes a filtros promediadores.



Fuente: Rafael González, "Tratamiento Digital de Imágenes", Addison-Wesley Iberoamericana S.A, Delaware, 1996.

Por su parte, el filtrado por mediana es un ejemplo de filtro no lineal. En este caso, el nivel de gris de cada pixel se reemplaza por la mediana de niveles de gris entorno a dicho pixel [3]. La Figura 8 ejemplifica mejor su funcionamiento.

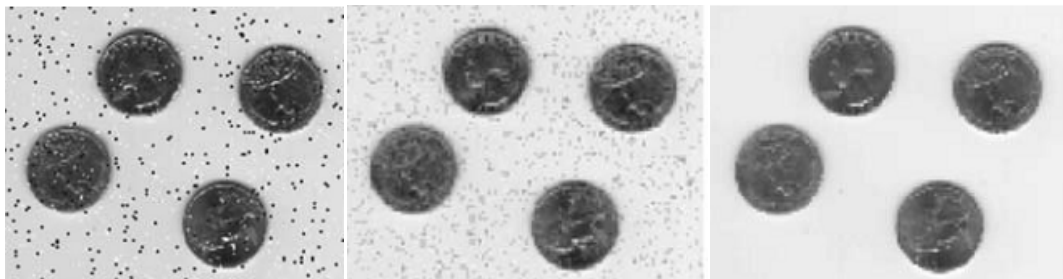
Figura 8. Filtrado por mediana con una máscara de 3x3.



Fuente: Wilhelm Burger, Mark Burge, "Principles of Digital Image Processing", Undergraduate Topics in Computer Science, Springer, London, 2009.

Aunque el filtrado por media suele utilizarse como método de supresión de ruido, el filtrado por mediana suele hacer una mejor labor en este sentido [21]. En caso de que el objetivo sea más la reducción del ruido que el difuminado, el filtrado por mediana resulta una buena alternativa [3]. En la Figura 9 se ejemplifica el efecto de cada uno de los filtros anteriormente expuestos; es evidente el efecto del filtrado por mediana en la supresión de ruido.

Figura 9. Imagen con ruido "sal y pimienta" (izquierda) tras la aplicación de un filtro por media (centro) y tras la aplicación de filtrado por mediana (derecha).



Fuente: Chris Solomon, Toby Breckon, "Fundamentals of Digital Image Processing", Wiley-Blackwell, Oxford, 2011.

3.2.1.2. Filtros realzantes Los filtros realzantes por su parte, se utilizan para resaltar detalles finos en una imagen. La máscara básica utilizada en este caso contiene coeficientes positivos en el centro y negativos en los bordes. Otra forma de obtener un resultado similar consiste en restar de la imagen original, la obtenida tras un filtrado pasabajos (suavizante). Con idéntico propósito existen filtros diferenciales, que como es de esperarse, poseen un efecto contrario a los promediadores, pero estos se estudiarán con algo más de detalle en la sección correspondiente a detección de bordes, pues esta es su principal utilidad [3].

3.3. ANÁLISIS DE IMAGEN

El análisis de imágenes por su parte, hace referencia al conjunto de técnicas orientadas a realizar mediciones sobre una imagen y describirla [22]. Técnicas de segmentación, morfología y las mediciones subsecuentes derivadas de éstas hacen parte de este grupo, a continuación se presentarán algunas de ellas.

3.3.1. Segmentación La segmentación es usualmente el primer paso en el análisis de imágenes [3] y juega un papel trascendental en el procesamiento de éstas, pues de este primer paso depende en buena medida el éxito de las etapas subsecuentes [21].

Al segmentar una imagen, se busca dividirla en regiones significativas [19], la segmentación subdivide una imagen en las partes u objetos que la constituyen, dependiendo del interés derivado del problema que se esté resolviendo [3]. Tras este paso se conoce la correspondencia entre *pixels* y objetos en la imagen [20]. En el más simple y usual de los casos se obtendrán imágenes binarias, compuestas exclusivamente por un fondo y los objetos de interés [19]

Aunque en este campo se encuentran numerosas técnicas, a continuación se presentarán sólo dos de ellas, de especial interés en el presente proyecto: Detección de bordes y umbralización.

3.3.1.1. Detección de bordes En general, un borde puede ser definido como la frontera o contorno que separa regiones adyacentes con distintas características en una imagen, usualmente esta característica es el nivel de gris de las regiones [23]. Se trata de zonas de transición de intensidad entre objetos [21]; entre mas fuerte sea la transición, mayor es la probabilidad de que se trate de un borde [25].

Los bordes y contornos juegan un papel muy importante en la visión humana, por lo que no es de extrañar que la detección de bordes sea un tema de especial interés y tradición dentro de las técnicas de procesamiento de imágenes [25]. De hecho, ha sido uno de los aspectos más importantes y estudiados dentro de este ámbito; Su importancia deriva de que una vez se logra encontrar la frontera de un objeto y localizar sus bordes, éste estaría perfectamente segmentado [21].

La mayoría de métodos utilizados para el presente propósito se dividen en dos categorías, Gradiente y Laplaciano. Los de gradiente realizan la detección a partir de los máximos y mínimos de la primera derivada de la imagen, mientras que los del Laplaciano buscan cruces por cero a partir de la segunda derivada de la imagen [7]

El laplaciano rara vez se utiliza en la práctica para la detección de bordes, pues es demasiado sensible al ruido, produce bordes dobles y es incapaz de detectar la dirección de borde [3]. El método más común de diferenciación aplicado en el procesamiento de imágenes es el gradiente [23]. Es válido aclarar que este tipo de detectores no encuentra el lugar de ubicación seguro de los bordes, solo indican donde estarían probablemente y además, tienden a ser sensibles a los efectos del ruido [21].

Considerando una región de una imagen como la mostrada en la Figura 10, con subíndices Z_x que indican los valores de intensidad de los pixels, existen varias aproximaciones a la diferenciación de la imagen. Algunas de ellas se deducen en [3] y [23], se presentan en las Ecuaciones 3.1 y 3.2 y pueden ser descritas por las mascarar presentadas en las Figuras 11 y 12 respectivamente. Estas mascarar corresponden a los operadores de *Roberts* y *Prewitt* [3].

Figura 10. Región de una imagen. Los subíndices indican los valores de intensidad de los pixels.

z_1	z_2	z_3
z_4	z_5	z_6
z_7	z_8	z_9

Fuente: Rafael González, "Tratamiento Digital de Imágenes", Addison-Wesley Iberoamericana S.A, Delaware, 1996.

$$\nabla f \approx |(z_5 - z_9)| + |(z_6 - z_8)| \quad (\text{Ec.3.1}) [3]$$

$$\nabla f \approx |(z_7 + z_8 + z_9)| - |(z_1 + z_2 + z_3)| + |(z_3 + z_6 + z_9)| - |(z_1 + z_4 + z_7)| \quad (\text{Ec. 3.2}) [3]$$

Figura 11. Operadores de *Roberts*.

-1	0	0	-1
0	1	1	0

Fuente: Rafael González, "Tratamiento Digital de Imágenes", Addison-Wesley Iberoamericana S.A, Delaware, 1996

Figura 12. Operadores de *Prewitt*.

-1	-1	-1	-1	0	1
0	0	0	-1	0	1
1	1	1	-1	0	1

Fuente: Rafael González, "Tratamiento Digital de Imágenes", Addison-Wesley Iberoamericana S.A, Delaware, 1996

Existe otro par de mascarar útiles para aproximar el módulo del gradiente, se trata de los operadores de *Sobel*, que tienen como valor agregado, un efecto de suavizado, especialmente atractivo si se tienen en cuenta que las derivadas realzan el ruido [3]. Dichos operadores se presentan en la Figura 13 y las derivadas basadas en sus mascarar se presentan en las Ecuaciones 3.3 Y 3.4. Por su parte, la Figura 14 proporciona muestra el efecto de los tres operadores presentados sobre una misma imagen.

Figura 13. Operadores de *Sobel*.

-1	-2	-1	-1	0	1
0	0	0	-2	0	2
1	2	1	-1	0	1

Fuente: Rafael González, "Tratamiento Digital de Imágenes", Addison-Wesley Iberoamericana S.A, Delaware, 1996

$$G_x = (z_7 + 2z_8 + z_9) - (z_1 + 2z_2 + z_3) \text{ (Ec. 3.3) [3]}$$

$$G_y = (z_3 + 2z_6 + z_9) - (z_1 + 2z_4 + z_7) \text{ (Ec. 3.4) [3]}$$

Figura 14. Imagen original (arriba), tras detección de bordes utilizando operadores de Sobel (abajo-izquierda), Prewitt (abajo-centro) y Roberts (abajo-derecha).

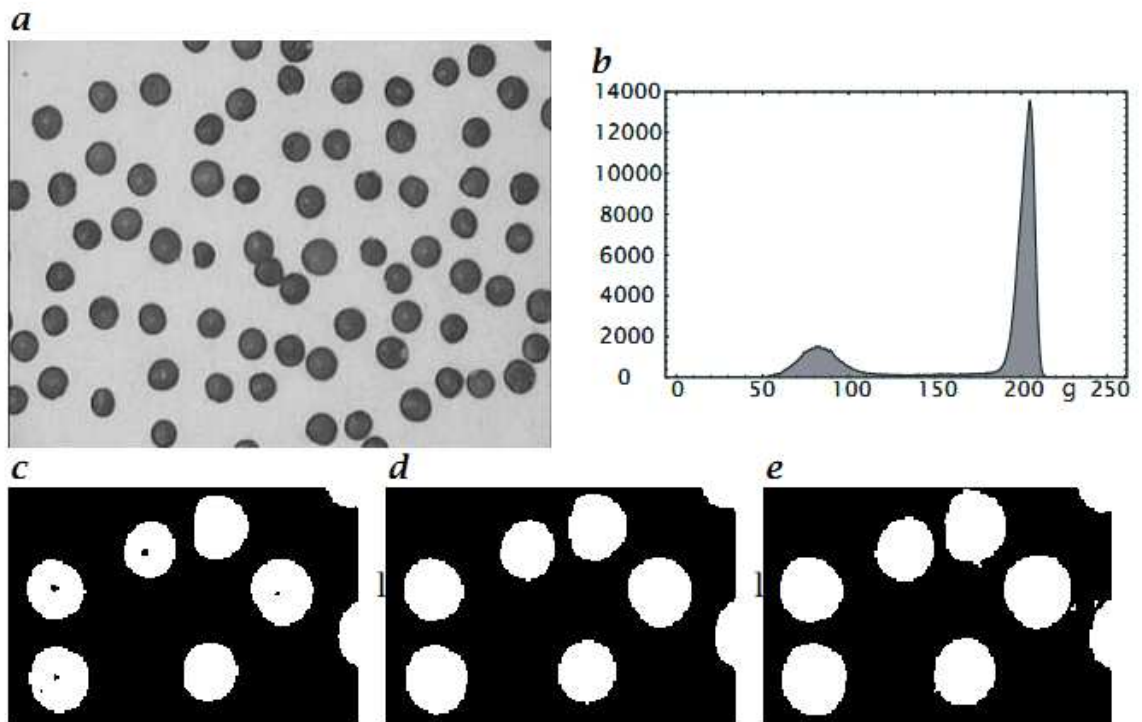


Fuente: Y.Ramadevi, T.Sridevi, B.Poornima, B.Kalayani, “Segementation and Object Recognition using Edge Deection Techniques”. Department of CSE, Caitanya Bharathi Institute of Technology., December, 2010.

3.3.1.2. Umbralización “La umbralización es uno de los métodos más importantes en segmentación de imágenes” [3]. La idea básica al segmentar de acuerdo a umbrales de intensidad es simple, se escoge un valor umbral y los pixeles que tengan un valor de intensidad mayor que éste quedan en un grupo mientras que los de menor intensidad conforman otro grupo o región. Usualmente

a un grupo se le da el valor de intensidad 1 y al otro el valor cero, formando una imagen binaria [21]. La Figura 3.11 ejemplifica el procedimiento.

Figura 15. Umbralización: a) imagen original; b) histograma asociado a la imagen; c) segmentación con valor umbral 110; d) segmentación con valor umbral 147; e) segmentación con valor umbral 185.



Fuente: Bernd Jahne, "Digital Image Processing", 6th revised and extended edition, Springer, Netherlands, 2005.

Se trata de una técnica bastante sensible a las variaciones de iluminación [21] y su éxito depende de la selección del valor umbral [19]. Escogerlo manualmente es viable en algunos casos (por prueba y error) [21], sin embargo, en la mayoría de ellos es preciso recurrir a un método automático de selección de dicho valor [19].

Los procedimientos automáticos y/o adaptativos de selección de umbral están basados en consideraciones referentes a la información proporcionada por el histograma de la imagen [21]. La gran variedad de condiciones sobre las que podría darse dicha segmentación exige diferentes enfoques para la umbralización. Usualmente la decisión sobre el mejor de ellos solo puede obtenerse tras experimentar con la imagen de interés [19].

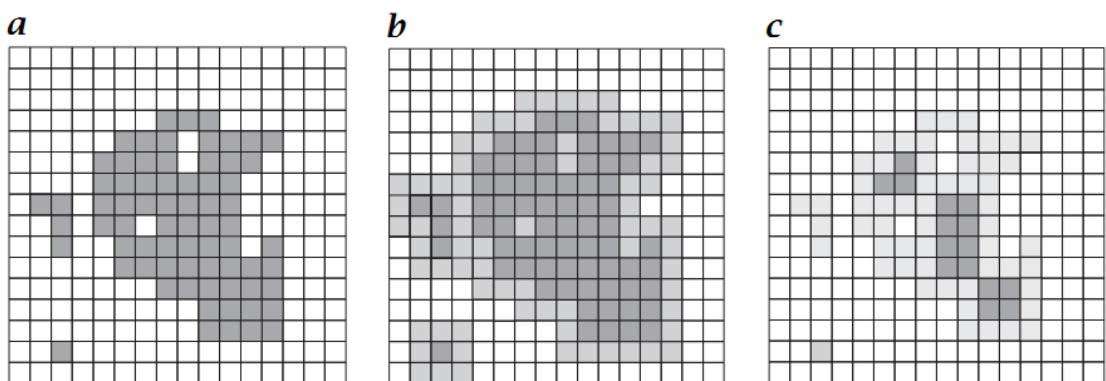
3.3.2. Morfología La palabra morfología está asociada con el estudio de formas o estructuras [21]. En el numeral anterior se discutieron técnicas útiles para extraer objetos de las imágenes, ahora se presentarán algunas técnicas en pro de la modificación y análisis de dichos objetos previamente extraídos [20].

La base de la morfología matemática es la teoría de conjuntos, lo cual abre la puerta a la solución de numerosos problemas adicionales dentro del procesamiento digital de imágenes [3]. Cuando por ejemplo, las imágenes adquiridas o segmentadas contienen ruido o agujeros, los operadores morfológicos son una buena alternativa [24]. Estos pueden ser aplicados a todo tipo de imágenes, sin embargo, suelen ser utilizados principalmente en el tratamiento de imágenes binarias [21]. A continuación se presentarán algunos de ellos y se dará una corta ampliación hacia su aplicación en imágenes en escala de grises.

3.3.2.1. Dilatación y erosión Las operaciones morfológicas se pueden definir en términos de dos operaciones básicas, dilatación y erosión [22]. Ambas operaciones están definidas en términos de la teoría de conjuntos y requieren de un elemento de estructura para su implementación, elemento que por simplicidad puede considerarse análogo a la máscara de convolución [3] presentada en numerales anteriores.

En el caso de la dilatación, el elemento de estructura, una vez reflejado sobre su origen, se desliza sobre la imagen, empujando hacia afuera las fronteras en las que se solape con un objeto en al menos un elemento. Para la erosión, los valores de la imagen son cambiados por los del fondo en el caso en el que por lo menos un *pixel* del elemento de estructura coincida con uno el fondo de la imagen [19]. En la Figura 16 se pueden apreciar ambas operaciones, realizadas por medio de un elemento de estructura de 3x3.

Figura 16. Imagen original (izquierda), imagen original tras dilatación con un elemento de estructura de 3x3 (centro), imagen original tras erosión con un elemento de estructura de 3x3 (derecha). Los *pixels* añadidos o removidos se encuentran en un gris más claro.



Fuente: Bernd Jahne, “Digital Image Processing”, 6th revised and extended edition, Springer, Netherlands, 2005.

La erosión elimina objetos pequeños y disminuye el tamaño de los objetos presentes, mientras que la dilatación aumenta el tamaño de los objetos, cierra huecos pequeños y suaviza el contorno [20]. Se trata de operaciones aproximadamente inversas, aunque no en sentido estricto, pues por ejemplo, no

se puede utilizar una dilatación para recuperar un objeto eliminado a través de una erosión [21].

En escala de grises una dilatación produce imágenes de salida más brillantes y atenúa o elimina detalles oscuros, mientras que una erosión produce el efecto contrario [3].

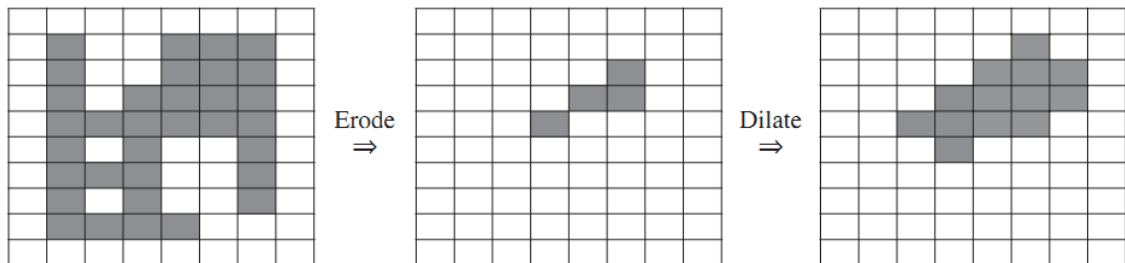
3.3.2.2. Apertura y cierre La erosión tiene la ventaja de eliminar objetos pequeños, pero tiene la desventaja de disminuir el tamaño de todos los objetos presentes. Este efecto se puede compensar aplicando una dilatación posteriormente. Por su parte, una dilatación cierra huecos pequeños, pero aumenta el tamaño de los objetos, lo cual se puede compensar aplicando tras la erosión, una dilatación [20].

Apertura es el nombre dado a la operación morfológica que implica una erosión seguida de una dilatación, con el mismo elemento de estructura. Mientras que un cierre es el nombre dado a la operación que implica una dilatación seguida de una erosión, igualmente, conservando el elemento de estructura [21].

Es común que se crea que el hecho de aplicar dos operaciones opuestas dé como resultado la imagen inicial, sin embargo, no es así, la información que se pierde en la primera operación usualmente no puede ser recuperada [24]. En las Figuras 17 y 18 se pueden apreciar los efectos de estas dos operaciones, realizadas con un elemento de estructura de 3X3.

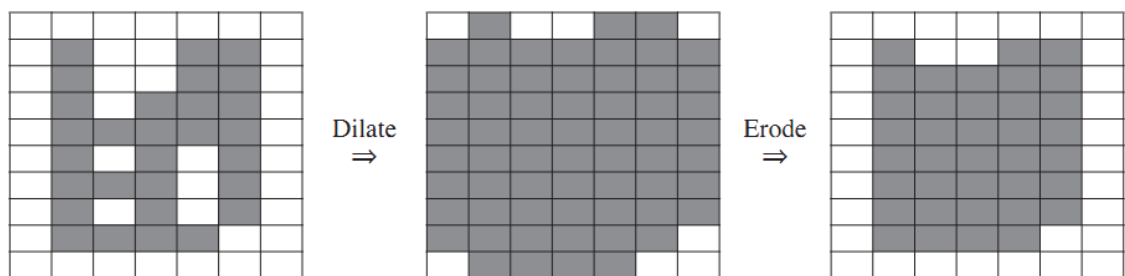
En general, la apertura tiende a suavizar el contorno de una imagen, romper istmos estrechos y eliminar protuberancias delgadas, el cierre por su parte fusiona separaciones estrechas, elimina pequeños huecos y agujeros del contorno [25].

Figura 17. Operación de apertura con un elemento de estructura de 3x3.



Fuente: Christopher G. Relf, "Image Acquisition and Processing with LabVIEW", CRC Press, 2004.

Figura 18. Operación de cierre con un elemento de estructura de 3x3.



Fuente: Christopher G. Relf, "Image Acquisition and Processing with LabVIEW", CRC Press, 2004.

Cabe mencionar que la aplicación de más de un cierre o apertura no genera efectos adicionales en la imagen (idempotencia) y la combinación de estas dos operaciones (apertura seguida de un cierre) combina las virtudes de ambas (elimina ruido y protuberancias delgadas, rompe istmos y elimina pequeños huecos) en una operación que se conoce como suavizado morfológico [3].

En escala de grises se utiliza la apertura para eliminar pequeños detalles claros sin cambiar los niveles de gris globales ni los objetos brillantes de mayor tamaño.

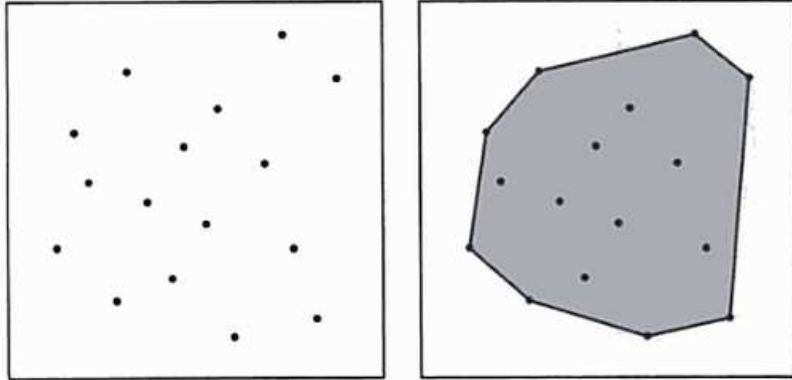
Por su parte, el cierre se utiliza para eliminar detalles oscuros sin modificar los brillantes. En este tipo de imágenes el suavizado morfológico se utiliza para atenuar o eliminar pequeños objetos brillantes y oscuros o el ruido presente en la imagen [3].

3.3.2.3. Cerco convexo A través de la segmentación se obtienen datos en bruto en forma de pixels de un contorno o una región. Existen algunas técnicas orientadas a mejorar la presentación de dichos datos en pro de su futura descripción [3]. Éstas técnicas son conocidas como esquemas de representación y una de ellas es de particular interés en el presente proyecto, se trata del cerco convexo.

En primera instancia es necesario tener claro qué es un conjunto convexo. Un conjunto convexo es aquel en el que se puede ir de cualquier punto a otro en vía recta, sin salir del mismo [38], es decir, aquel que contiene todos los segmentos de recta posibles de un conjunto de interés [39]. El cerco convexo por su parte, es el conjunto convexo más pequeño posible [3].

Este concepto puede visualizarse más fácilmente imaginando una banda elástica que se estira alrededor del objeto de interés. Esta banda elástica se extiende alrededor de los contornos convexos de la región y puentea los contornos cóncavos [19]. Cabe recordar que la concavidad está asociada a la semejanza de una curva con el interior de una circunferencia [33], mientras que la convexidad está asociada a la semejanza con su exterior [32]. En los casos en los que se tiene un contorno con una o más concavidades significativas, el empleo del cerco convexo se convierte en una opción particularmente atractiva [3]. La Figura 19 ejemplifica el concepto, aplicándolo a un conjunto de puntos.

Figura 19. Conjunto de puntos (izquierda) y su cerco convexo (derecha).



Fuente: Robert Sedgwick, "Algoritmos en C++", Addison-Wesley, 1995.

4. DESARROLLO DEL PROYECTO Y PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

Como objetivo general para el presente proyecto se propuso diseñar e implementar un sistema para la medición de la reactividad pupilar, específicamente del tamaño pupilar en forma dinámica, a través de técnicas de adquisición y procesamiento digital de imágenes.

El cumplimiento de dicho objetivo se apoya en el cumplimiento de cuatro objetivos específicos:

- Seleccionar el sistema óptico - cámara - y montaje apropiados para el sistema de adquisición de imágenes oculares e implementar dicho montaje, teniendo presente que la pupila de un ojo humano puede comprimirse hasta los 1.5 milímetros de diámetro, o dilatarse hasta los 8 o 9 milímetros, reaccionando ante estímulos en 0.2 segundos.
- Caracterizar la cámara seleccionada para el sistema de adquisición de imágenes oculares, con el fin de determinar la calidad de las imágenes obtenidas.
- Establecer el protocolo de medición y calibración del sistema pupilométrico desarrollado.
- Implementar un algoritmo que permita, a partir de las imágenes oculares obtenidas a través del sistema de adquisición, realizar la medición del tamaño pupilar en función del tiempo, teniendo presentes los requerimientos del sistema pupilométrico.

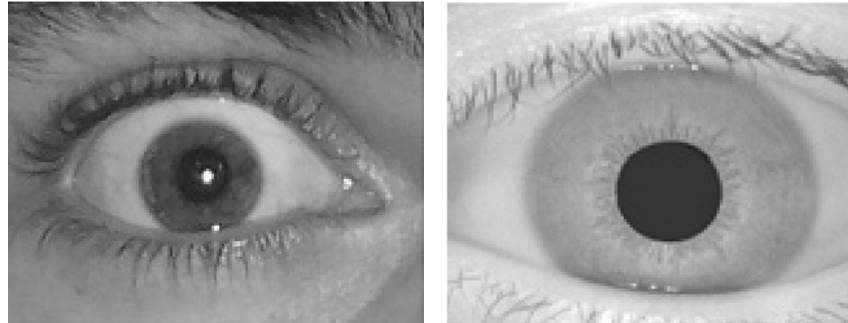
A continuación se presentarán el conjunto de desarrollos que llevaron a cumplir con los objetivos y plan de trabajo previamente planteados. En primer lugar se describirá el proceso de selección del sistema de adquisición, así como el diseño e implementación del montaje asociado. Posteriormente se presentarán los resultados de la caracterización del sistema de adquisición seleccionado y el método de calibración propuesto, para luego mostrar el algoritmo desarrollado en

LabVIEW, la incertidumbre de medición obtenida, y finalmente realizar una descripción de la interfaz grafica propuesta y el protocolo de medición recomendado.

4.1. SELECCIÓN DE LA CÁMARA E IMPLEMENTACIÓN DEL MONTAJE

4.1.1. Selección de la cámara Como se expuso previamente en el Capitulo 2, “a la fecha, existen dos formas de realizar la pupilometría. La primera se hace mediante una cámara de luz infrarroja, con capacidad para grabar imágenes en ausencia de luz; la otra forma es bajo condiciones mesópicas” [5] Las ventajas de la video-pupilometría infrarroja radican en la posibilidad que brindan de medir el tamaño pupilar sin requerir iluminación adicional, proporcionan un muy buen contraste iris-pupila independientemente del color del iris y proveen imágenes cuya calidad no depende de las condiciones de iluminación [9], aunque en general, son de menor resolución. [6] Por su parte, las mediciones realizadas con cámaras digitales convencionales que no ven radiación infrarroja, aunque posibilitan la adquisición de imágenes de mejor resolución, presentan serios problemas de contraste iris-pupila, sobre todo cuando se estudia el glóbulo ocular de un sujeto con el iris oscuro [9], además, al requerir iluminación de fondo, resulta imposible realizar mediciones bajo condiciones escotópicas (en oscuridad) [6]. En la Figura 20 se muestran imágenes oculares tomadas a través de los dos métodos previamente expuestos.

Figura 20. Imágenes oculares capturadas a través de: pupilometría convencional tras conversión a escala de grises (izq) y pupilometría infrarroja (der).



Fuente: Arturo Bianchetti y Silvia Ana Comastri, “Desarrollo de una metodología para medir el diámetro pupilar ocular a partir del procesado de imágenes conteniendo el ojo”, Departamento de Investigaciones, Universidad de Belgrano, Noviembre, 2008.

Considerando las ventajas de la pupilometría infrarroja, previamente expuestas, se optó por buscar una cámara que permitiese implementar este método. Existen básicamente dos posibilidades:

- En general, los sensores de las cámaras suelen ver parte del espectro infrarrojo (cercano), sin embargo, poseen un filtro óptico que bloquea dicha región para evitar saturarse; en algunos casos el filtro es removible, en otras su remoción implicaría averiar el sensor. Una opción sería adquirir una cámara que cumpla con los requerimientos de resolución (expuestos en los párrafos siguientes) y remover el ya mencionado filtro infrarrojo, en caso de que sea posible.
- Igualmente, se podría buscar una cámara diseñada para ver en infrarrojo cercano (incluyendo o no el espectro visible), acondicionando los lentes y/o filtros necesarios. Una cámara de visión nocturna que cumpla con los requerimientos de resolución sería un ejemplo de este último caso.

Adicionalmente, se debe diseñar e implementar el sistema de iluminación infrarroja a utilizar.

Antes de proseguir, es necesario introducir dos características asociadas a la cámara, determinantes a la hora de elegir el elemento de adquisición adecuado. Se trata de las resoluciones espacial y temporal. La resolución espacial define el número de pixels usados para cubrir el espacio visual capturado por la imagen (llamada también resolución digital de la imagen) mientras que la resolución temporal hace referencia al número de imágenes capturadas por unidad de tiempo, normalmente se presenta en cuadros por segundo (*fps* por sus siglas en ingles) [21].

De [1] se conoce que la pupila de un ojo humano puede comprimirse hasta los 1.5 milímetros de diámetro, o dilatarse hasta los 8 o 9 milímetros, reaccionando ante estímulos en 0.2 segundos. De la misma fuente es conocido que las menores variaciones en el diámetro pupilar usualmente están por debajo de los 0.5mm. Además, tal y como se mencionó en el Capítulo 2, la exactitud de los pupilómetros comerciales actuales se encuentra entre los $\pm 0.5\text{mm}$ del Colvard, y los $\pm 0.1\text{mm}$ del Procyon y el PLR-200. La información recién presentada resulta clave a la hora de determinar las resoluciones espacial y temporal que ha de tener la cámara a seleccionar, así como la relación requerida entre los pixels de la imagen ocular capturada por la cámara y la longitud real en la imagen correspondiente.

Un sensor nativo de 640x480 pixels (resolución espacial) resultaría suficiente para adquirir imágenes oculares de las características mencionadas, aunque estaría condicionado por la distancia a la cual debería ubicarse del paciente con el fin de percibir las variaciones pupilares mínimas (esperando que un *pixel* corresponda aproximadamente a 0.1mm de acuerdo a los rango de exactitud encontrados en los pupilómetros comerciales y la información proporcionada por [1]). Por su parte, la resolución temporal requerida se establece teniendo presente

que las variaciones pupilares ocurren cada 0.2 segundos, lo cual implica una tasa de muestreo mínima de 10 cuadros por segundo con el fin de satisfacer el teorema de Nyquist.

Tras un proceso de selección, se optó por utilizar para el proyecto la Cámara Web *Genius iSlim 321R* (ver Figura 21), disponible en el mercado nacional, que además de cumplir con los requerimientos previamente expuestos, incorpora 4 *LEDs* infrarrojos para visión nocturna, de los cuales se utilizaron dos como sistema de iluminación. A continuación se presentan sus principales características:

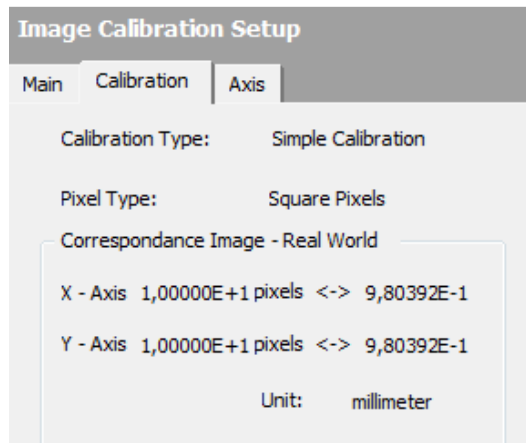
- **Tipo de dispositivo:** Cámara Web
- **Tipo de sensor óptico:** CMOS
- **Adicional:** *LEDs* infrarrojos x4
- **Resolución en video digital:** 640 x 480 *pixels*
- **Ajuste de enfoque:** Manual
- **Interfaz con el computador:** Hi-Speed USB
- **Velocidad de fotogramas:** Hasta 30 cuadros por segundo

Figura 21. Cámara We *Genius iSlim321R* con tecnología de visión nocturna.



Fuente: Genius, "Webcam con luz LED infrarroja para visión nocturna", Disponible en línea: <http://www.geniusnet.com/wSite/ct?xItem=19466&ctNode=1303>

Figura 22. Correspondencia entre pixels y longitudes reales tomando imágenes con la cámara a 10 centímetros de distancia.



Fuente: Autores

Igualmente, se determinó la distancia necesaria, entre la cámara web adquirida y el ojo del paciente, con el fin de percibir las mínimas variaciones pupilares. Como se mencionó anteriormente, se buscó una correspondencia de 1pixel=0.1mm, teniendo como referencia los rangos de exactitud encontrados en los pupilómetros comerciales y la información presentada en [1].

Utilizando la imagen de una cuadrícula (tomada con la cámara a 10 centímetros de distancia) y la herramienta de calibración simple disponible en *LabVIEW* se encontró la correspondencia entre los pixels de la imagen y longitudes reales. Específicamente se determinó que, tomando imágenes con la cámara a 10 centímetros del elemento a medir, 1 pixel corresponde a 0.098 milímetros. Así pues, durante las mediciones a realizar, la cámara ha de ubicarse a diez centímetros del ojo del paciente, con el fin de lograr las condiciones previamente expuestas.

4.1.2. Implementación del montaje Para el montaje final se tomó como modelo la estructura típica utilizada en los equipos oftalmológicos tradicionales, en la que el paciente ubica su mentón sobre una almohadilla y su frente reposa sobre una banda sostenida de dos barras verticales paralelas. Dicho montaje se implementó a partir de la estructura de una lámpara de piso a la cual se le hicieron refuerzos y modificaciones para obtener un resultado acorde con lo planteado anteriormente. En la Figura 23 se muestran la estructura de la lámpara original y el montaje final tras las modificaciones realizadas a dicha estructura. La Figura 24 muestra otra vista del montaje implementado. En esta última se pueden apreciar claramente la almohadilla de apoyo para el mentón del paciente y la banda de apoyo para la frente del mismo.

Figura 23. Estructura original de la lámpara de piso utilizada (izq) y montaje final tras las modificaciones realizadas (der).



Fuente: Autores

Figura 24. Otra vista del montaje implementado.



Fuente: Autores.

4.2. CARACTERIZACIÓN DE LA CÁMARA

Cuando se utilizan cámaras con propósitos investigativos, es necesario conocer los efectos que sus imperfecciones podrían tener sobre los resultados de la investigación [7]. En la presente sección se mostrará el proceso de caracterización realizado a la Cámara Web *Genius iSlim 321R*, previamente seleccionada como elemento de adquisición de imágenes para el proyecto. Para ello se tomó como referencia la investigación realizada por Teikari & Tautkylä [29] y se realizaron mediciones utilizando *Matlab* e *Imatest*, software destinado a medir los factores claves que determinan la calidad de la imagen [31]. A través de la caracterización se busca determinar la calidad de las imágenes obtenidas mediante la cámara *web* seleccionada.

Específicamente se realizaron pruebas sobre la distorsión en la imagen causada por aberraciones geométricas de la lente de la cámara, la nitidez de la imagen, y el

ruido en condiciones de saturación y oscuridad. Para las dos primeras, se utilizaron plantillas de evaluación proporcionadas por *Imatest*, y se tomaron fotografías de las mismas para su posterior evaluación utilizando el software señalado. Las plantillas de evaluación y su correspondiente fotografía se pueden apreciar en la Figura 4.6. Los estudios concernientes al ruido se detallarán al final de la sección.

4.2.1. Distorsión En primer lugar se evaluó el nivel de distorsión radial de la lente. La distorsión radial es una aberración que causa que las líneas rectas se vean curvas en una imagen [31]. Puede ser de dos formas: *barrel* y *pincushion*, apreciables en la Figura 26.

Para evaluar la distorsión se utilizaron las plantillas a) y b) mostradas en la Figura 25. En realidad con una sola era suficiente para determinar el tipo de distorsión presente, pero se quiso realizar la comparación utilizando las dos. Al realizar la evaluación de la distorsión radial en las imágenes tomadas a las plantillas de evaluación, se obtuvieron los resultados presentados en la Figura 27.

Figura 25. Plantillas de evaluación (izq) y sus respectivas fotografías tomadas con la Cámara Web *Genius iSlim 321R* (der).

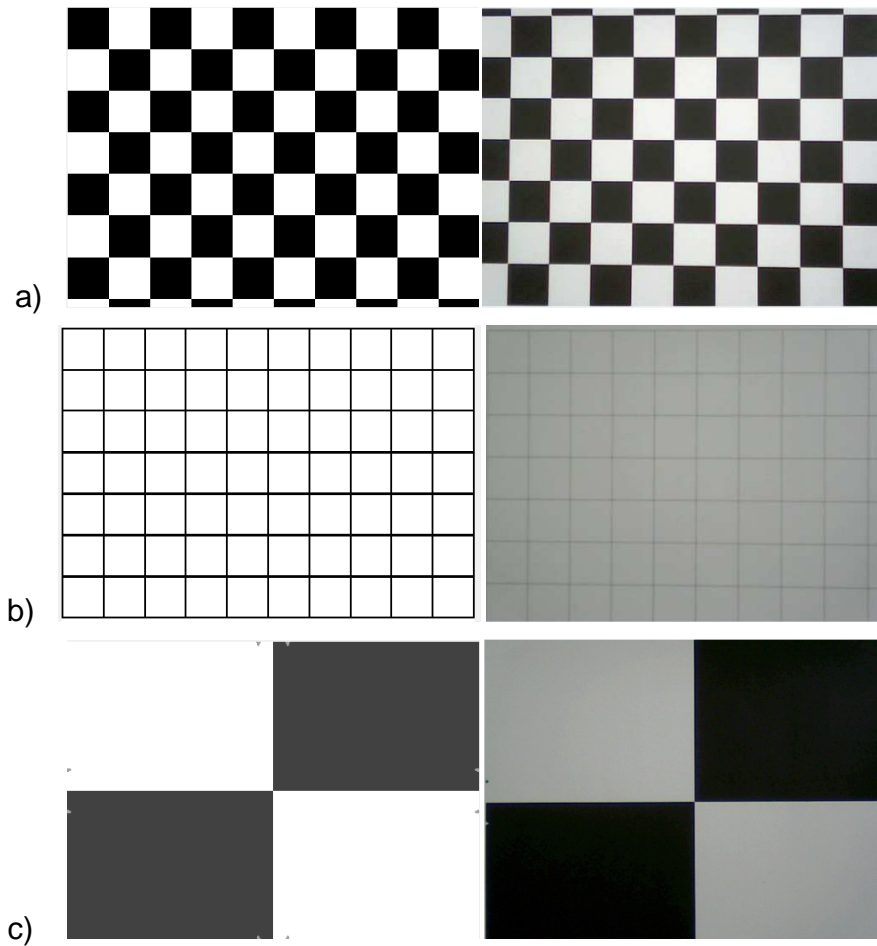


Figura 26. Distorisión radial: Normal (izq), *Barrel* (centro), *Pincushion* (der).
Fuente: Autores

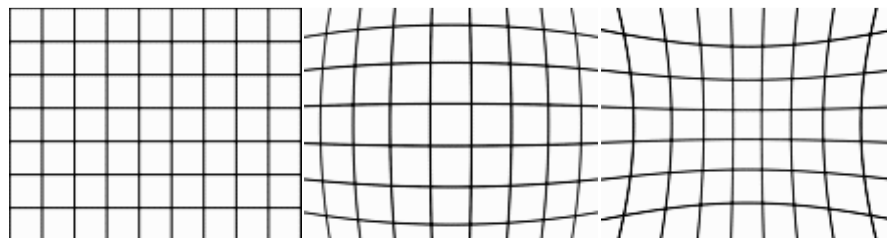
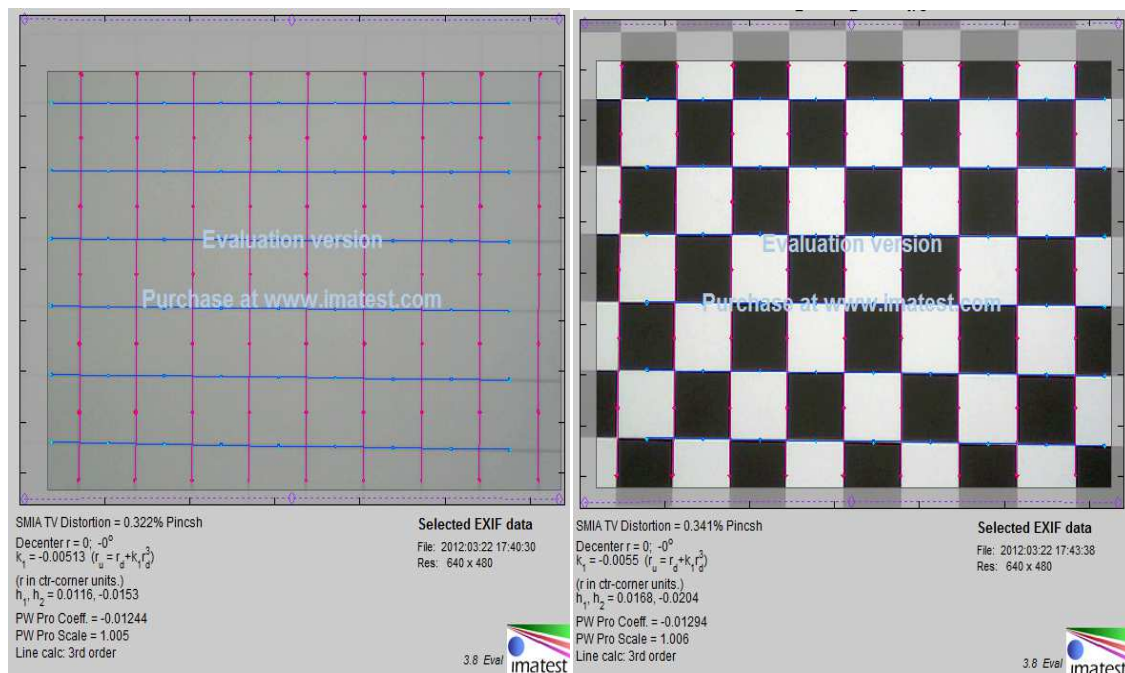


Figura 27. Evaluación de la distorsión radial de la lente.



Fuente: Autores

De los resultados obtenidos, es de especial interés el valor del parámetro k_1 . Un valor de k_1 menor que cero indica una distorsión tipo *pincushion*, mientras que un k_1 mayor que cero indica una distorsión tipo *barrel*. Además, k_1 con valor absoluto inferior a 0.01 indica que la distorsión es insignificante y por ende no se requiere de corrección alguna. Para las imágenes evaluadas, los valores de k_1 obtenidos son -0.00513 y -0.0055, lo cual indica que la lente de la cámara seleccionada posee una aberración geométrica causante de una distorsión tipo *pincushion*, distorsión que resulta insignificante, por lo que no se requiere aplicar ningún tipo de corrección. Si se quiere profundizar sobre los métodos utilizados por *Imatest* para la evaluación de la distorsión, se puede consultar [31].

4.2.2. Nitidez La nitidez es uno de los aspectos más importantes a la hora de determinar la calidad de una imagen, pues es un indicador de la cantidad de

detalle que ésta puede proporcionar [31]. Está influenciada por características de los lentes y del sensor y fue evaluada utilizando la herramienta SFR de *Imatest*. Para evaluar la nitidez se utilizó la imagen tomada a la plantilla c), mostrada en la Figura 25. Los resultados se presentan en la Figura 28. En la parte superior derecha de ésta se puede apreciar la región de interés seleccionada para el análisis (23x195 pixels), correspondiente a un borde producto de la transición entre negro y blanco. En la parte superior izquierda se encuentra la respuesta en el dominio espacial, y justo debajo de esta la respuesta en el dominio de la frecuencia.

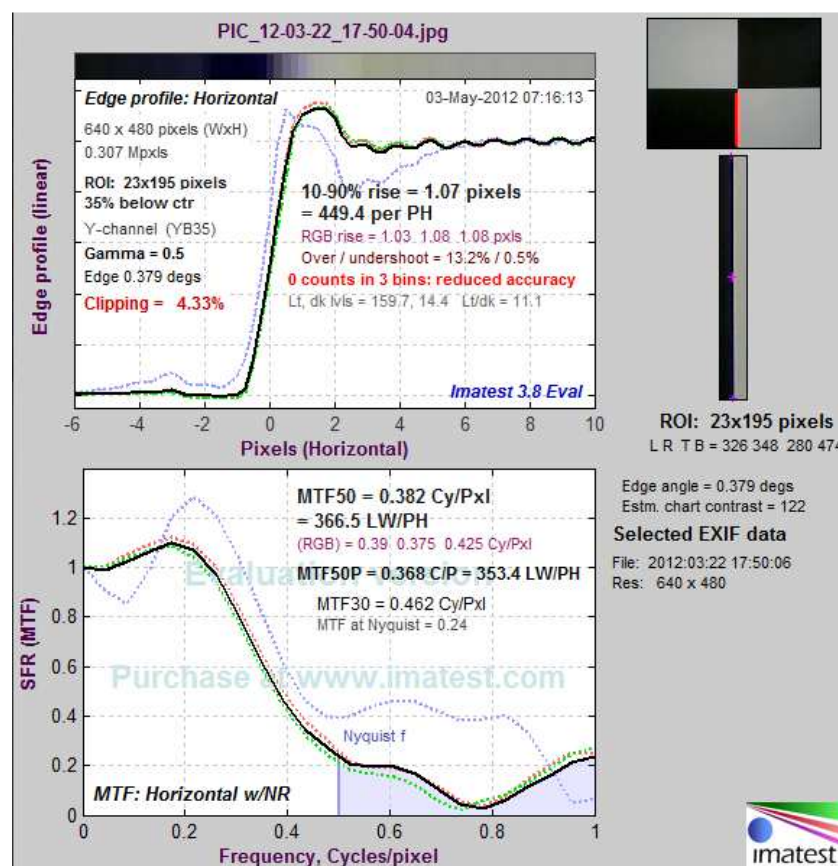


Figura 28. Resultado obtenido al evaluar la nitidez de la imagen.

De la respuesta en el dominio espacial se puede apreciar que la transición entre el 10% y el 90% del valor final del borde se da en 1.07 pixels, lo que corresponde a un borde nítido en la imagen. De la respuesta en el dominio de la frecuencia es de especial interés el parámetro MTF50, referente de la percepción de nitidez en la imagen [31]. Para una buena imagen el factor MTF debe estar por encima de 0.3 ciclos por *pixel* [29]. El factor MTF obtenido fue de 0.382 ciclos por *pixel*, por lo que, aunque el lente de la cámara seleccionada es modesto, las imágenes adquiridas tienen una nitidez bastante aceptable.

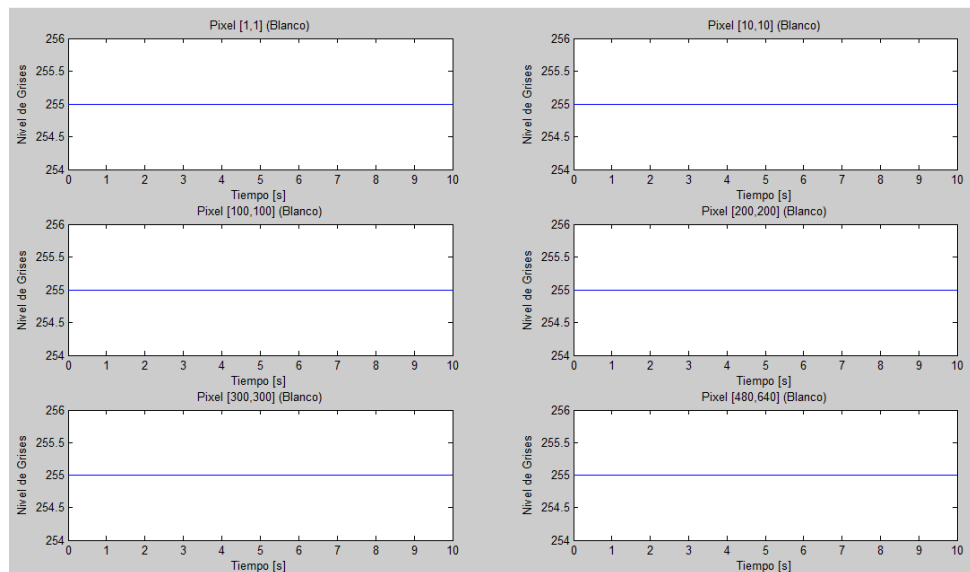
4.2.3. Ruido Adicionalmente, se caracterizó el ruido presente en las imágenes en condiciones de saturación y en oscuridad. Se tomaron (con la cámara web *Genius iSlim 321R*) videos de 10 segundos de duración (a 30 cuadros por segundo), uno con la cámara saturada en blanco (aprovechando la iluminación infrarroja uniforme proporcionada por los LEDs incorporados en la cámara), y otro con la lente de la cámara ocluida. Se espera encontrar ruido en las imágenes, causado por las corrientes que normalmente circulan por las celdas del sensor. La Figura 29 muestra un ejemplo de las imágenes obtenidas.

Figura 29. Imágenes obtenidas: Con la cámara saturada en blanco (der), con el lente de la cámara ocluido (izq).



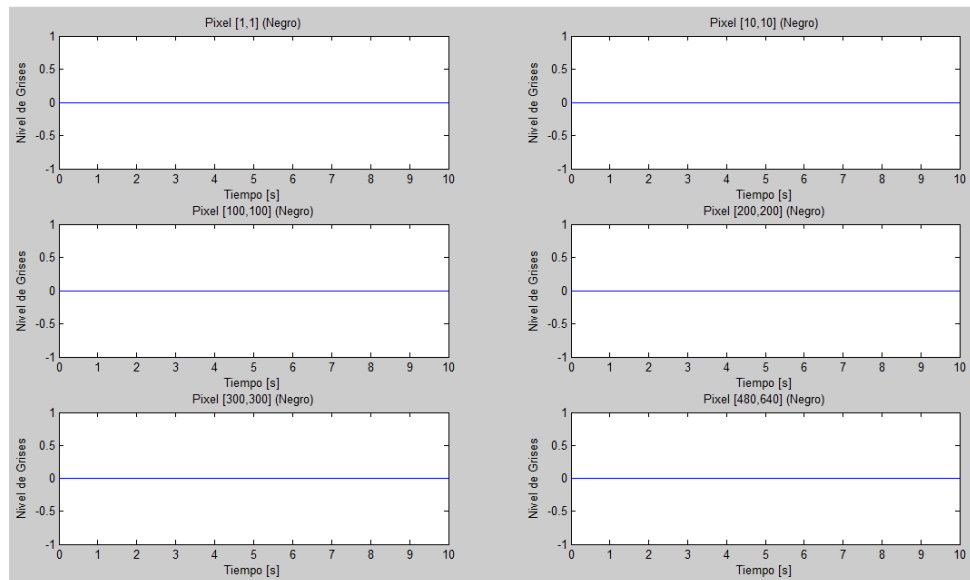
Posteriormente se realizó en *Matlab*, un seguimiento de las variaciones del nivel de gris de algunos *pixels* seleccionados de manera aleatoria (*pixels* (1,1),(10,10), (100,100), (200,200), (300,300) y (640,480)) a los largo de los 300 *frames* de video capturados (durante los 10 segundos de duración del video). El resultado del seguimiento realizado se muestra en las Figura 30 (para el caso de saturación en blanco) y 31 (para las imágenes tomadas con la lente ocluida). Se puede apreciar, según lo evidenciado en la grafica, que no existen variaciones en el nivel de gris a lo largo del video, para los *pixels* seleccionados. En el primer caso el valor del *pixel* se mantiene constantemente en 255 (blanco perfecto), y en el segundo caso dicho valor se mantiene constantemente en cero (negro perfecto).

Figura 30. Nivel de gris asociado a *pixels* aleatorios a lo largo de los 10 segundos de duración del video capturado en condiciones de saturación.



Fuente: Autores

Figura 31. Nivel de gris asociado a pixels aleatorios a lo largo de los 10 segundos de duración del video capturado con el lente de la cámara ocluido.



Fuente: Autores

Finalmente, se calculó la desviación estándar de los valores de intensidad de los *pixels* en cada imagen y posteriormente su promedio para los 300 *frames* de video. Igualmente se calculó el valor medio de intensidad de los *pixels* a lo largo del video. Para el promedio de la desviación estándar encontrada en las imágenes se obtuvo un valor de cero en el caso de las imágenes “blancas” y 0.0231 para las “oscuras”. Los valores de intensidad promedio encontrados fueron de cero para estas últimas y 255 para las “blancas”. Los resultados obtenidos sugieren que la cámara seleccionada realiza un pre-procesamiento orientado a disminuir el ruido en la imagen.

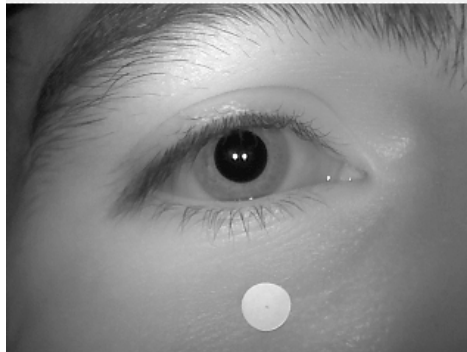
Tras el proceso de caracterización de la cámara web seleccionada, se puede concluir que el lente de la misma genera una distorsión tipo *pincushion* en la imagen, distorsión que resulta insignificante. Además, las imágenes obtenidas

poseen un nivel de nitidez aceptable y la cámara realiza un pre-procesamiento orientado a disminuir el ruido en las mismas.

4.3. CALIBRACIÓN DEL SISTEMA

El algoritmo desarrollado, presentado en secciones posteriores, proporciona la medida del diámetro pupilar en *pixels*, sin embargo, es necesario entregar esta medida en milímetros. Para ello, se optó por utilizar un patrón como referencia para realizar la conversión de *pixels* a milímetros. El elemento que actúa como patrón es un *sticker* circular blanco de diámetro conocido, el cual ha de ubicarse debajo del ojo del paciente, tal y como se muestra en la Figura 32. El diámetro de este círculo de calibración es de 6 milímetros.

Figura 32. Imagen adquirida en la que se visualiza el *sticker* circular blanco utilizado como patrón de medida.



Fuente: Autores

La ventaja de utilizar el método recién presentado radica en que se calibra constantemente el sistema, disminuyendo posibles errores derivados de movimientos que pudiese realizar el paciente. La desventaja se encuentra en que se requiere procesamiento adicional para la detección del nuevo elemento (el

sticker), lo cual aumenta el tiempo de cómputo del algoritmo, disminuyendo la velocidad de procesamiento de las imágenes.

En [9] se utiliza un procedimiento similar. En este caso el *sticker* está puesto sobre una superficie de color gris, que facilita el proceso de segmentación del mismo. En el presente proyecto el peso de la segmentación recae sobre el algoritmo.

Para finalizar, cabe resaltar que es recomendable tener cuidado al momento de ubicar el *sticker*, pues si se dobla o arruga, se podría ver afectada la incertidumbre de la medición, pudiéndose obtener resultados con un mayor porcentaje de error con respecto a la medida real.

En la siguiente sección se presentarán los detalles del algoritmo desarrollado.

4.4. APLICACIÓN FINAL

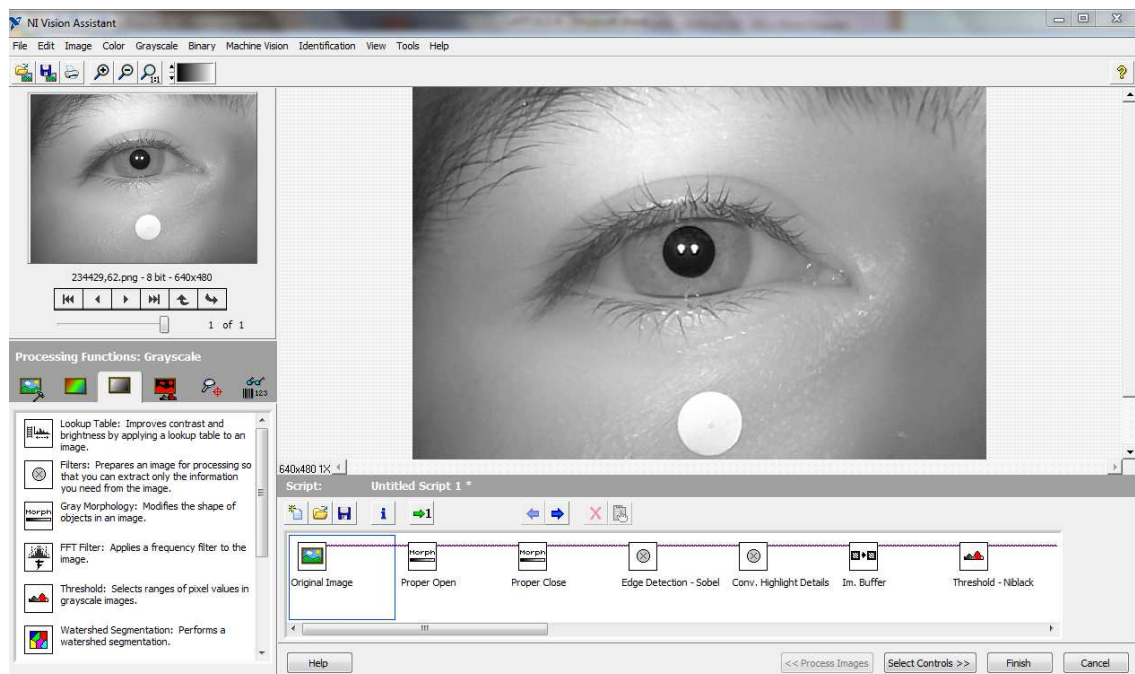
La aplicación final para el presente proyecto fue desarrollada utilizando el software *LabVIEW*, de *National Instruments*. La adquisición se realizó a través del módulo *Vision Acquisition Express*, mientras que el algoritmo dedicado al procesamiento de imágenes como tal, fue desarrollado utilizando la herramienta *Vision Assistant*.

El módulo de adquisición se configuró para adquirir de manera continua las imágenes obtenidas por la cámara *iSlim 321R* de *Genius*, imágenes con una resolución espacial 640x480 *pixels*. La resolución temporal por su parte está condicionada, pues la cámara realiza la adquisición a treinta cuadros por segundo, pero el módulo de adquisición toma las imágenes dependiendo del tiempo de procesamiento del *software* desarrollado; si el *software* es capaz de procesar 30 imágenes en un segundo, el módulo de adquisición tomará las 30 imágenes capturadas por la cámara cada segundo, si el *software* procesa 10 imágenes en un segundo, el módulo de adquisición tomará 10 de las 30...

Vision Assistant por su parte, permite desarrollar y probar fácilmente aplicaciones de procesamiento de imágenes. Su interfaz de usuario, mostrada en la Figura 33 es bastante práctica. En la parte superior izquierda se puede apreciar la sección

Image Browser, la cual se encarga de cargar las imágenes a procesar, justo debajo de ésta se encuentra la ventana de funciones, en la que se muestra una lista de herramientas útiles para el desarrollo de un algoritmo para el procesamiento digital de imágenes. En el centro se puede ver la ventana de procesamiento, la cual muestra la manera en que cambia la imagen en la medida en que se procesa a través de las herramientas de la ventana de funciones; si se cambia un parámetro en la configuración de una herramienta, su efecto se aprecia inmediatamente en la imagen. Finalmente, debajo de la ventana de procesamiento, se puede ver el *script window*, el cual contiene el guion del conjunto de etapas que se han creado y configurado para procesar la imagen adquirida. Cada bloque constituye una etapa de procesamiento; se puede visualizar y editar el resultado de cada etapa en el momento que se desee con solo dar doble *click* en el bloque correspondiente.

Figura 33. Interfaz de usuario del módulo *Vision Assistant*



Fuente: Autores

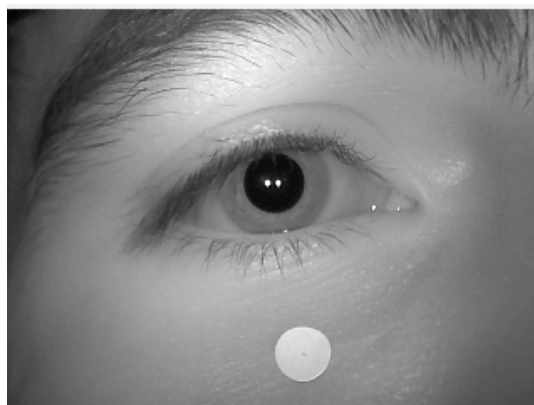
Una vez presentado el entorno en el que se desarrollo la aplicación, se procederá a describir el algoritmo desarrollado.

4.4.1. ALGORITMO PARA LA DETECCIÓN DE LA PUPILA

El algoritmo desarrollado para la detección de la pupila está compuesto por varias etapas: En primer lugar se realiza una conversión a escala de grises, luego un suavizado morfológico, posteriormente detección de bordes y realce de los mismos, después una umbralización, y una combinación de filtrado de partículas con un cierre morfológico. Finalmente, se obtiene el cerco convexo de la región segmentada y se realiza una detección de círculos. Lo anterior entrega como resultado el diámetro pupilar en *pixels*, medida que tras ser comparada con la referencia (*sticker* circular blanco), es proporcionada en milímetros.

En la Figura 34 se muestra la imagen original tras la conversión a escala de grises. En los párrafos siguientes se presentarán paso a paso cada una de las etapas previamente mencionadas, realizadas sobre la misma Figura 34, hasta completar la detección pupilar. En el Anexo A se encuentran ejemplos adicionales.

Figura 34. Imagen original tras conversión a escala de grises.



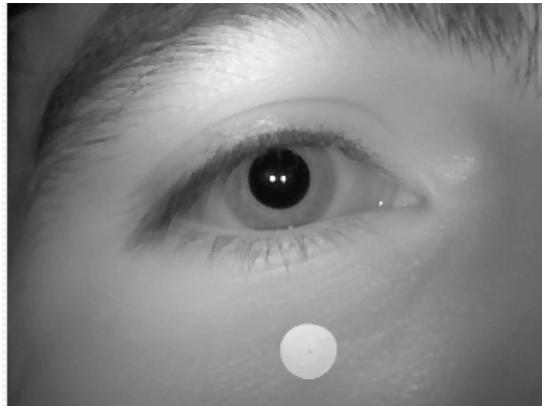
Fuente: Autores

4.4.1.1. Suavizado Morfológico En el Capítulo 3 se mencionaron las ventajas del suavizado morfológico como herramienta que combina las virtudes de las operaciones de apertura y cierre. En escala de grises se utiliza la apertura para eliminar pequeños detalles claros sin cambiar los niveles de gris globales ni los objetos brillantes de mayor tamaño. Por su parte, el cierre se utiliza para eliminar detalles oscuros sin modificar los brillantes. En este tipo de imágenes el suavizado morfológico se utiliza para atenuar o eliminar pequeños objetos brillantes y oscuros o el ruido presente en la imagen [3].

El suavizado morfológico se implementó a través de de las funciones *Proper Opening* y *Proper Closing* de la ventana de funciones del módulo *Vision Assistant*. Estas funciones van un poco más allá; La función *Proper Opening* extrae el mínimo valor de cada pixel tras realizar la comparación entre la imagen original y el resultado de ésta tras una apertura, seguida por un cierre y luego por otra apertura, lo cual se traduce en la remoción pixels brillantes en regiones oscuras y el suavizado de las fronteras de regiones brillantes. La función *Proper Closing* por su parte, extrae el máximo valor de cada pixel tras realizar la comparación entre la imagen original y el resultado de ésta tras un cierre, seguido por una apertura y luego por otro cierre, lo cual se traduce en la remoción pixels oscuros en regiones brillantes y el suavizado de las fronteras de regiones oscuras.

El resultado de aplicar el suavizado morfológico a la imagen de la Figura 34, con las funciones previamente citadas, se muestra en la Figura 35. Se puede apreciar la atenuación de los pequeños detalles brillantes y oscuros, y de las pestañas especialmente.

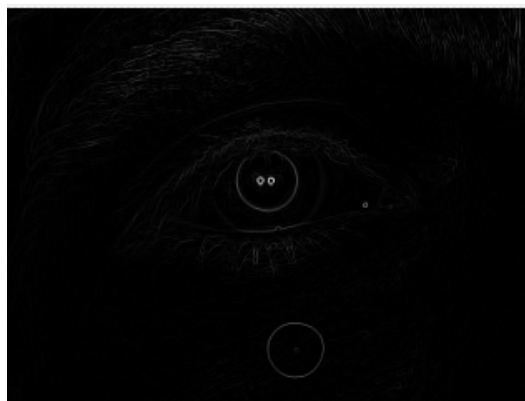
Figura 35. Figura 34 tras suavizado morfológico.



Fuente: Autores

4.4.1.2. Detección de Bordes con Operadores de Sobel El siguiente paso en el proceso está orientado a la detección de los bordes de la imagen. Para ello se emplearon los Operadores de Sobel, los cuales, como fue anteriormente mencionado, tienen como valor agregado, un efecto de suavizado especialmente atractivo [3]. El resultado de realizar dicha operación se puede apreciar claramente en la Figura 36.

Figura 36. Detección de Bordes utilizando los Operadores de Sobel.



Fuente: Autores

4.4.1.3. Convolución (Filtro Pasa-altas) Es conocido que los filtros realzantes se utilizan para resaltar detalles finos en una imagen. La máscara básica utilizada en este caso contiene coeficientes positivos en el centro y negativos en los bordes.

Tras realizar la detección de bordes con los Operadores de Sobel, se realiza el realce de los mismos a través de la convolución con una máscara de 5x5, característica de un filtro realzante. Dicha máscara se puede apreciar en la Figura 37 y los resultados de su aplicación tras la detección de bordes son evidentes en la Figura 38.

Figura 37. Mascara de 5x5 utilizada para realzar bordes.

-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	30	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1
-1	-1	-1	-1	-1

Fuente: Autores

Figura 38. Efecto de convolucionar la imagen en la Figura 36 con la máscara de la 37.

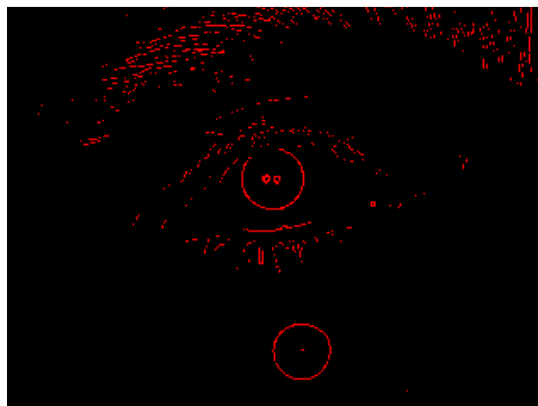


Fuente: Autores

4.4.1.4. Umbralización De lo expuesto en el Capítulo 3 se sabe que “La umbralización es uno de los métodos más importantes en segmentación de imágenes” pero es una técnica bastante sensible a las variaciones de iluminación [21]. Su éxito depende de la selección del valor umbral [19] y en la mayoría de ellos es preciso recurrir a un método automático de selección de dicho valor [19].

Los métodos automáticos de selección de umbral en general son adecuados para entornos con variaciones significativas de iluminación. La gran variedad de condiciones sobre las que podría darse la segmentación exige diferentes enfoques para la umbralización. Usualmente la decisión sobre el mejor de ellos solo puede obtenerse tras experimentar con la imagen de interés [19]. En el presente caso, el algoritmo de umbralización local *Background Correction* (con una máscara de 25x45, determinada experimentalmente), con que cuenta el módulo *Vision Assistant*, mostró mejor desempeño a la hora de segmentar los bordes de la pupila, minimizando los residuos adicionales correspondientes a pestañas, párpados, y cejas, entre otros. Los resultados del proceso de umbralización se muestran en la Figura 39.

Figura 39. Resultado de aplicar el método de umbralización local *Background Correction*



Fuente: Autores

4.4.1.5. Cierre y filtrado de partículas Tras el procedimiento de umbralización previamente expuesto, es necesario eliminar aquellas partículas residuales que no son de interés (residuos de cejas, pestañas, párpados, porciones del *sticker* detectadas, ruido...). Para ello se optó por remover aquellas partículas que se encuentran en la mitad inferior de la imagen (cuyo centro de masa se encuentre entre 260 y 480 *pixels* en el eje y), y aquellas con hasta el 0.01 por ciento de área cubriendo el área de la imagen. Los anteriores parámetros se obtuvieron experimentalmente, teniendo presente que en ocasiones los bordes segmentados de la pupila podrían estar fraccionados (por lo cual se evita exagerar en el filtrado, para no eliminar porciones del borde de la pupila). Los resultados de aplicar el filtrado de partículas previamente expuesto se aprecian en la Figura 40.

Figura 40. Resultado de realizar el primer filtrado de partículas



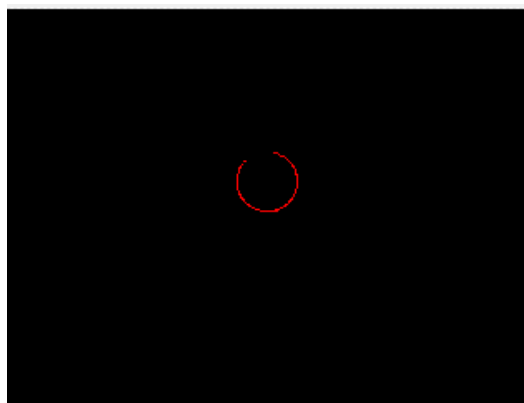
Fuente: Autores

Tras el filtrado de partículas recién expuesto, se realiza un cierre con un elemento de estructura de 3x3 (8-conectividad) con el fin de unir aquellas porciones del borde de la pupila que pudiesen haber quedado separadas tras el proceso de umbralización. Posteriormente se aplica un nuevo filtrado de partículas, orientado a eliminar los residuos restantes. Este nuevo filtrado se configura para eliminar

aquellas partículas con un *Equivalent Ellipse Minor Axis (Feret)* de hasta 10 y un Factor de Elongación de entre 5 y 40.

El parámetro *Equivalent Ellipse Minor Axis (Feret)* se refiere a la longitud del menor eje de una elipse con la misma área de la partícula y eje mayor igual a la máxima distancia entre cualquier par de puntos a lo largo de la frontera de la misma. Por su parte, el Factor de Elongación hace referencia a la máxima distancia entre cualquier par de puntos a lo largo de la frontera de la partícula, dividido entre el lado más corto de un rectángulo de igual área que la partícula y lado mayor igual a la máxima distancia entre cualquier par de puntos a lo largo de la frontera de la misma (*Equivalent Rect Short Side-Feret*) [34]. Al igual que en la etapa de filtrado de partículas anterior, los parámetros previamente expuestos se determinaron experimentalmente. Los resultados del cierre y este último filtrado se aprecian en la Figura 41.

Figura 41. Resultado de realizar un cierre morfológico seguido de un segundo filtrado de partículas

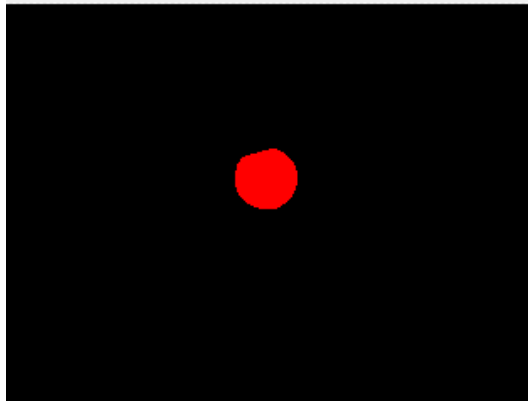


Fuente: Autores

4.4.1.6. Cerco Convexo Una vez segmentado el borde de la pupila tal y como se presentó en el numeral anterior, resulta útil cerrar la región restante con el fin de facilitar el proceso de detección de círculos a realizar posteriormente. *LabVIEW*, recomienda aplicar la función cerco convexo para cerrar objetos con miras a realizar mediciones posteriores incluso cuando el contorno de estos es irregular. De la teoría expuesta en el Capítulo 3 es posible llegar a la misma conclusión.

Así pues, en esta etapa se aplica la función cerco convexo sobre la región restante correspondiente al borde de la pupila, con el fin de cerrarla. Los resultados se aprecian en la Figura 42.

Figura 42. Cerco convexo de la región mostrada en la Figura 41.



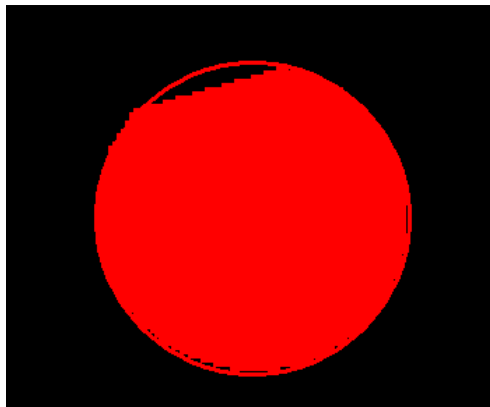
Fuente: Autores

4.4.1.7. Detección de Círculos La última etapa del proceso consiste en detectar el círculo correspondiente a la pupila a través de la herramienta *Shape Detection* de *LabVIEW*. La herramienta se configuró para realizar una detección fina, asumiendo que las regiones encontradas son uniformes, y analizando cada fila y columna en busca de posibles inicios de circunferencias. El módulo detecta

círculos de entre 7 y 80 pixels de radio, que posean un grado de circularidad de mínimo el 50%.

A la salida de esta última etapa de procesamiento se tiene el valor del radio pupilar en *pixels*, las coordenadas de su centro en *x* y *y*, y el grado de circularidad de la región segmentada correspondiente a la pupila. De los anteriores parámetros es de especial interés el radio pupilar, pues a partir de este valor y de procesamiento posterior, se determina el diámetro pupilar en milímetros, dato final entregado por la aplicación. En la Figura 43 se muestra el proceso de detección de círculos para el ejemplo que se ha trabajado durante la descripción del algoritmo.

Figura 43. Detección de la circunferencia que rodea la pupila.



Fuente: Autores

4.4.2. ALGORITMO PARA LA DETECCIÓN DEL *STICKER*

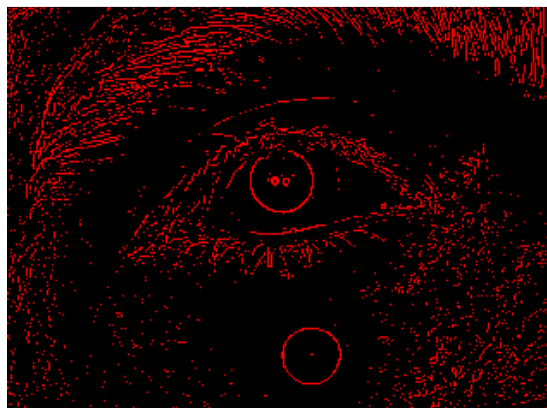
El algoritmo desarrollado para la detección de la pupila proporciona la medida del radio pupilar en *pixels*, sin embargo, es necesario entregar la medida del diámetro pupilar en milímetros. Para lo cual, tal y como se presentó al exponer el método de calibración, se optó por utilizar un patrón como referencia para realizar la conversión de *pixels* a milímetros, se trata de un *sticker* circular blanco de

diámetro conocido, el cual ha de ubicarse debajo del ojo del paciente, a continuación se presenta el algoritmo desarrollado con el fin de segmentar el dicho *sticker* y obtener su radio en *pixels*.

El algoritmo de detección del *sticker* es similar al utilizado para detectar la pupila. De hecho, ambos comparten las etapas de suavizado morfológico, detección de bordes y realce de los mismo. A partir de este último punto, los algoritmos se dividen, realizando la detección de pupila y *sticker* de manera separada aunque bastante similar. La diferencia fundamental entre ambos radica en el método de umbralización utilizado. A continuación se presentarán los detalles concernientes al proceso de detección del *sticker*.

4.4.2.1. Umbralización Tras concluir la etapa de realce de bordes, se pasa a una etapa de umbralización. Para este caso en particular, se utilizó el algoritmo de umbralización local *Niblack* (con una máscara de 100x370, determinada experimentalmente), pues mostró mejor desempeño a la hora de segmentar los bordes del *sticker* en diferentes rostros y condiciones. Los resultados del proceso de umbralización se muestran en la Figura 44.

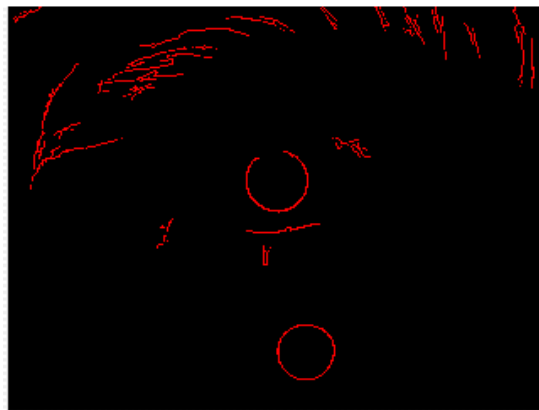
Figura 44. Resultado de aplicar el método de umbralización local *Niblack* al ejemplo estudiado.



Fuente: Autores

4.4.2.2. Cierre y filtrado de partículas Ahora, es necesario eliminar aquellas partículas residuales que no son de interés (ruido especialmente). Para ello, se optó por remover aquellas con hasta el 0.03 por ciento de área cubriendo el área de la imagen. Los resultados de este filtrado se pueden apreciar en la Figura 45.

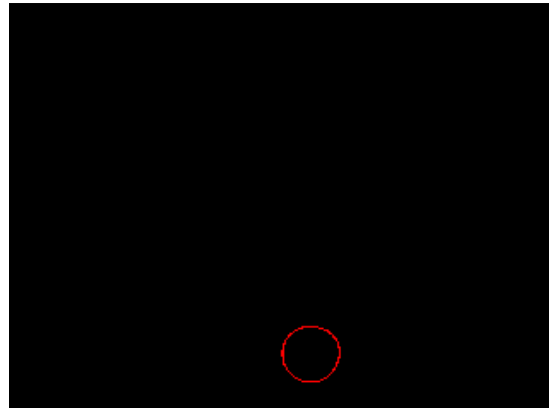
Figura 45. Filtrado de partículas con hasta 0.03 por ciento del área de la imagen.



Fuente: Autores

Tras el filtrado de partículas recién expuesto, se realiza un cierre con un elemento de estructura de 3×3 (8-conectividad) con el fin de unir aquellas porciones del borde de la pupila que pudiesen haber quedado separadas tras el proceso de umbralización. Posteriormente se aplica un nuevo filtrado de partículas, orientado a eliminar los residuos restantes. Este nuevo filtrado se configura para eliminar aquellas partículas con un *Equivalent Ellipse Minor Axis (Feret)* de hasta 35 y un Factor de Elongación de entre 5 y 40. También se remueven aquellas partículas que se encuentren en la mitad superior de la imagen (cuyo centro de masa se encuentre entre 0 y 220 *pixels* en el eje *y*). El resultado se muestra en la Figura 46.

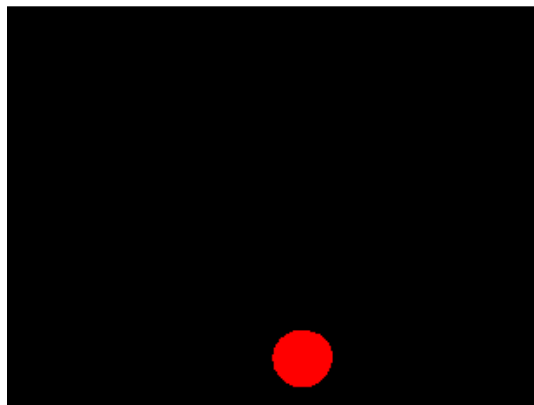
Figura 46. Cierre y segundo filtrado de partículas.



Fuente: Autores

4.4.2.3. Cerco Convexo Al igual que en el algoritmo orientado a la detección de la pupila, en este caso, el siguiente paso consiste en aplicar la función cerco convexo sobre la región restante correspondiente al borde del *sticker*, con el fin de cerrarla. Los resultados se aprecian en la Figura 47.

Figura 47. Cerco convexo de la región mostrada en la Figura 46.

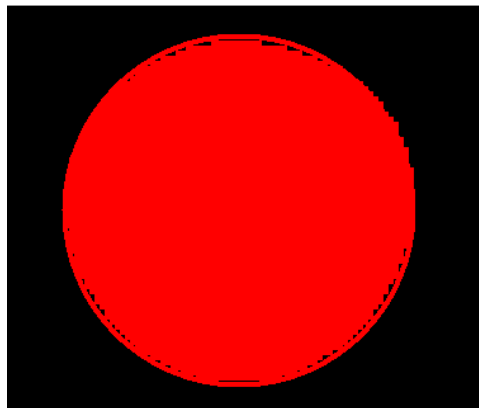


Fuente: Autores.

4.4.2.4. Detección de Círculos También en este caso, la última etapa del proceso consiste en detectar el círculo correspondiente al *sticker* a través de la herramienta *Shape Detection* de *LabVIEW*. La herramienta se configuró para realizar una detección en modo normal, analizando cada fila y columna en busca de posibles inicios de circunferencias. El módulo detecta círculos de entre 15 y 80 *pixels* de radio, que posean un grado de circularidad de mínimo 75% (750 en una escala entre cero y mil). En la Figura 48 se muestra el proceso de detección de círculos para el ejemplo estudiado.

A la salida de esta última etapa de procesamiento se obtiene el valor del radio del *sticker* en *pixels*, valor de referencia a través del cual se obtiene el diámetro pupilar en milímetros, teniendo presente que el *sticker* de utilizado como patrón tiene un diámetro real de 6mm.

Figura 48. Detección de la circunferencia que rodea el *sticker*.



Fuente: Autores.

4.5. INCERTIDUMBRE DE LA MEDICIÓN Y VELOCIDAD DE PROCESAMIENTO

Toda medición lleva implícita una incertidumbre, que según el VIM (Vocabulario Internacional de Metrología) es un “parámetro que caracteriza la dispersión de los valores que pueden ser atribuidos razonablemente al mensurando” [41] (el

mensurando es aquello que se está midiendo). Así pues, el resultado de una medición incluye la mejor estimación del valor del mensurando y una estimación de la incertidumbre sobre ese valor. La incertidumbre está compuesta por diversas fuentes, algunas inherentes al mensurando, otras dependientes del principio de medición o método utilizado [41].

Cuando de determinar incertidumbres se trata, usualmente se hace referencia al método sugerido por la Guía *BIPM/ISO* para la Expresión de la Incertidumbre en las Mediciones (*GUM* por sus siglas en Inglés – “*Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*”)[42].

El método empleado para la determinación de la incertidumbre asociada a las mediciones obtenidas en el presente proyecto se basó en las indicaciones presentadas en dos guías elaboradas por el CENAM (Centro Nacional de Metrología - México), [42] y [41], creadas con el propósito de unificar criterios en lo referente a la estimación de las incertidumbres de las mediciones. Ambas están basadas en la *GUM*.

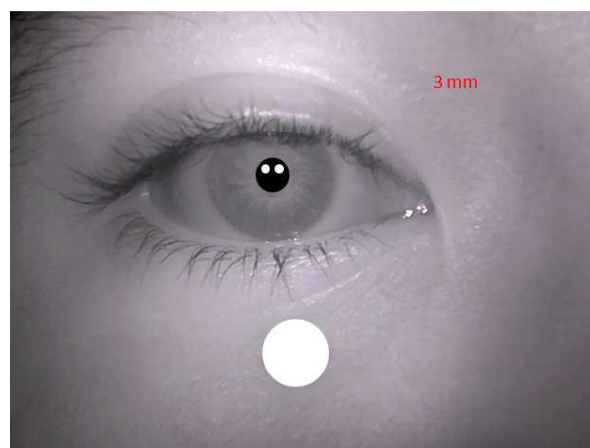
Como se mencionó, la *GUM* establece reglas generales de evaluación y expresión de incertidumbre [42]. Conforme a ésta guía, son 6 los pasos para encontrar la incertidumbre de una medición: Elaboración de un modelo de la medición, identificación de fuentes de incertidumbre, evaluación de incertidumbre estándar (cuantificación de las fuentes de incertidumbre), determinación de incertidumbre estándar combinada, determinación de incertidumbre expandida y expresión de resultados [42].

Existen dos métodos principales para cuantificar las fuentes de incertidumbre, el Método de Evaluación Tipo A, basado en el análisis estadístico de una serie de mediciones, y el Tipo B, que incluye las demás maneras de estimar la incertidumbre (certificados de calibración, manuales, normas, valores de

mediciones anteriores, conocimientos sobre el sistema de medición). Mediante el primer método es posible expresar la incertidumbre a partir de observaciones repetidas en condiciones de repetibilidad. El mejor estimado sería el valor medio de las n mediciones, mientras que la dispersión se expresaría mediante la desviación estándar de los datos [41].

Para determinar la incertidumbre asociada a las mediciones realizadas con el instrumento pupilométrico desarrollado, se siguió el método A. Para ello, se elaboró un modelo y se realizaron repetidas mediciones sobre el modelo desarrollado. El modelo consiste en una imagen tomada mediante el pupilómetro (en las condiciones en las que usualmente se realizarían las medidas) y editada de tal manera que los círculos correspondientes a la pupila y *sticker* tuviesen un diámetro real conocido, tal y como se muestra en la Figura 49. Se configuraron dichos círculos de tal manera que el pupilómetro (conservando el factor de escala interno previamente definido para la relación entre *sticker* y pupila), tuviese que medir diámetros entre 1.5mm y 9mm, el rango planteado en los objetivos del proyecto. Las mediciones se realizaron con la cámara a diez centímetros del modelo. En la Tabla 1 se presentan los resultados obtenidos.

Figura 49. Modelo para la determinación de la incertidumbre de medida.



Fuente: Autores.

Tabla 1. Incertidumbre de Medición

Diámetro de Referencia [mm]	Numero de Mediciones [n]	Diámetro Promedio [mm] (Mejor estimado)	% Error
1,5	60	1,7	11,59
2	49	2,1	6,93
3	48	3,1	4,20
4	56	4,1	2,81
5	49	5,1	2,07
6	55	6,1	1,12
7	55	7,1	0,77
8	62	8,0	0,21
9	99	9,0	0,13

Fuente: Autores

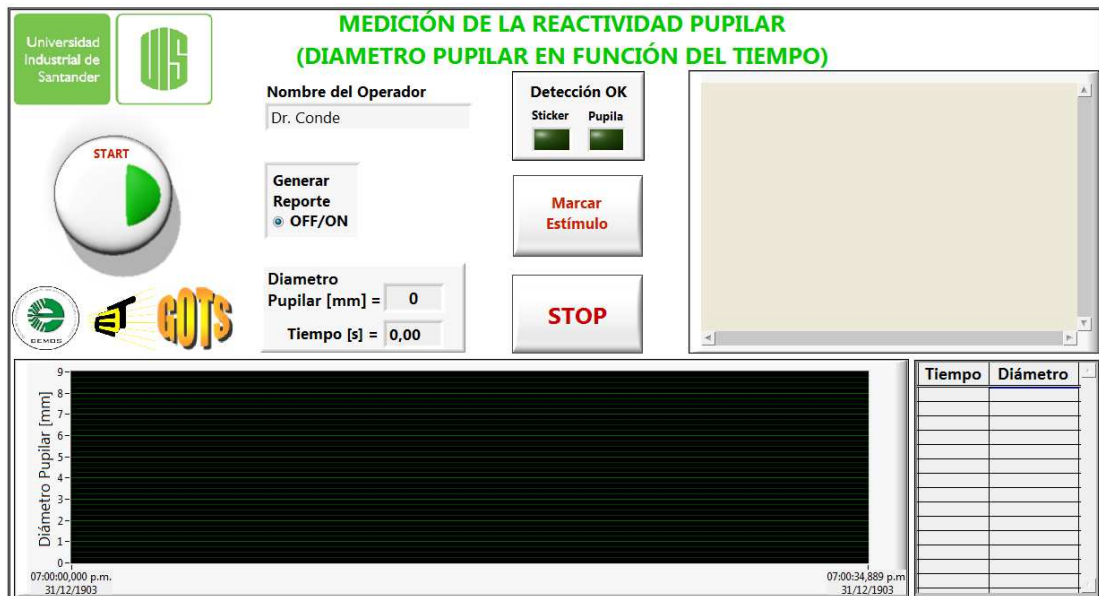
Teniendo presente la equivalencia 1pixel=0.1mm, solo la cifra correspondiente a las decimas de milímetro proporciona información física. Así pues, se concluye a partir de las pruebas realizadas, que el pupilómetro desarrollado proporciona la medida del diámetro pupilar en forma dinámica, con una exactitud de $\pm 0.2\text{mm}$, lo cual está dentro del rango encontrado para los pupilómetros comerciales ($\pm 0.1\text{mm}$ a $\pm 0.5\text{mm}$).

Además, se comprobó el número de imágenes por segundo procesadas por la aplicación, al ser ejecutada en dos PCs diferentes. En un PC con un procesador *Intel Core 2 Duo* de 1.8GHz, 3Gb de Memoria RAM, Windows 7, y menos del 5% de espacio disponible en disco, la aplicación desarrollada es capaz de procesar entre 8 y 11 imágenes por segundo (alrededor del mínimo necesario para satisfacer el teorema de Nyquist), mientras que si se ejecuta en un PC con procesador *Intel Core i5* de 2.27GHz, 4Gb de Memoria RAM y Windows 7, la aplicación procesa entre 19 y 22 imágenes por segundo (dobla el mínimo necesario).

4.6. INTERFAZ GRÁFICA Y REPORTE DE RESULTADOS

4.6.1. Interfaz Gráfica En la Figura 4.31 se puede apreciar la interfaz gráfica diseñada para la aplicación desarrollada en *LabVIEW*. En la parte superior derecha de ésta se puede apreciar la zona donde se visualizan las imágenes oculares adquiridas. A la izquierda de esta se encuentra el bloque de detección (“Detección OK”), el cual posee un par de *LEDs* encargados de indicar si el software detecta o no las regiones correspondientes al *sticker* de referencia y la pupila. La casilla “Nombre del Operador” permite al investigador ingresar su nombre antes de realizar las pruebas (éste se incluye en el archivo que contiene el reporte final). Justo debajo de esta casilla se encuentra el bloque “Generar Reporte”, a través del cual se puede seleccionar si se desea o no generar un reporte final (en Microsoft Excel) con los resultados obtenidos de la medición. Un poco más abajo se encuentran dos indicadores, uno para el tiempo transcurrido tras iniciar el almacenamiento de datos y el otro con el diámetro pupilar medido en cada imagen procesada. Con el botón “*Start*” se da inicio al almacenamiento de los datos correspondientes al diámetro pupilar encontrado. Los datos son almacenados inicialmente en la tabla apreciada en la zona inferior derecha de la interfaz y posteriormente, dependiendo de la decisión del usuario, exportados o no a *Microsoft Excel*. El botón “Marcar Estímulo” permite señalar manualmente y guardar los momentos en los que se aplican estímulos al paciente. El botón “*STOP*” por su parte, interrumpe el proceso y da la orden de generar el reporte final, si el usuario así lo ha seleccionado en el bloque “Generar Reporte”.

Figura 50. Interfaz gráfica de la aplicación desarrollada en *LabVIEW*.



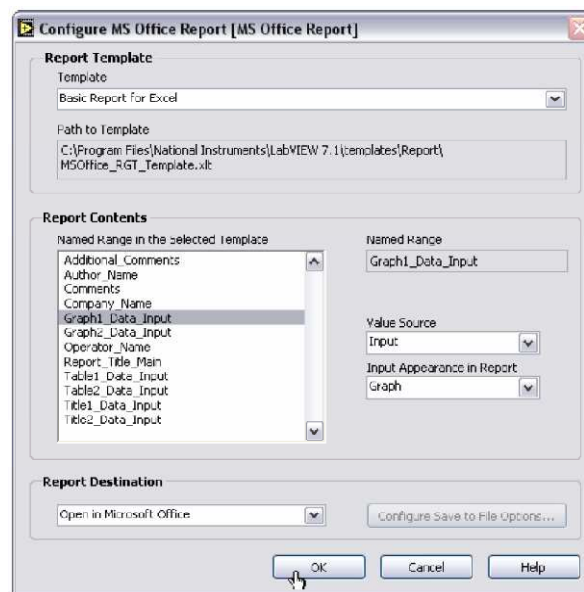
Fuente: Autores

4.6.2. Reporte de Resultados El uso de reportes es indispensable en actividades de investigación, pues toda la información que valide una práctica investigativa debe documentarse como soporte de la actividad realizada. En el presente proyecto se da al usuario la posibilidad de generar un reporte de las mediciones realizadas, enlazando los datos obtenidos con un archivo de *Microsoft Excel*.

Para ello se utilizó la herramienta “*Report Generation Toolkit for Microsoft Office*” que facilita la generación de reportes en algunos programas de la suite de *Microsoft Office* (específicamente *Microsoft Word* y *Microsoft Excel*), permitiendo una integración amigable entre *LabVIEW* y estas herramientas ofimáticas, interconectando entre ellas los resultados arrojados por la aplicación desarrollada. A través de esta herramienta pueden ser generados dos tipos de reportes, el primero por defecto y el segundo a través de una plantilla. En éste último caso,

basta introducir una plantilla y asociar con *LabVIEW* las variables en ella definidas. De acuerdo a las variables definidas en el archivo de *Excel*, el programa hala los datos procesados en *LabVIEW*, ubicándolos en la plantilla diseñada. La carga de datos hacia *Excel* se realiza una vez concluido el proceso de medición. En la Figura 51 se muestra la ventana de configuración del reporte.

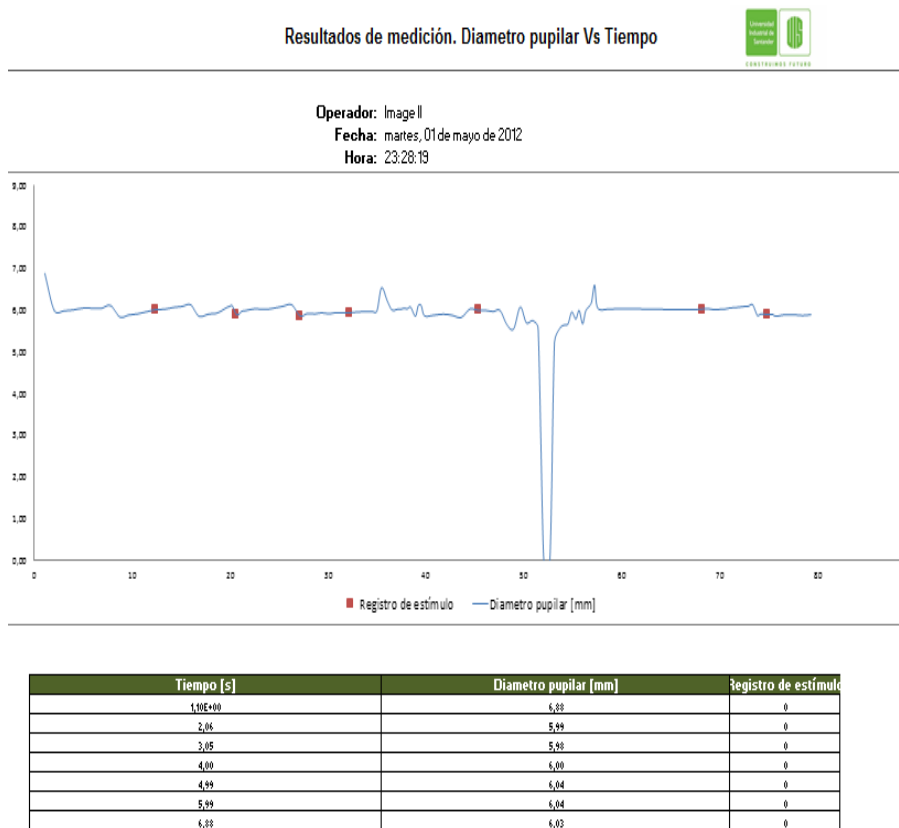
Figura 51. Configuración del bloque MS Office Report Express



Fuente: Autores

Así pues, se creó una plantilla en la cual se registran datos como el nombre del operador, la fecha y hora de ejecución de la aplicación desarrollada, el resultado de la medición (tanto en una grafica, como en una tabla; ambas muestran el diámetro pupilar medido en determinado instante de tiempo) y la indicación de los instantes en que se marcó algún estímulo, debidamente resaltados. En la Figura 52 se muestra un ejemplo del reporte generado, se pueden apreciar la tabla y gráfica de la dinámica pupilar en función del tiempo generadas, con la respectiva indicación de los instantes en que se marcaron los estímulos (puntos rojos en la gráfica).

Figura 52. Reporte Generado



Fuente: Autores

4.7. PROTOCOLO DE MEDICIÓN Y RECOMENDACIONES

Una vez descrita la interfaz de usuario diseñada, se procederá a presentar el protocolo de medición recomendado, es decir, el conjunto de pasos a realizar momentos previos a la medición, con el fin de asegurar la calidad de la misma.

En primer lugar se ha de ubicar el paciente en el montaje, de manera que mentón y frente queden bien apoyados. Posteriormente se han de tener presentes las siguientes consideraciones referentes al empleo de la cámara y la ubicación del *sticker* de referencia:

- La cámara debe estar ubicada a diez centímetros del ojo del paciente para garantizar que la medida posea una incertidumbre dentro del rango calculado.
- El enfoque en la cámara es manual por lo que se debe tener especial cuidado en verificar que esté bien ajustado, de lo contrario se ha de ajustar manualmente.
- La pupila debe estar ubicada en la mitad superior de la imagen y el *sticker* de referencia en la mitad inferior, para facilitar dicha ubicación, se ha dibujado una línea que separa las dos mitades de la imagen.
- Se debe tener especial cuidado al momento de ubicar el *sticker*, pues si éste se dobla o arruga, se podría ver afectada la incertidumbre de la medición, pudiendo obtener resultados con un mayor porcentaje de error con respecto a la medida real.
- La cámara debe estar paralela al rostro del paciente (derecha-vertical, sin inclinaciones) para disminuir la influencia de aberraciones ópticas en la medición.
- La persona debe estar mirando hacia el frente (hacia la cámara o un punto lejano de referencia), pues la medición del diámetro pupilar con el ojo mirando en diferentes ángulos daría un resultado sesgado (es una aplicación pupilométrica, no es una aplicación de seguimiento de mirada).
- El control de los *LEDs* infrarrojos que posee la cámara web *Genius iSlim 321R* se hace a través de la aplicación *Button Manager* que provee el fabricante, por lo que se debe recurrir a ella para activarlos antes de iniciar el proceso de medición y captura de datos.

Una vez hecho lo anterior, se ha de verificar en la interfaz que los “*LEDs*” correspondientes a la detección de la pupila y el *sticker* estén activados, lo cual indica que efectivamente, el software detecta sin problemas ambos elementos.

Concluidos los pasos previamente sugeridos, se puede iniciar el proceso de medición y almacenamiento de datos, con la posibilidad de generar o no el reporte en *Excel*, según lo mencionado al describir la interfaz de la aplicación.

DISCUSIÓN FINAL: CONCLUSIONES, OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES PARA TRABAJOS FUTUROS

Como objetivo general para el presente proyecto se propuso diseñar e implementar un sistema para la medición de la reactividad pupilar, específicamente del tamaño pupilar en forma dinámica, a través de técnicas de adquisición y procesamiento digital de imágenes. La aplicación aquí desarrollada (en *LabVIEW*) logra hacerlo con una exactitud de $\pm 0.2\text{mm}$, resultado que está dentro del rango ofrecido por los pupilómetros comerciales ($\pm 0.1\text{mm}$ a $\pm 0.5\text{mm}$). Además, es capaz de procesar entre 19 y 22 imágenes por segundo (doblando el mínimo necesario).

Se determinó que una cámara con un sensor nativo de 640×480 pixels y una resolución temporal de 10 cuadros por segundo resultaría suficiente para adquirir imágenes oculares de las características mencionadas (condicionada por la distancia del paciente a la cual debería ubicarse con el fin de percibir las mínimas variaciones pupilares). Además, se optó por utilizar iluminación infrarroja (y una cámara adecuada para esta opción) debido a las ventajas que presenta sobre la iluminación convencional.

Se seleccionó como dispositivo de adquisición de imágenes la Cámara Web *Genius iSlim 321R*, disponible en el mercado nacional, que además de cumplir con los requerimientos previamente expuestos, incorpora 4 *LEDs* infrarrojos para visión nocturna, de los cuales se utilizaron dos como sistema de iluminación. Además, se determinó que ubicando dicha cámara a 10cm del paciente, cada pixel de la imagen equivale a 0.098mm , lo que permite medir las mínimas variaciones pupilares.

Se implementó un montaje apropiado para la adquisición de imágenes oculares. Éste estuvo inspirado en la estructura típica utilizada en los equipos oftalmológicos

tradicionales, en la que el paciente ubica su mentón sobre una almohadilla y su frente reposa sobre una banda sostenida de dos barras verticales paralelas.

Se caracterizó la Cámara Web *Genius iSlim 321R*, previamente seleccionada, con el fin de determinar la calidad de las imágenes por ella obtenidas. Para ello se utilizaron *Matlab* e *Imatest*. Del proceso de caracterización realizado se concluye que la lente de la cámara genera una distorsión tipo *pincushion* en la imagen, distorsión que resulta insignificante ($|k1| < 0.01$). Además, las imágenes obtenidas poseen un nivel de nitidez aceptable ($MTF_{50} > 0.3\text{cy/pxl}$) y la cámara realiza un pre-procesamiento orientado a disminuir el ruido en las mismas. Por las anteriores razones, se considera que las imágenes capturadas por la cámara seleccionada son apropiadas para la presente aplicación.

Se propuso como patrón de calibración el uso de un *sticker* circular blanco de diámetro conocido (6mm). Elemento que actúa como referencia para proporcionar la medida del diámetro pupilar en milímetros, disminuyendo además, posibles errores derivados de movimientos que pudiese realizar el paciente. Sin embargo, implica procesamiento adicional (para la detección del nuevo elemento –*sticker*–), lo cual aumenta el tiempo de cómputo del algoritmo, disminuyendo la velocidad de procesamiento de las imágenes.

La aplicación desarrollada permite señalar manualmente los momentos en los que se aplican estímulos al paciente, con el fin de identificarlos y facilitar análisis posteriores. El reporte final de la medición realizada se exporta a Microsoft Excel, incluyendo la gráfica del diámetro pupilar en función del tiempo, una tabla con los datos de interés y los estímulos marcados debidamente identificados.

Finalmente, se presentó el protocolo de medición recomendado con el fin de asegurar la calidad de las mediciones obtenidas.

A futuro, se podría mejorar la aplicación presentada, desarrollando un sistema que no sólo mida las variaciones pupilares en el tiempo, sino que además, realice seguimiento de mirada simultáneamente, lo cual permitiría ampliar las posibilidades de investigación en el área médica. En ese caso particular, sería necesario adquirir una cámara de mayor resolución temporal, pues algunos movimientos oculares son significativamente más rápidos que las variaciones en el diámetro pupilar.

Otra posible mejora sería programar y generar los estímulos a utilizar (auditivos, eléctricos...) desde la aplicación pupilométrica desarrollada, la cual resultaría significativa para las personas vinculadas en investigaciones en el área de la psicofisiología.

Por lo pronto, el pupilómetro desarrollado en el presente proyecto permitirá que los investigadores del grupo de Neurociencias y Comportamiento de la Universidad Industrial de Santander materialicen sus primeros planes de investigación en dicha área.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] John Andreassi, "Psychophysiology: Human Behavior & Physiological Response", Fourth Edition, Lawrence Erlbaum Associates Publishers, New Jersey, 2000.
- [2] John Pinel, "Biopsicología", Cuarta Edición, Prentice Hall, Madrid, 2001.
- [3] Rafael González, "Tratamiento Digital de Imágenes", Addison-Wesley Iberoamericana S.A, Delaware, 1996.
- [4] Arthur C. Guyton y John E. Hall, "Tratado de Fisiología Medica", Decimoprimer Edición, Elsevier Science, 2006.
- [5] Fidias E. León-Sarmiento, Didier G. Prada, Claudia Gutierrez, "Pupila, pupilometría y pupilografía". Acta Neurol Colomb 2008;24:188-197.
- [6] Peyman Mirtaheri, "A novel low-cost design of a digital infrared pupillometer using a web camera", Faculty of Engineering, Oslo University, Unitech 2010.
- [7] Petteri Teikari, "Automated Pupillometry", Project work of measurement science and technology for the course, S-108.3120 Project Work, Helsinki University of Technology, Centre for Metrology and Accreditation, Metrology Research Institute, October 1, 2007.
- [8] Leonor Borja Martínez, "Sistema de software para la medición de la respuesta pupilar", Departamento de Computación, Unidad Zacatenco, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, México DF, Diciembre, 2006.
- [9] Arturo Bianchetti y Silvia Ana Comastri, "Desarrollo de una metodología para medir el diámetro pupilar ocular a partir del procesamiento de imágenes conteniendo el ojo", Departamento de Investigaciones, Universidad de Belgrano, Noviembre, 2008.
- [10] Akira Sugioka, Yoshinobu Ebisawa, Masao Ohtani, "Noncontact video-based eye-gaze detection method allowing large head displacements," 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam 1996.
- [11] Haag Streit UK, "Procyon P3000 USB Pupillometer", Disponible en línea: <http://eshop.haagstreituk.com/pupillometer/procyon-p3000-usb-pupillometer>
- [12] Oasis, "Colvard Pupillometer", Disponible en línea: http://oasismedical.com/Products_Node_View.asp?id=58
- [13] NeuroOptics, "The new gold standard in pupil size", Disponible en línea: www.neurooptics.com
- [14] L..W.Stark, "Pupillometer with pupil irregularity detection, pupil tracking and pupil response detection capability, intracranial pressure detection capability and ocular aberration measurement capability", U.S. Patent 12,704,527. Agosto 5, 2010.
- [15] L.Stark, "Pupillometer", U.S. Patent 3,036,568. Enero 20, 1958.
- [16] L.W.Bugbee, E.D.Tillyer, "Pupillometer", U.S. Patent 1,266,208. Mayo 14, 1918.
- [17] G.W.Fitz, "Shadow Pupillometer", U.S. Patent 1,192,512. Julio 25, 1916.
- [18] L.LPalmer, "Pupillometer and Bridge Measure", U.S. Patent 557,220. Marzo 31, 1986.
- [19] Geoff Dougherty, "Digital Image Processing for Medical Applications", Fourth Edition, Cambridge University Press, New York, 2009.

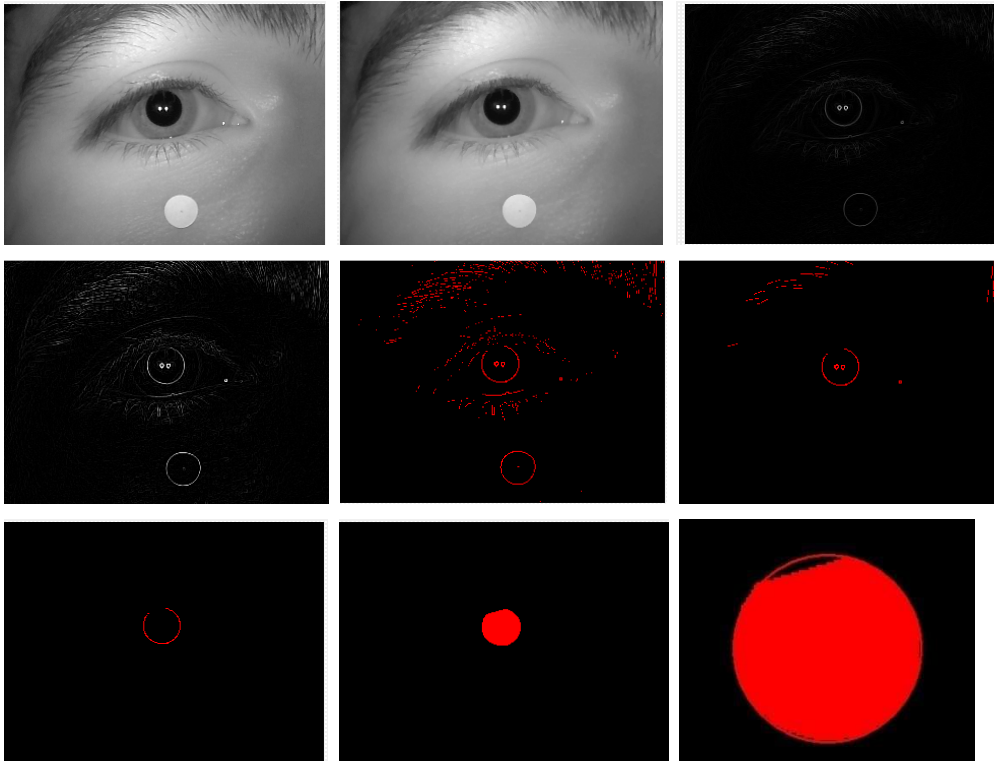
- [20] Bernd Jahne, "Digital Image Processing", 6th revised and extended edition, Springer, Netherlands, 2005.
- [21] Chris Solomon, Toby Breckon, "Fundamentals of Digital Image Processing", Wiley-Blackwell, Oxford, 2011.
- [22] Anil Jain, "Fundamentals of Digital Image Processing". Prentice-Hall, New Jersey, 1989.
- [23] Al Bovik, "Handbook of Image and Video Processing", Department of Electrical and Computer Engineering, The University of Texas Academic Press, Austin, 2000.
- [24] Christopher G. Relf, "Image Acquisition and Processing with LabVIEW", CRC Press, 2004.
- [25] Wilhelm Burger, Mark Burge, "Principles of Digital Image Processing", Undergraduate Topics in Computer Science, Springer, London, 2009.
- [26] Y.Ramadevi, T.Sridevi, B.Poornima, B.Kalayani, "Segmentation and Object Recognition using Edge Detection Techniques". Department of CSE, Caitanya Bharathi Institute of Technology., December, 2010.
- [27] Graham Leedham, Chen Yan, Kalyan Takru, Joie Hadi, "Comparison of some Thresholding Algorithms for Text/Background Segmentation in Difficult Documents Images", School of Computer Engineering, Nanyang Technological University, Seventh International Conference on Document Analysis and Recognition, 2003.
- [28] Sue Wu, Adnan Amin, "Automatic Thresholding of Gray-level Using Multi-stage Approach", University of New South Wales, Sydney, Seventh International Conference on Document Analysis and Recognition, 2003.
- [29] Petteri Teikari, "Optical Performance: Characterization of a Pupillometric Camera", Department of Electronics, Helsinki University of Technology, 2008.
- [30] Genius, "Webcam con luz LED infrarroja para visión nocturna", Disponible en línea: <http://www.geniusnet.com/wSite/ct?xItem=19466&ctNode=1303>
- [31] Imatest, "Image Quality Factors", Disponible en línea: <http://www.imatest.com/docs/iqfactors/>
- [32] Wikipedia, "Convexidad", Disponible en línea: <http://es.wikipedia.org/wiki/Convexidad>
- [33] Wikipedia, "Concavidad", Disponible en línea: <http://es.wikipedia.org/wiki/Concavidad>
- [34] National Instruments, "Particle Measurements", Disponible en línea: http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/372916J-01/nivisionconcepts/particle_measurements/
- [35] Angel Sanchez, "Aplicaciones de la Visión Artificial y la Biometría Informática", Universidad Rey Juan Carlos, 2005.
- [36] Julià Monsó, "Sistemas de identificación y control automáticos", Marcombo, 1994.
- [37] "Notas de Visión y Apuntes sobre la Ingeniería del Software", Departamento de Informática de la UCLM, 1995.
- [38] Eduardo Raffo Lecca, "Geometría Computacional: El problema del cerco convexo", Disponible en línea: <http://www.scielo.org.pe/pdf/id/v8n2/a12v8n2.pdf>
- [39] Jorge Humberto Terán, "Fundamentos de la programación", Universidad Mayor de San Andrés, La Paz, 2006.
- [40] Robert Sedgewick, "Algoritmos en C++", Addison-Wesley, 1995.

- [41] Wolfgang Schmid, Ruben Lazo, "Guía para estimar la incertidumbre de la medición", Centro Nacional de Metrología (CENAM), México, 2000.
- [42] Angel Moreno, "Metodología para el cálculo de incertidumbre", Centro Nacional de Metrología (CENAM), México, 2005.

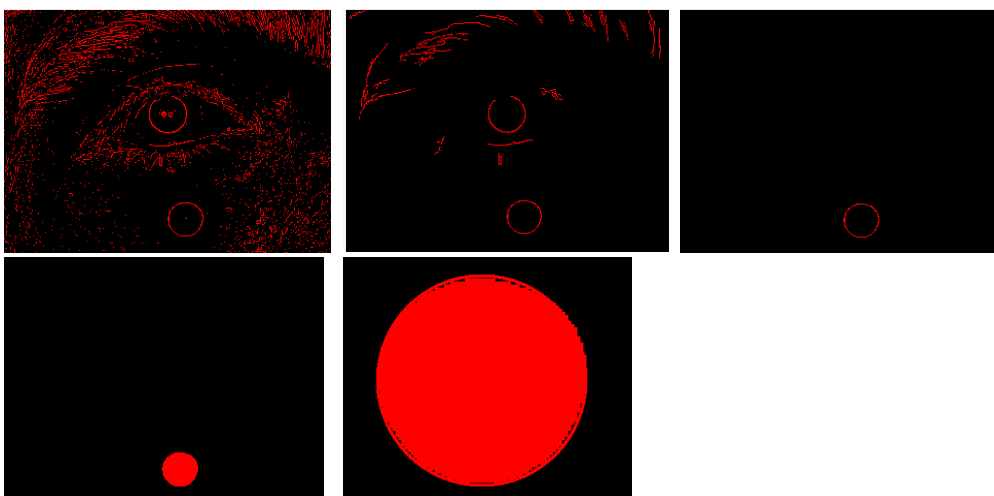
ANEXO A: DIFERENTES ETAPAS DEL PROCESO DE DETECCIÓN DE LA PUPILA Y EL STICKER DE REFERENCIA

EJEMPLO 1

DETECCIÓN DE LA PUPILA

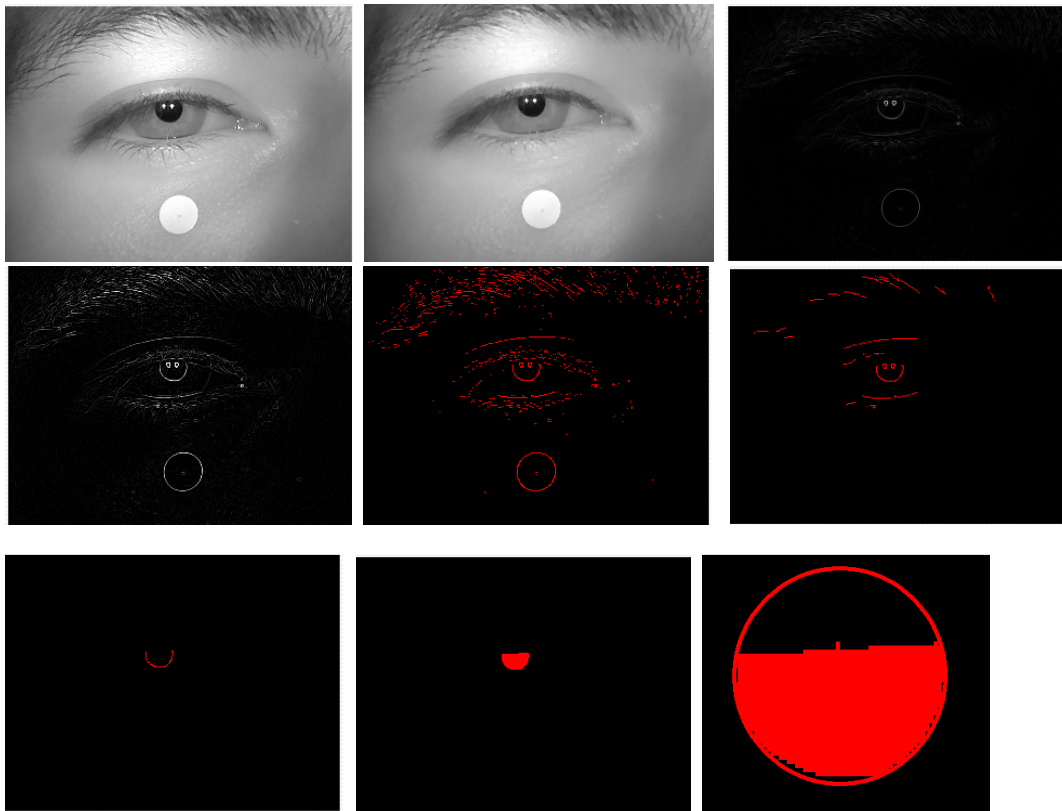


DETECCIÓN DEL STICKER DE REFERENCIA

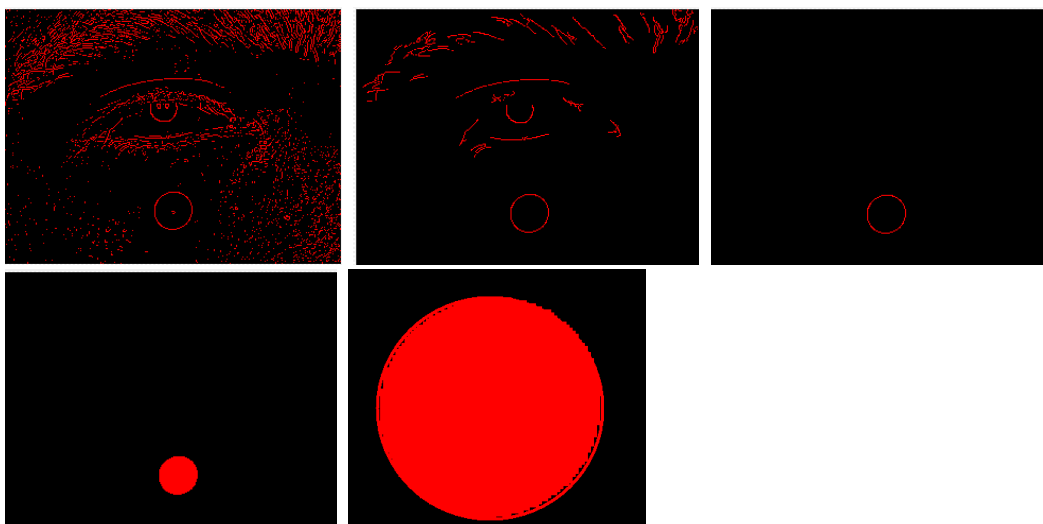


EJEMPLO 2

DETECCIÓN DE LA PUPILA

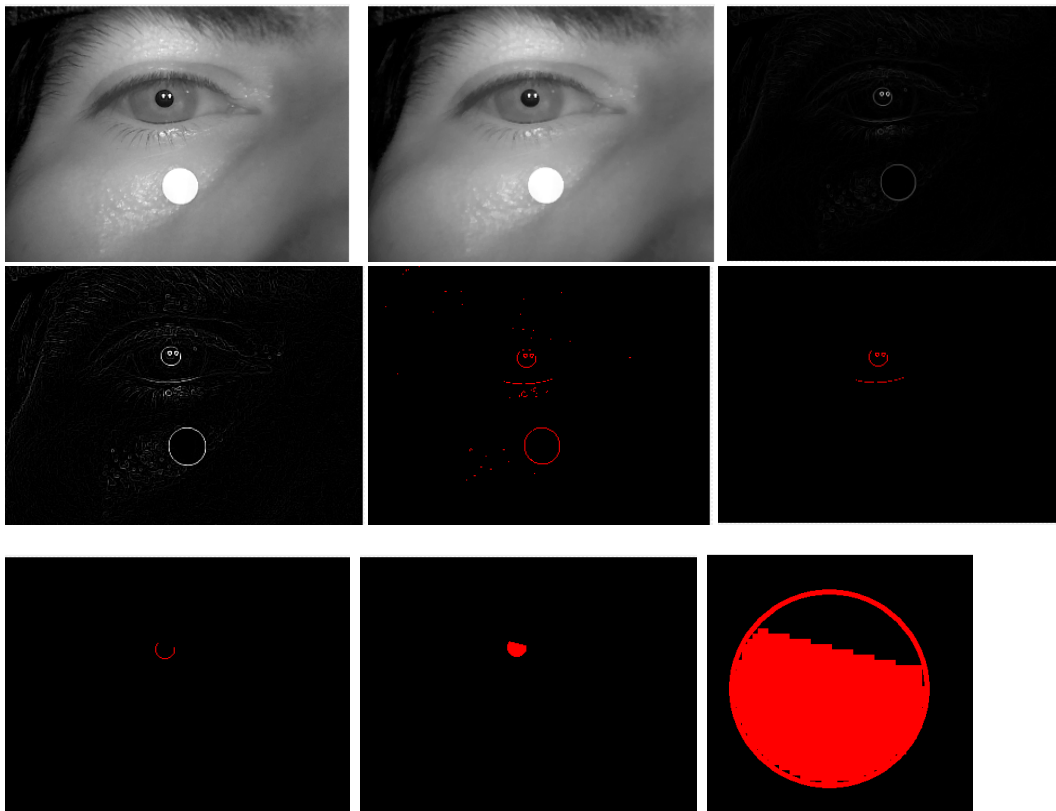


DETECCIÓN DEL STICKER DE REFERENCIA

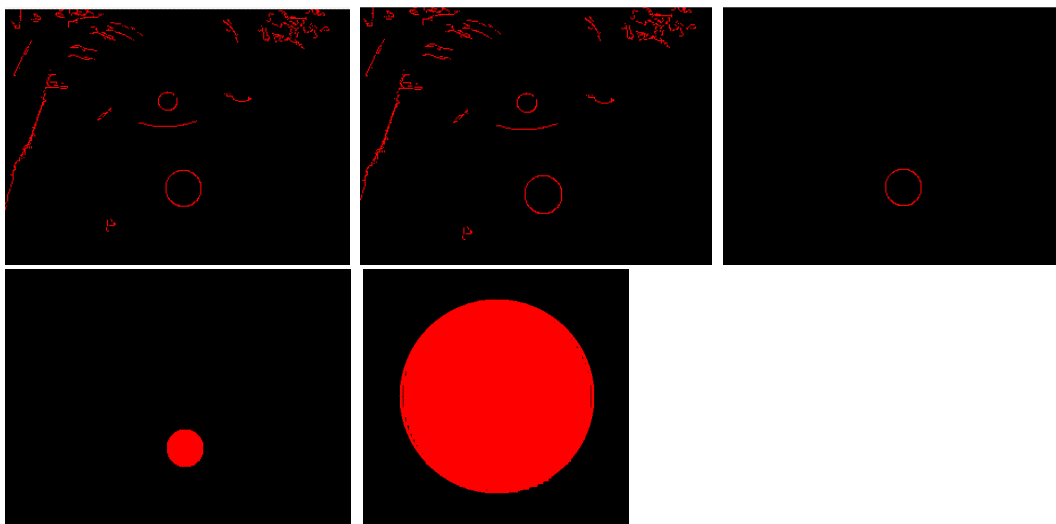


EJEMPLO 3

DETECCIÓN DE LA PUPILA

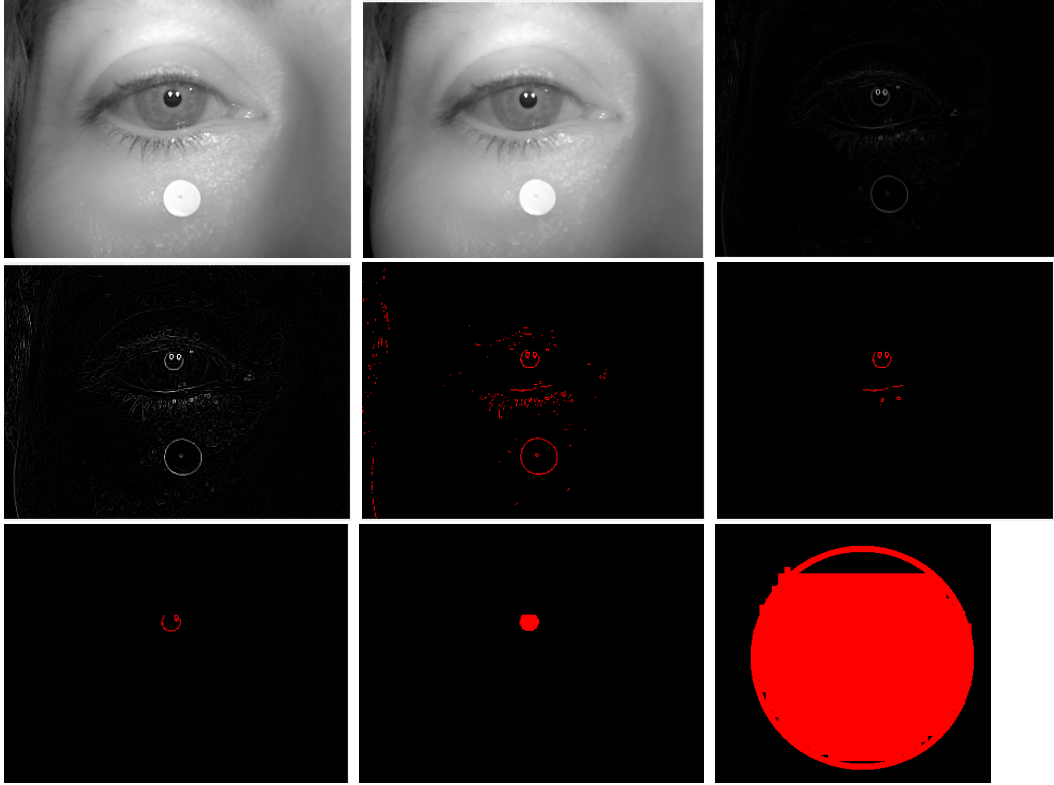


DETECCIÓN DEL STICKER DE REFERENCIA



EJEMPLO 4

DETECCIÓN DE LA PUPILA



DETECCIÓN DEL STICKER DE REFERENCIA

