



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

DESARROLLO DE UN MODELO
EXPERIMENTAL DEL
ESPARCIMIENTO DE LUZ EN EL
OJO HUMANO CON CATARATAS

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICO

PRESENTA:

OMAR RODRÍGUEZ NÚÑEZ

DIRECTOR DE TESIS:

DR. NEIL CHARLES BRUCE DAVIDSON

2012





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Hoja de Datos del Jurado

1. Datos del alumno

Rodríguez
Núñez
Omar
53 10 05 33
Universidad Nacional Autónoma de México
Facultad de Ciencias
Física
304308424

2. Datos del tutor

Dr.
Neil Charles
Bruce
Davidson

3. Datos del sinodal 1

Dr.
Juan
Hernández
Cordero

4. Datos del sinodal 2

Fis.
Margarita
Sánchez y
Sánchez

5. Datos del sinodal 3

Dr.
Antonio Alfonso
Rodríguez
Rosales

6. Datos del sinodal 4

Dr.
Mathieu
Hautefeuille

7. Datos del trabajo escrito

Desarrollo de un modelo experimental del esparcimiento de luz en el ojo humano con cataratas

78 p

2012

Resumen

Las cataratas en el ojo humano es un problema de salud que afecta la habilidad de una persona de ver claramente. Para detectar las cataratas los médicos utilizan aparatos que mandan luz dentro del ojo, y detectan la luz reflejada que sale de la pupila, por pasar dos veces dentro de la lente del cristalino, este tipo de mediciones se conocen como doble paso. Se ha construido un modelo experimental del sistema de doble-paso para analizar el efecto del esparcimiento en la formación de imagen en un modelo del ojo humano con cataratas.

El sistema experimental permitió obtener un método cualitativo para que a través de la irradiancia y el diámetro del spot que forma la imagen, se pueda comparar el esparcimiento de luz en la retina (imagen del primer paso o imagen retiniana) y a la salida del dispositivo (imagen del segundo paso o imagen aérea). Encontramos que en las imágenes del segundo paso no se muestra un efecto tan claro del esparcimiento producido por las cataratas, sin embargo es posible verificar que al aumentar el tamaño o la concentración de las partículas disminuye la intensidad del esparcimiento en la imagen aérea (segundo paso). Caso contrario para las imágenes retinianas (primer paso) donde al aumentar el tamaño de partículas aumenta el esparcimiento. Además se encontró que para simular las cataratas y producir esparcimiento en el modelo del ojo, se puede utilizar una suspensión de partículas esféricas pequeñas de bióxido de silicio en agua con un tamaño de partículas de 168 nm y 429 nm, también se pueden utilizar partículas más grandes y antisimétricas con un tamaño aproximado de 1 a 4 μm . Se mostro que el factor mas importante que afecta el esparcimiento de luz en el primer y segundo paso es el tamaño de las partículas y que con el modelo desarrollado el efecto la retina influye considerablemente en la irradiancia detectada en la imagen del segundo paso.

Dedicatoria

El presente trabajo está dedicado a las personas que a lo largo de la carrera me han brindado su apoyo para lograr concluir mis estudios:

A mi familia (Rubén Rodríguez Carrión, Israel Rodríguez Núñez, Jonathan R. Rodríguez Núñez y Karen A. Rodríguez Núñez) por su cariño y afecto que me han proporcionado siempre. Pero principalmente a mi mamá Herlinda Núñez Castillo que cuando buscaba palabras de aliento en ella, siempre sabía que decir para subirme el ánimo y alentarme a seguir adelante, por brindarme su ayuda incansable, sus consejos oportunos y principalmente su amor, Gracias.

A mi novia Karina E. Trejo Gutiérrez por su comprensión y amor que han sido indispensables para la realización de la tesis, por siempre estar conmigo en los buenos y malos momentos, por que me impulsó a no dejar de esforzarme y hacer lo que en verdad me gusta. Te amo bebe.

A mis amigos que han sido el complemento personal que necesité a lo largo de la carrera, para enfocar mis energías en cosas distintas a las académicas y que sin sus comentarios y ayuda para terminar la carrera no hubiera sido posible concluir mis estudios.

Agradecimientos

Quiero agradecer profundamente al Dr. Neil Charles Bruce Davidson por siempre tener el tiempo, la disposición y las ganas para discutir aspectos del presente trabajo. Por haberme mostrado el amplio mundo de la Óptica desde un punto de vista experimental, y que gracias a su vasto conocimiento y experiencia me ayudó a resolver de manera trivial para él, problemas que para mí eran muy complejos.

Al Dr. Juan Hernández Cordero que mediante sus comentarios me hizo replantear de manera correcta la tesis para darle un sentido preciso a los objetivos de la misma. Y que sin conocerme aceptó se parte del jurado para evaluar mi trabajo.

Gracias a la Fis. Margarita Sánchez y Sánchez por sus correcciones al trabajo escrito, por haber puntualizado aspectos importantes del mismo. Pero principalmente le agradezco que en su clase me mostro por primera vez el mundo de la Óptica.

Al Dr. Antonio Alfonso Rodríguez Rosales que me ayudó a estructurar adecuadamente el trabajo y me proporcionó los detalles que son importantes conocer y tener presentes en un buen trabajo.

Al Dr. Mathieu Hautefeuille que con sus contribuciones y correcciones al trabajo enriquecieron enormemente el resultado final, gracias por su amabilidad y por pensar en mí para realizar trabajos futuros.

Finalmente quiero agradecer a Hernando Magallanes y Benjamín Sanchez que gracias a las discusiones que tuvimos en el laboratorio, pude esclarecer conceptos fundamentales en el desarrollo del trabajo.

Índice general

Resumen	III
Dedicatoria	V
Agradecimientos	VII
1. Introducción	3
1.1. Estructura del ojo humano y la visión	3
1.2. Cataratas en el ojo humano	6
1.3. Objetivo y Estructura del Trabajo	7
1.3.1. Motivación	7
1.3.2. Objetivos	9
1.3.3. Estructura del trabajo	10
2. Fundamentos de Sistemas Ópticos y Aberraciones	13
2.1. Sistemas Ópticos	13
2.1.1. Diafragmas	13
2.1.2. Oculares	14
2.1.3. El Microscopio	15
2.1.4. La Cámara	17
2.1.5. El Telescopio	19
2.2. Aberraciones y Defectos de la Visión	21
2.2.1. Aberraciones Primarias	21
2.2.2. Defectos de la Visión	25
3. Método de Doble-Paso	29
3.1. Antecedentes	29
3.2. Dispositivo Experimental	32
3.2.1. Filtrado Espacial	35
3.2.2. Sistema Badal	36
3.3. Especificaciones experimentales	37

3.4. Procedimiento Experimental	38
4. Resultados y Análisis	43
4.1. Formación de Imagen Aérea en el Doble-Paso	43
4.2. Formación de la Imagen Retiniana en el Doble-Paso	54
4.3. Resumen de Resultados	61
5. Conclusiones y Perspectivas	65
5.1. Conclusiones	65
5.2. Perspectivas	67
A.	69
Bibliografía	75

Capítulo 1

Introducción

1.1. Estructura del ojo humano y la visión

La visión, o sentido de la vista, es una función sumamente compleja, en la que intervienen numerosas estructuras, la mayor parte de la información que recibe el ser humano llega a través de este medio. El proceso por el cual percibimos una escena se denomina visión y puede dividirse en tres etapas: óptica, retiniana y cerebral. La primera etapa consiste en la formación en la retina de una imagen real e invertida del objeto exterior mediante el sistema óptico del ojo. En la retina, los fotorreceptores muestrean dicha imagen y transforman la energía luminosa en impulsos nerviosos que son transmitidos a los niveles superiores del procesamiento visual a través del nervio óptico. En los centros visuales de la corteza cerebral se realiza la interpretación de la escena.

La estructura ocular (Figura 1.1) involucrada en la formación de la imagen retiniana esta dada principalmente por la córnea, el iris y el cristalino, y en menor medida, los humores acuoso y vítreo.

El ojo es una masa gelatinosa casi esférica, contenida dentro de una envoltura dura y flexible que esta dividida en dos partes: la parte frontal o córnea y la parte posterior o esclerótica. La esclerótica es densa, blanca y de tejido fibroso, su función es principalmente de protección y es aproximadamente esférica, tiene un radio de curvatura alrededor de 12 mm. La cornea es transparente y aproximadamente esférica con un radio de curvatura alrededor de 8 mm. El centro de curvatura de la esclera y la córnea están separados aproximadamente por 5 mm. La córnea tiene la forma de una lente convexo-cóncava que separa aire y humor acuoso, aportando aproximadamente dos tercios de la potencia total del ojo relajado ya que esta fracción disminuye a medida que aumenta la potencia de la lente durante la aco-

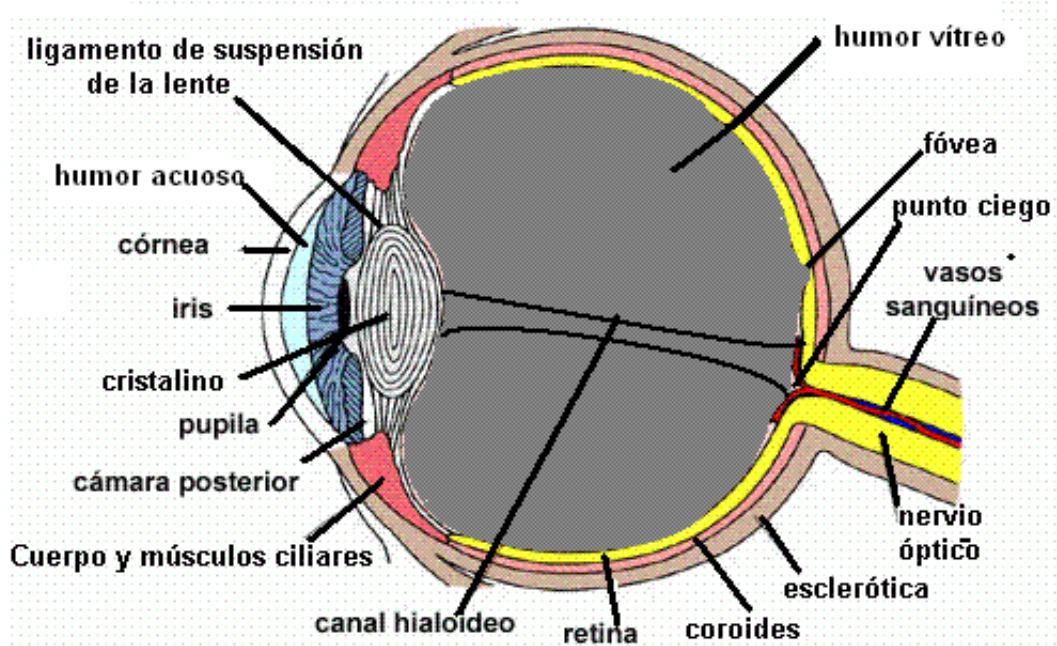


Figura 1.1: *El ojo humano.*

modación. Está formada por seis capas concéntricas: las tres primeras integran la superficie anterior y constituyen la primera interface de refracción (aire-estroma), y las dos últimas forman la segunda cara (interface estroma-humor acuoso). El estroma es una estructura transparente, formada por una disposición de fibrillas de colágeno paralelas a la superficie corneal, con un índice de refracción medio de 1.375 [1, 2].

Desde la córnea, la luz pasa a través de una cámara llena con un fluido denominado humor acuoso ($n_{ha} \approx 1,336$) que nutre la parte anterior del ojo. Es una disolución de diferentes componentes (electrolitos, oxígeno, proteínas, etc.) con una concentración muy pequeña de moléculas proteicas de gran tamaño, que favorece una gran calidad óptica al producir poco esparcimiento de la luz. En el humor acuoso está sumergido un diafragma conocido como iris que sirve como diafragma de apertura cuya función es controlar la luz que entra en el ojo a través de su agujero o pupila. Es el iris el que proporciona al ojo su característico color azul, marrón, gris verde o castaño. Hecho de músculos circulares y radiales, el iris puede hacer expandir o contraer la pupila dentro de una gama que va de unos 2 mm en luz brillante hasta unos 8 mm en la oscuridad. Además de está relacionado con el proceso de enfoque, contrayéndose para aumentar la nitidez de la imagen al realizar trabajos finos. Inmediatamente detrás del iris se halla la lente del cristalino que

proporciona la potencia restante al ojo. Se halla inmerso en una capsula en forma de lente biconvexa, con la cara anterior situada detrás del iris y la cara posterior encajada en el cuerpo vítreo. En su interior se distinguen una región nuclear y una cortical, recubierta por un epitelio. La estructura molecular del cristalino posee un alto contenido en proteínas (33 por ciento, frente a un 66 por ciento de agua), necesario para que tenga un elevado índice de refracción (1.42). Su arquitectura es un conglomerado de células fibrosas, con una estructura transparente resultado de la ordenada disposición de las moléculas que lo componen y de pequeñas diferencias de índice de refracción que reducen considerablemente el esparcimiento de la luz. La contracción del músculo ciliar produce un abombamiento del cristalino aumentando su poder refractor. Esta geometría variable posibilita el mecanismo de la acomodación por el que el ojo es capaz de enfocar objetos situados a diferentes distancias. Detrás del cristalino podemos encontrar el humor vítreo que es la mayor estructura interna del ojo (el 80 por ciento del volumen del globo ocular), con un índice de refracción medio de 1.335. Su estructura es una mezcla gel-líquido compuesta principalmente por una red de fibras de colágeno separadas entre sí y dispuestas longitudinalmente para evitar la dispersión de la luz.

Al interior de la dura membrana esclerótica se halla una envoltura interna, la coroides, una capa oscura, bien provista de conductos sanguíneos y bien pigmentada con melanina, que absorbe la luz espuria. Una capa delgada (cuyo espesor varía entre 0.5 y 0.1 mm) de células receptoras luminosas reviste gran parte de la superficie interior de la coroides: se trata de la retina. El haz luminoso enfocado se absorbe a través de reacciones electroquímicas en esta estructura de capas múltiples. Sobre la retina están entremezcladas de manera no uniforme dos clases de células fotorreceptoras: los bastones y los conos, los primeros tienen las características de una película en blanco y negro de alta velocidad, es extremadamente sensible, funcionando con luz demasiado débil como para que reaccionen los conos pero es incapaz de distinguir el color y las imágenes que retransmite no están bien definidas. Por el contrario, el conjunto de conos puede imaginarse como si fuera una película de color de baja velocidad, superpuesta pero separada. Funciona con luz brillante proporcionando vistas detalladas y en color, siendo sin embargo bastante insensible con niveles de luz bajos. La zona de salida del nervio óptico del ojo no contiene receptores, siendo insensible a la luz; por esta razón se denomina punto ciego. El nervio óptico se extiende sobre la parte posterior del interior del ojo con forma de retina. Cerca del centro de la retina existe una pequeña depresión de 2.5 a 3 mm de diámetro, conocida como mácula cuyo número de conos es más que el doble de los bastones y en cuyo centro se halla una pequeña región libre de bastones de unos 0.3 mm de diámetro, llamada fovea centralis [2].

El sistema óptico del ojo, compuesto por los elementos antes mencionados, impone el límite físico más importante a la percepción visual. Si la calidad de la imagen retiniana es baja, es decir, si las imágenes formadas en la retina están borrosas o son de baja intensidad, la visión será deficiente, aunque el resto del sistema visual funcione correctamente. Por un lado, el nivel de luz que llega a la retina está limitado por la reflexión en las sucesivas interfaces y por la absorción en las distintas estructuras del sistema óptico, lo que determina ciertos umbrales de luz para la percepción. Por otro lado, idealmente la imagen de un punto objeto, o PSF¹, debería ser otro punto en la retina, sin embargo, la difracción en la pupila, las aberraciones de la córnea y del cristalino, y el esparcimiento de los medios oculares degradan la imagen produciendo en la retina una mancha extensa en vez de un punto.

La evaluación de la calidad óptica del ojo humano se ha descrito generalmente utilizando la función de transferencia de modulación o MTF², que proporciona la relación entre el contraste del objeto y el de la imagen para cada frecuencia espacial. La MTF es utilizada frecuentemente para evaluar la calidad de los sistemas ópticos y se puede considerar la función más adecuada para el análisis de la calidad de imagen del ojo. La MTF del sistema óptico del ojo puede obtenerse a partir de las imágenes registradas con el dispositivo del doble-paso [3-8]. Este es un sistema basado en el oftalmoscopio que consiste en el registro de la luz reflejada en la retina después de volver a atravesar los medios oculares. El sistema del doble-paso es uno de los métodos que ha proporcionado mejores resultados para el estudio de la calidad de la imagen retiniana.

1.2. Cataratas en el ojo humano

Una catarata es una opacidad de la lente del cristalino, impidiendo u obstaculizando el paso de luz, se produce a una edad avanzada (generalmente por encima de los 60 años) [9]. No se puede asignar una causa directa a este proceso. El cambio en la lente del cristalino también puede ser provocado por algunos trastornos locales o sistemáticos, independientes de la edad. Debido a que se forman nuevas fibras en la lente a lo largo de los años, es posible determinar de manera aproximada el tiempo de formación de la opacidad. Clínicamente las cataratas pueden ser clasificadas como fetal embriónica, adulto o senil. La catarata es a menudo identificada de acuerdo a su localización anatómica (polar, capsular, subcapsular, cortical, ecuatorial, nuclear).

¹Del inglés Point Spread Function.

²Del inglés Modulation Transfer Function.

El daño oxidativo en el tejido del cristalino se cree que es el principal factor que contribuye a la formación de catarata senil [10, 11]. El proceso de oxidación produce modificaciones en las proteínas cristalinas que se traducen en agregación de proteínas [12]. La acumulación de proteínas de alto peso molecular puede constituir fluctuaciones locales (de hasta 0.177) en el índice de refracción [13, 14]. El tamaño de las partículas producidas por agregados de alto peso molecular es de alrededor de $0.1 \mu m$, este tipo de partículas genera esparcimiento en ángulos altos [14, 15], como se ven usualmente imágenes de las lentes normales del envejecimiento y de las cataratas nucleares en la lámpara de hendidura [16, 17]. El esparcimiento en ángulos bajos es probable que afecte la formación de la imagen en la Mácula debido a partículas más grandes. El daño de la membrana debido a la oxidación puede dar lugar al esparcimiento de partículas que son más grandes que las partículas que producen el esparcimiento molecular causado por el daño de la proteína [18]. Cuerpos multilaminares han sido sugeridos como candidatos para partículas grandes de esparcimiento, estos cuerpos varían en tamaño desde 1 a $4 \mu m$ de diámetro y tienen un núcleo esférico recubierto con varias capas de membranas lipídicas finamente espaciadas [19, 20].

1.3. Objetivo y Estructura del Trabajo

1.3.1. Motivación

El estudio del sistema visual humano constituye un campo multidisciplinario en el que convergen la óptica fisiológica, la neurofisiología y la psicofísica, además de la oftalmología y la optometría, donde actualmente existe una estrecha relación con algunas áreas de gran proyección tecnológica como el procesado óptico y digital de imágenes o la robótica, en concreto, la visión artificial. Es un tema de investigación de permanente interés, tanto por su naturaleza fundamental como por las aplicaciones derivadas del mismo, en el que el sistema óptico del ojo, por ser la primera etapa del proceso visual, produce un interés especial. El estudio de la óptica ocular puede proporcionar nuevos conocimientos aplicables a la mejora de los sistemas de corrección, al tratamiento y prevención de disfunciones, o al diseño de modelos de visión artificial.

Actualmente para describir la calidad visual uno de los aparatos más sofisticados que existen es el *OQASTM* (Optical Quality Analysis Sistem) construido en España. El dispositivo funciona mediante un sistema de doble-paso en el cual el emisor de luz es un láser infrarrojo de 780 nm filtrado y colimado, cuya imagen se forma sobre la retina del individuo. Al reflejarse en esta, la luz cruza dos ve-

ces el medio ocular y un algoritmo analiza el tamaño y la forma del punto de luz reflejado. Las imágenes obtenidas contienen toda la información acerca de la calidad óptica del ojo, incluso las aberraciones de orden superior y la luz difusa (esparcimiento o scattering), las cuales no son tenidas habitualmente en cuenta por la mayoría de las técnicas para estudiar la calidad visual. Los tres parámetros fundamentales para una evaluación completa de la calidad visual de una persona son la MTF, la PSF y el esparcimiento intraocular.

La MTF de un sistema óptico, es una función que permite evaluar el grado de detalle que el sistema es capaz de distinguir, o lo que es lo mismo, evalúa la relación entre el contraste en la imagen que forma el sistema y el contraste original de la escena observada. En el caso del ojo humano, la MTF indicará cuánto disminuye el contraste que había en la escena real después de atravesarlo. La reducción del contraste es mayor para las frecuencias espaciales altas (detalles finos y contornos en la imagen). Por esto, la MTF es una función de la frecuencia espacial.

La PSF de un sistema óptico se refiere a la distribución de intensidades de la imagen de una fuente luminosa puntual tras su paso por dicho sistema. Si el sistema óptico del ojo humano fuera perfecto, la imagen de un punto reflejado en la retina habiendo pasado por el medio ocular sería el mismo punto exacto. Por tanto, la función PSF da información de como se distorsiona o degrada la imagen respecto al punto original. Esta función depende de parámetros como el desenfoque, las aberraciones, el esparcimiento, el diámetro y forma pupilar y está limitada por la difracción.

La difusión intraocular es el fenómeno de modificación de la trayectoria de la luz, debido a la interacción de esta con heterogeneidades o discontinuidades en los medios oculares. Existe un índice que corresponde al grado de esparcimiento o difusión que se produce en un sistema óptico, cuando existe una opacidad en algún medio por el que atraviesa la luz. Cuando la luz emitida por la fuente de *OQASTM* atraviesa el ojo dos veces, es recogida por el sistema y analizada para evaluar el grado de difusión correspondiente a la cantidad de energía presente en las regiones periféricas de la imagen que provienen de luz difundida por el ojo. El dispositivo *OQASTM* estima que índices inferiores a 1.2 en la escala del aparato corresponden a ojos que producen poca difusión y superiores a este rango son ojos con algún grado de opacidad en los medios ópticos: cataratas, opacidades vítreas, leucomas corneales, opacidades capsulares, etcétera, que por tanto difunden mucho la luz.

Aunque el dispositivo antes mencionado proporciona estudios objetivos sobre la calidad óptica del ojo humano en diversas condiciones, su costo es muy elevado

(aproximadamente 500 mil pesos) y no es factible para el sector salud en México. Además el índice utilizado para diagnosticar opacidades en el ojo, no proporciona información acerca de cuales son los límites de detección de las cataratas en el ojo humano, esto es que tan grandes y numerosas deben ser las partículas para detectarlas. Lo anterior es de gran relevancia en un país como México con un alto índice de radiación solar, donde se estima que 7 de cada 10 personas con una edad mayor a los 65 años sufrirán algún problema con cataratas.

Los médicos utilizan dispositivos basados en el doble-paso para detectar las cataratas, un factor muy importante que hay que tomar en cuenta en estas mediciones es el esparcimiento en la retina que afecta fuertemente el patrón de luz detectada. De acuerdo con el tamaño de la opacidad y la longitud de onda de la luz incidente, la luz difusa causada por el esparcimiento puede estar en la misma dirección que la luz incidente (hacia adelante) o en la dirección opuesta (hacia atrás). La luz esparcida hacia adelante, que llega a la retina, es más perjudicial para la calidad de la imagen retiniana. Este esparcimiento de la luz reduce el contraste de la imagen proyectada en la retina, por lo tanto la disminución de la calidad de la visión. Los médicos al utilizar dispositivos basados en el doble-paso como instrumento para observar el grado de esparcimiento en las salidas del ojo, observan la imagen que depende del esparcimiento hacia atrás. Esta información se utiliza como un índice de la degradación de la imagen. Sin embargo, esto es una medida indirecta del efecto de esparcimiento hacia adelante de la imagen retiniana.

En el presente trabajo se estudia un modelo experimental basado en la configuración de doble-paso incluyendo cataratas en forma de partículas dentro de un modelo del ojo, para caracterizar el esparcimiento de luz causado por cataratas en el modelo experimental del ojo humano y con esto investigar la relación del esparcimiento de luz (hacia adelante o primer paso) que afecta la imagen que llega a la retina y el esparcimiento de la luz (hacia atrás o segundo paso) que sale del modelo del ojo y es lo que los médicos utilizan como factor de diagnóstico. La caracterización del esparcimiento de luz proyectado en la retina y a la salida del dispositivo experimental ayudará a entender si es posible encontrar una relación entre las imágenes del primer y segundo paso, que permita desarrollar un nuevo método o instrumento de bajo costo que ayude a la evaluación de la calidad visual y en particular encontrar un límite para la detección de las cataratas en el ojo humano.

1.3.2. Objetivos

El trabajo que se propone realizar consiste en el estudio de mediciones experimentales de la configuración del Doble-Paso, para utilizarlo en la investigación de

la formación de imagen en distintas posiciones de un modelo del ojo humano con cataratas. Se planea estudiar la relación de la formación de imagen del esparcimiento de luz proyectado en la retina y la formación de imagen del esparcimiento de luz a la salida del dispositivo una vez que pasó dos veces por la configuración. Para simular el esparcimiento de las cataratas se utilizarán distintos materiales y así se conocerá como es el esparcimiento de éstos en el sistema para poder encontrar el más adecuado en la simulación de cataratas para nuestro modelo del ojo. El plan de trabajo es el siguiente:

1. Construcción de una modificación del sistema de doble-paso basado en configuraciones utilizadas del dispositivo para la medición de la calidad de imagen retiniana [3-8]. Calibrado del dispositivo, realización de un montaje y alineación incluyendo las modificaciones necesarias para obtener un diseño más eficiente para la formación de imagen.
2. Realizar pruebas para corroborar que la imagen proyectada en la cámara CCD³ es la imagen formada en las distintas posiciones del dispositivo, es decir, verificar que la imagen obtenida sea la necesaria para realizar el análisis en las distintas partes del modelo del ojo.
3. Realizar pruebas con los distintos materiales para conocer como es el esparcimiento en cada parte del dispositivo y caracterizar el material que pueda modelar de mejor forma las cataratas.
4. Obtener imágenes en las distintas posiciones del doble-paso, esto es, comparar la formación de imagen del esparcimiento (hacia adelante o primer paso) de luz proyectada en la retina con la formación de imagen del esparcimiento (hacia atrás o segundo paso) de luz a la salida del dispositivo.
5. Efectuar pruebas finales con la variación del material para simular cataratas y así encontrar el comportamiento de las imágenes al modificar el material que produce el esparcimiento en las distintas partes del dispositivo.

1.3.3. Estructura del trabajo

Para lograr los objetivos propuestos, el presente trabajo se organiza como sigue:

³Del inglés Charge-Coupled Device (Dispositivo de Carga Acoplada), las cámaras CCD son dispositivos electrónicos muy sensibles, ideados para captar la luz y formar una imagen a partir de ella.

En el capítulo 1 se presentan los principios generales que dan origen al proyecto, aquí se especifica la motivación que surge a partir de la investigación del ojo como sistema óptico, la calidad visual, las cataratas y la configuración del doble-paso, así como la necesidad de empezar a trabajar en un método que ayude a diagnosticar de manera mas efectiva y a bajo costo las cataratas en el ojo humano.

El capítulo 2 contiene los fundamentos en los que se basa el trabajo, se describen algunos sistemas ópticos y las aberraciones que existen al no tener sistemas ópticos perfectos. Se presentan sistemas ópticos que están involucrados con el ojo humano y la visión. De igual forma se proporcionan los defectos que existen en la vista y una forma de corregirlos.

El objetivo del capítulo 3 es describir el sistema experimental de doble-paso construido para el registro de imágenes retinianas y el proceso de formación de imágenes con este método. Se hace una reseña de los antecedentes del dispositivo y se detallan todos sus componentes ópticos, por último se concluye el capítulo explicando el procedimiento del trabajo experimental que se realizó en la presente tesis.

En el capítulo 4 se presentan los resultados y la discusión de los mismos. En la primera parte del capítulo se presentan los resultados para la formación de la imagen aérea en el doble-paso y en la segunda parte se discute la formación de la imagen retiniana en el dispositivo. Para finalizar el capítulo se presenta un resumen de resultados para especificar las diferencias entre las imágenes aéreas y retinianas en el modelo experimental.

El capítulo 5 resume las conclusiones y aportaciones del trabajo, así como las perspectivas del mismo.

Capítulo 2

Fundamentos de Sistemas Ópticos y Aberraciones

2.1. Sistemas Ópticos

Denominamos *sistema óptico* a un conjunto de superficies que separan medios con índices de refracción diferentes. Si las superficies son de revolución, y sus centros están alineados, la recta que los une se denomina eje óptico. El punto emisor de donde salen los rayos se denomina objeto; el punto donde se juntan los rayos, una vez pasado el sistema óptico es la imagen. Si los rayos pasan físicamente por un punto se denomina real. El punto es virtual si llegan o salen las prolongaciones de los rayos. El conjunto de puntos objeto forma el espacio objeto mientras que el conjunto de puntos imagen conforma el espacio imagen.

2.1.1. Diafragmas

Los bordes que presentan las lentes en un sistema óptico restringen el cono de luz y por lo tanto controla la cantidad de luz que llega a la imagen, a este tipo de elemento se le denomina *diafragma de apertura*. Estos diafragmas se utilizan deliberadamente ya sea fuera o dentro del sistema óptico para minimizar aberraciones. El elemento que limita el tamaño o la extensión angular del objeto cuya imagen puede formar el sistema se llama *diafragma de campo*, el cual determina el campo de visión del instrumento [1]. Entonces, mientras que en la Figura 2.1 el diafragma de apertura controla el número de rayos de un punto objeto que llegan al punto imagen conjugado, el diafragma de campo obstruirá o no esos rayos en su totalidad.

A una imagen del diafragma de apertura se le llama *pupila*: la *pupila de entrada* de un sistema es la imagen del diafragma de apertura como se ve desde un punto

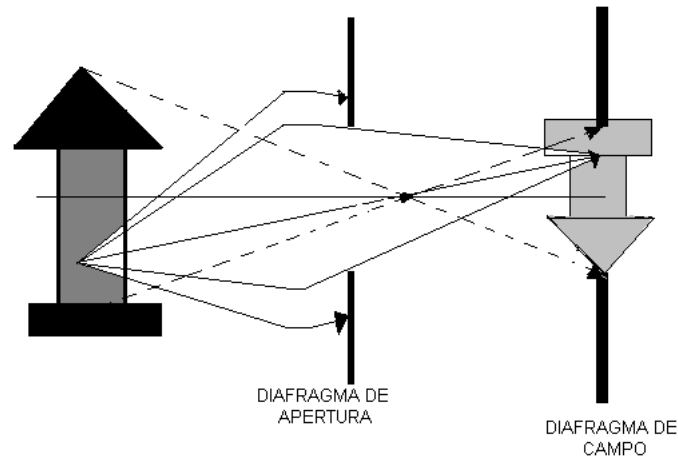


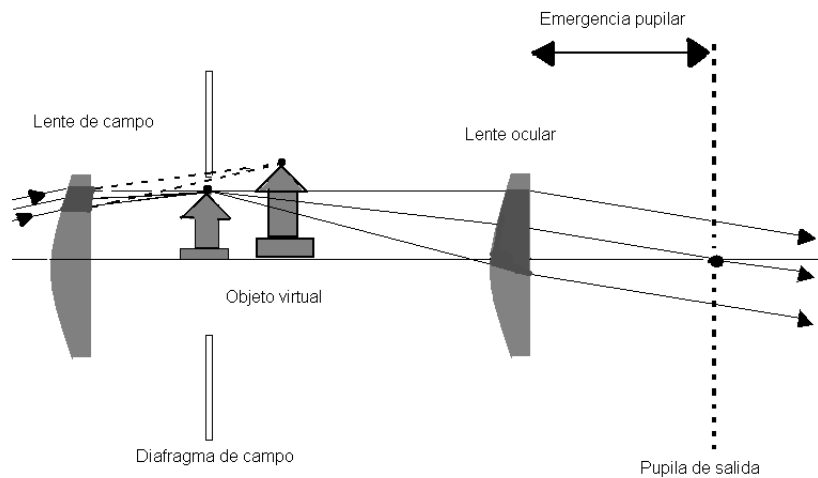
Figura 2.1: *Diafragma de apertura y diafragma de campo.*

axial en el objeto a través de aquellos elementos que preceden al diafragma. Si no hay lentes entre el objeto y el diafragma de apertura, este servirá como pupila de entrada. La *pupila de salida* es la imagen del diafragma de apertura como se ve desde un punto axial en el plano imagen a través de las lentes interpuestas, si las hay.

2.1.2. Oculares

El ocular es un instrumento óptico visual. Se trata esencialmente de una lupa cuya función no es ver un objeto físico real, sino la imagen intermedia de ese objeto, formada por el sistema de lentes que lo precede. El ocular puede diseñarse como parte integral del sistema completo, de tal manera que sus lentes se puedan utilizar en el esquema global para compensar las aberraciones. El ocular debe proporcionar una imagen virtual (de la imagen intermedia), muy a menudo localizada en el infinito o cerca del mismo, para que pueda ser vista cómodamente por un ojo normal y relajado. Además, debe determinar la posición del centro de la pupila de salida o punto ocular en donde el ojo del observador se coloca en alguna posición conveniente, preferiblemente a una distancia de al menos unos 10 mm de la última superficie.

Para ejemplificar esto en la Figura 2.2 podemos observar el ocular de Huygens especialmente utilizado en microscopía. La lente adyacente al ojo se denomina lente ocular mientras que la primera lente en el ocular es la lente de campo. La distancia

Figura 2.2: *El ocular de Huygens*

desde la lente ocular hasta el punto ocular recibe el nombre de emergencia pupilar.

Si bien hay muchos oculares, todos funcionan bajo este concepto con algunas variantes en cuanto a la colocación del foco principal, la lente de campo, lente ocular y su emergencia pupilar [15].

2.1.3. El Microscopio

La función del microscopio es proporcionar una imagen de los objetos cercanos que es más grande que la que se ve con el ojo desnudo. En la Figura 2.3 se muestra cómo funciona el sistema de lentes de un microscopio para producir una imagen aumentada de una muestra pequeña. La función del objetivo es comparable a la de una pequeña lente de proyección. Sin embargo, en vez de proyectar la imagen en una pantalla, proyecta la imagen primaria aumentada del objeto hacia arriba, cerca del extremo superior del tubo del microscopio. Esta imagen primaria se forma en el aire y por lo tanto se denomina imagen aérea. La presencia de esta imagen podría visualizarse si se retirara el ocular y se instalara una pequeña pantalla translúcida en el plano de esta imagen aérea. En realidad, no utilizamos una pantalla sino que visualizamos esta imagen a través del ocular. El ocular funciona prácticamente como una lupa, con la diferencia principal de que aumenta una imagen aérea en vez de un objeto real. El objetivo mismo funciona como diafragma de apertura y pupila de entrada. Su imagen, formada por el ocular, es la pupila de salida en la

que se coloca el ojo. El diafragma de campo, que limita la extensión del objeto más grande que se puede ver se fabrica como parte del ocular. La imagen del diafragma de campo formada por los elementos ópticos que la siguen se llama lucarna de salida mientras que la imagen formada por los elementos que la preceden es la lucarna de entrada. El ángulo cónico subtendido desde el centro de la pupila de salida por la periferia de la ventana de salida se denomina campo angular de visión en el espacio imagen.

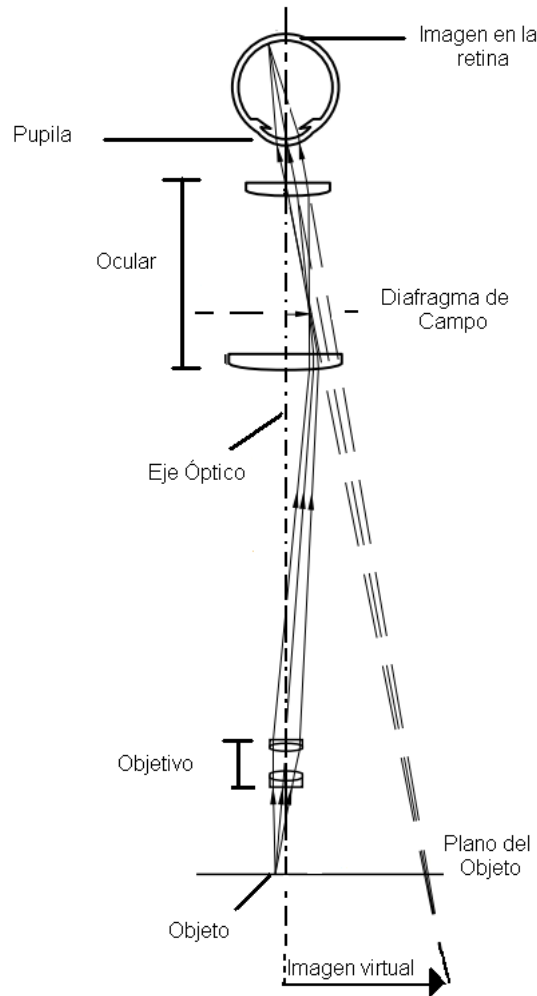


Figura 2.3: *Microscopio de aumentos fijos*

La imagen final se forma en la retina del ojo, pero el ojo percibe como si estuviera en el plano de la imagen virtual, situado cerca del pie del diagrama. Esta última imagen se llama “imagen virtual” ya que los rayos de luz no provienen en realidad de esta imagen, tan solo parece que se originan allí. Las líneas trazadas

hacia ambos extremos de la imagen virtual están punteadas para indicar que no se trata de verdaderos rayos de luz, sino solamente de extensiones de los rayos reales. Los rayos verdaderos están dibujados con trazo continuo entre el ocular y el punto focal. El aumento total del microscopio se produce en dos pasos. El inicial por medio del objetivo y el secundario por el ocular. El aumento total es el producto matemático de ambos.

2.1.4. La Cámara

Usualmente se compara el ojo con una cámara fotográfica ya que ambas estructuras tienen amplias semejanzas, ver Figura 2.4.

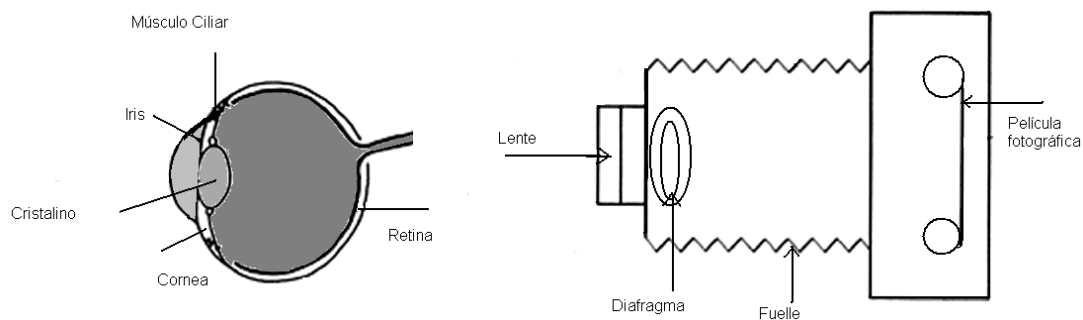


Figura 2.4: *Semejanzas del ojo humano y la cámara fotográfica*

El funcionamiento esencial de una cámara fotográfica (réflex de lente simple [1]) es el siguiente: la luz que atraviesa los primeros elementos de la lente pasa a través de un diafragma *iris*, que sirve para controlar el tiempo de exposición. La luz emergente de la lente choca contra un espejo móvil inclinado a 45° , dirigiéndose sucesivamente hacia arriba a través de la pantalla de enfoque al pentaprisma para luego salir por el ocular del visor. Al presionar el disparador se cierra el diafragma a un valor prefijado, el espejo gira hacia arriba para dejar libre el camino y el obturador en el plano focal se abre para exponer la película. Sucesivamente, el obturador se cierra, el diafragma se abre completamente y el espejo vuelve de nuevo a su posición.

Para enfocar la cámara, toda la lente se mueve acercándola o alejándola del plano de la película. Ya que la distancia focal es fija, al variar la distancia al objeto, debe variar también la distancia a la imagen. El campo de visión angular puede considerarse aproximadamente relacionado con la fracción de la escena que se incluye en la foto.

Comparando la lente de la cámara y la córnea del ojo cumplen objetivos semejantes. Ambas son lentes positivas cuya función es la de hacer que los rayos de luz que inciden en ellas enfoquen en un solo punto, película fotográfica o retina respectivamente. Para que cornea y lente trabajen en forma óptima deben ser perfectamente transparentes y tener las curvaturas adecuadas. De no ser así, la imagen proporcionada será defectuosa o no enfocará en el sitio adecuado.

Detrás de la lente fotográfica se halla el diafragma, que es un dispositivo que regula la cantidad de luz que debe llegar a la película. A diferencia de la película fotográfica, la retina cuenta con una sensibilidad luminosa muy reducida (limitada sólo al espectro visible). En el ojo, el diafragma corresponde al iris, que es una estructura muscular perforada en su centro (pupila), y es el responsable del control de la luz que incide en la retina. Así, cuando existe poca luz ambiente, el iris se dilata creando una pupila muy grande, mientras que si la luz es intensa el iris se contrae cerrando al máximo la pupila.

Al diseñar una cámara fotográfica el poder y la posición de la lente deben calcularse de forma que los rayos paralelos de luz que incidan sobre ella enfoquen exactamente sobre la película fotográfica. Sin embargo, si el objeto se acerca a la cámara, los rayos de luz que salen de este ya no son paralelos sino divergentes, por lo que la lente objetivo, cuyo poder de refracción es fijo, ya no puede enfocarlos a la misma distancia sino detrás de la película fotográfica, tanto más lejos de ella cuanto más cerca esté el objeto por fotografiar. El sistema está entonces desenfocado. En este caso, basta con alejar la lente de la película fotográfica la distancia necesaria para que el foco caiga nuevamente sobre la película. El sistema está nuevamente enfocado. En las cámaras fotográficas esto se logra mediante un sistema de enfoque que permite alejar la lente de la película.

En el ojo, el proceso de enfoque existe aunque el mecanismo es distinto. Detrás del iris se encuentra una estructura en forma de lente biconvexa, como una lupa, llamada cristalino. Este cristalino también es transparente pero, a diferencia de la córnea, es sumamente elástico de forma que su poder refractivo es variable. En toda su periferia el cristalino está sujeto al ojo por unas fibrillas conectadas a un músculo ciliar. Cuando el cristalino está en reposo el sistema óptico del ojo que corresponde a la suma de los poderes de la córnea y del cristalino hace que el ojo esté enfocado al infinito, es decir, a la visión lejana. Cuando el objeto se acerca, los rayos luminosos que llegan al ojo ya no son paralelos sino que paulatinamente se hacen cada vez más divergentes, por lo que el ojo tiene que modificar su fuerza en el músculo ciliar para poder enfocarlos en la retina. Como ya se mencionó, en

la cámara esto se obtiene alejando la lente de la película fotográfica. En el ojo, el mismo resultado se obtiene modificando las curvaturas del cristalino, es decir, haciéndolo más y más convexo conforme el objeto observado se acerca. Para ello el músculo ciliar se contrae relajando la tensión a la que está sometido el cristalino, y éste se abomba aumentando por consiguiente su poder óptico. A este fenómeno se le conoce como acomodación y es el que nos permite poder ver con nitidez los objetos cercanos (Figura 2.5).

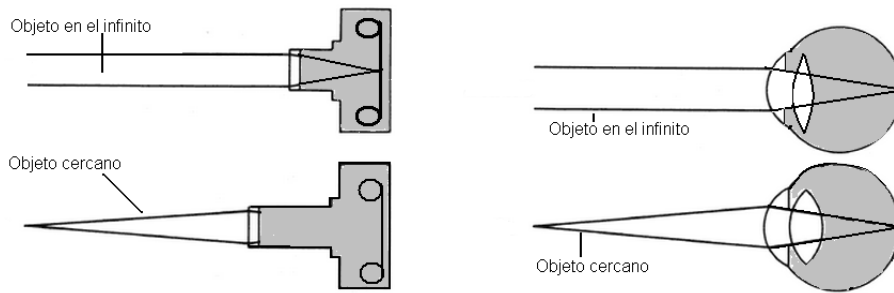


Figura 2.5: *Acomodación. Para la cámara (izquierda) podemos notar que la lente objetivo se aleja para enfocar a un objeto próximo, y para el caso del ojo (derecha) el cristalino se ha abombado para enfocar un objeto cercano.*

En la cámara fotográfica la imagen del objeto llega a la película donde ocasiona cambios físicos y químicos en la emulsión, que serán tratados después en el laboratorio para fijar la imagen en el papel. En el ojo, el equivalente de la película es la retina. La retina recibe entonces la imagen en foco gracias a las propiedades ópticas de la córnea y del cristalino, con la intensidad luminosa óptima determinada por el iris. Esta imagen se “fija” en la retina, ocasionando cambios físicos y químicos. La gran diferencia es que esta imagen es transformada por la retina en impulsos químicos y eléctricos que viajarán posteriormente hasta los centros visuales del cerebro para hacer que la imagen sea “vista” por el individuo.

2.1.5. El Telescopio

El telescopio refractor a diferencia del microscopio compuesto, con el que es muy similar, tiene como función primaria ampliar la imagen en la retina de un objeto alejado [1]. En su esquema básico el objetivo de un telescopio refractor está formado por una lente objetivo colocada en un extremo del tubo que proyecta la luz hacia el fondo, donde se colocará el ocular a través del cual se observa. No obstante, actualmente casi todos los telescopios refractores utilizan como objetivo un conjunto de dos o más lentes que se complementan oportunamente para reducir

o eliminar las aberraciones y la esfericidad que se produce con este tipo de ópticas. En la práctica, la posición de la imagen intermedia es fija moviéndose tan sólo el ocular para enfocar el instrumento. Cabe observar que la imagen está invertida. En la siguiente Figura 2.6 se muestra un diagrama del telescopio refractor.

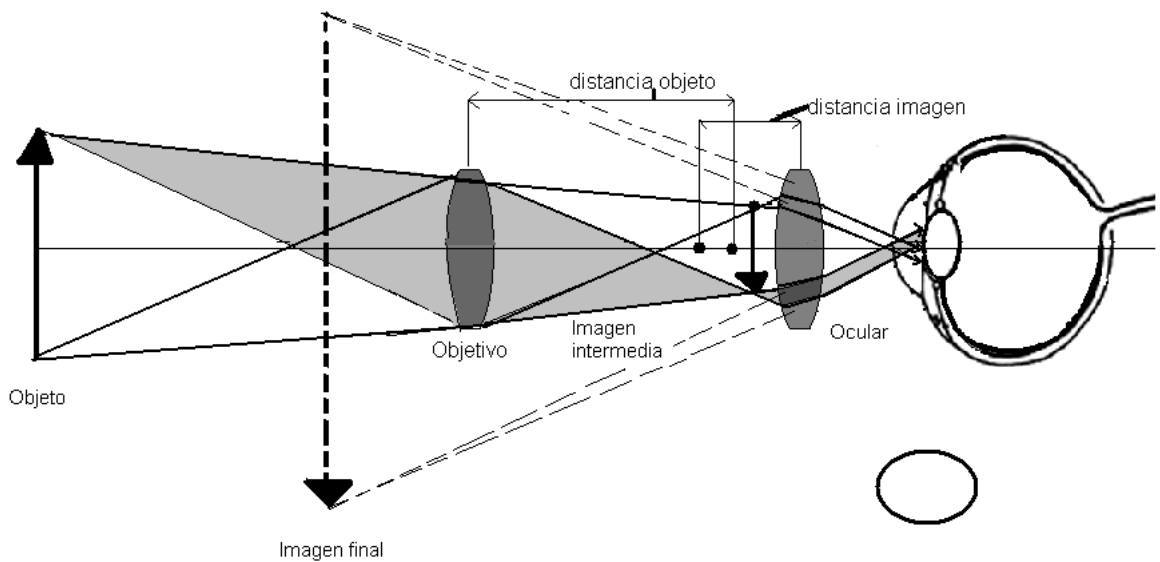


Figura 2.6: *Telescopio astronómico Kepleriano. El aparato consiste en que el ocular es positivo (lente convergente) y que la imagen final está invertida respecto al objeto.*

2.2. Aberraciones y Defectos de la Visión

2.2.1. Aberraciones Primarias

Aberración Esférica

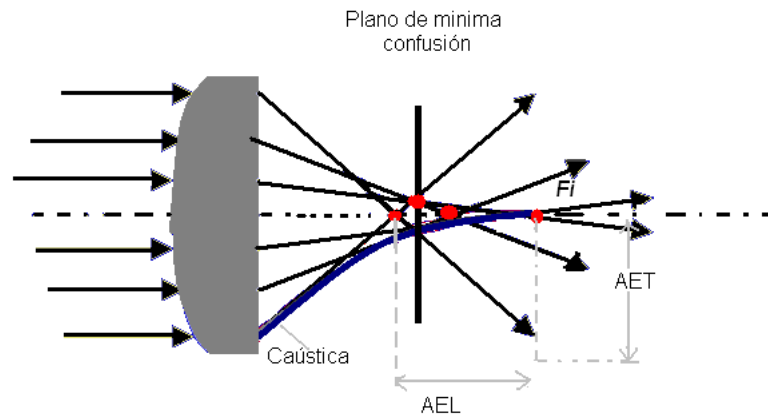


Figura 2.7: *Aberración esférica de una lente. La envolvente de los rayos refractados se denomina cáustica. La intersección entre los rayos marginales y la cáustica indica la posición del plano de mínima confusión.*

El efecto de la aberración esférica se muestra a continuación donde se observa un conjunto de rayos desde un punto axial en O . Su foco paraxial está en un punto O' en la retina. Cuando la aberración esférica está presente, rayos no-paraxiales no se cruzan en el foco paraxial. La aberración esférica o AE corresponde a la dependencia focal con la abertura para rayos no paraxiales. Igualmente, para una lente convergente, como la de la Figura 2.7, los rayos marginales se desviarán en exceso, de tal forma que serán enfocados delante del foco de los rayos paraxiales. Hay que tener en cuenta que la aberración esférica solamente hace referencia a puntos del objeto ubicados en el eje óptico. La distancia comprendida entre la intersección de un rayo con el eje y el foco paraxial F_i , es conocida como la aberración esférica longitudinal de dicho rayo: AEL. El tamaño de la imagen en el foco paraxial se denomina aberración esférica transversal: AET. También se define como la distancia transversal al eje óptico del punto de incidencia del rayo marginal con el plano focal paraxial. Para una lente convergente, la aberración esférica es positiva (focal anterior a la focal paraxial). Para una lente divergente es negativa (focal posterior a la paraxial). La Figura 2.7 muestra el caso de aberración esférica positiva. Para aberración negativa, los rayos (proyectados) cruzan el eje después de la retina.

Coma

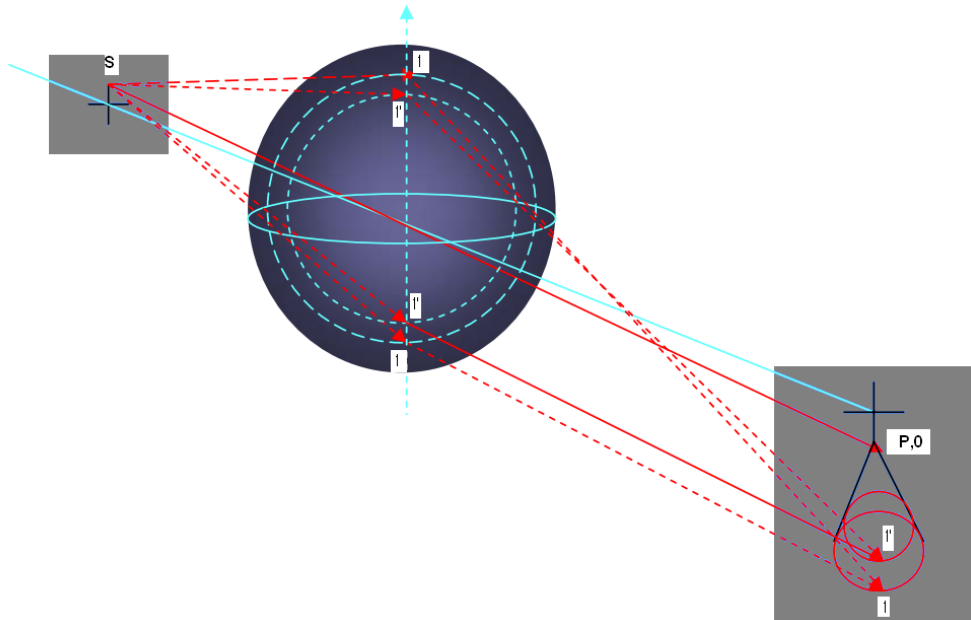


Figura 2.8: *Imagen geométrica de la aberración coma de una fuente puntual. La región central de la lente forma un punto imagen en el vértice del cono.*

Se origina por la dependencia del aumento lateral con la excentricidad del rayo, es decir que rayos que entran a distinta altura focalizan en distintos puntos del plano imagen (ver Figura 2.8). Esto se debe al hecho de que los planos principales pueden ser considerados como planos solamente en la región paraxial, ya que realmente son superficies curvas principales, entonces la aberración de coma afecta los rayos procedentes de puntos no situados sobre el eje de la lente. Tanto la aberración esférica como la aberración cromática son debidas a la incapacidad de la lente para hacer que la imagen de los rayos centrales y la de aquellos que atraviesan las partes exteriores de la misma coincidan en un solo punto [1].

Astigmatismo

Cuando un objeto está situado a una distancia apreciable del eje óptico, el cono de rayos incidente sobre la lente será asimétrico, lo que da origen a la aberración conocida como astigmatismo. El plano de máxima asimetría llamado plano meridional o tangencial contiene el eje y el rayo principal. El plano perpendicular a éste que contiene al rayo principal se llama plano sagital. Los rayos que entran por uno u otro plano focalizan en distintos puntos, es decir, el foco tangencial y el

sagital son distintos, ver Figura 2.9. Si la lente no es simétrica, también hay astigmatismo para puntos en el eje. La imagen de un punto en los planos tangencial y sagital es una línea [2]. A grosso modo podríamos definir el astigmatismo como la distancia entre el foco meridional y el sagital, que tiene una dependencia de la distancia focal de la lente, el ángulo de los rayos y la distancia al eje. La mejor imagen se obtiene para una posición entre ambos focos y se denomina círculo de mínima confusión. La consecuencia del astigmatismo es que no podemos enfocar simultáneamente líneas verticales y horizontales. Este defecto es muy común en el ojo y se corrige con lentes cilíndricas.

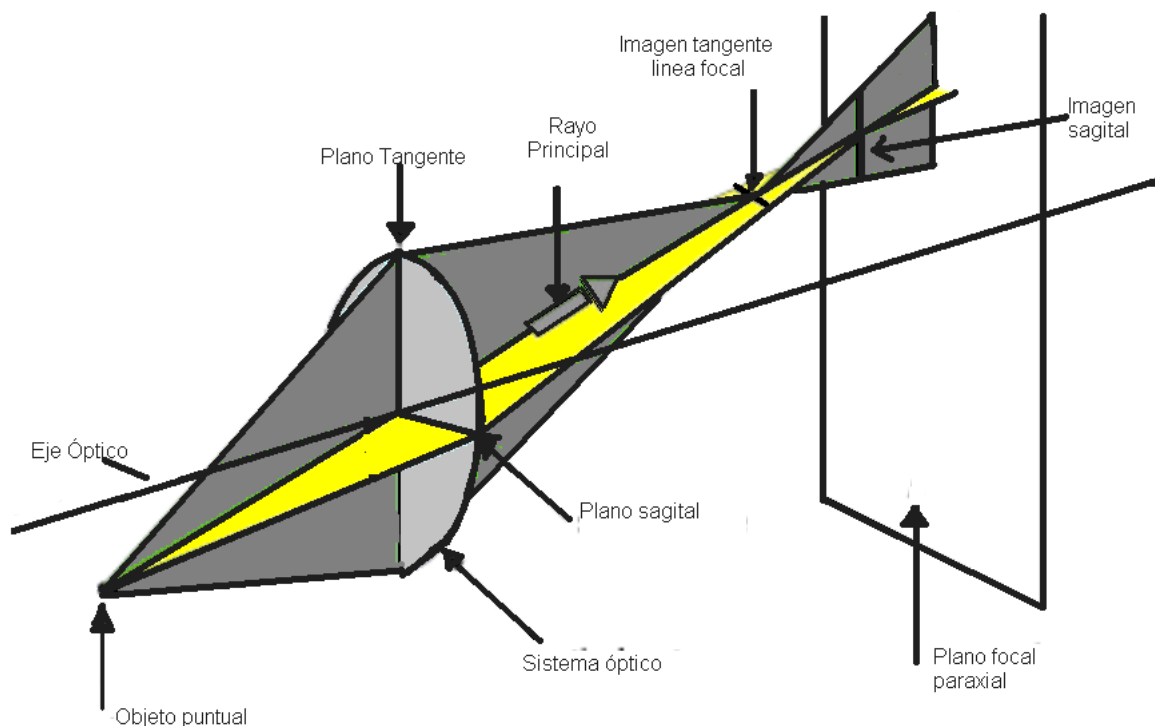


Figura 2.9: *Astigmatismo. La luz proveniente de una fuente puntual monocromática se alarga por el efecto de una lente astigmática.*

Curvatura de Campo

Supongamos un sistema óptico exento de todas las aberraciones consideradas. En él existirá una correspondencia uno a uno entre los puntos de las superficies objeto-imagen. Sabemos que un objeto plano, normal al eje, tendrá como imagen un plano sólo en la región paraxial. Entonces la curvatura de campo o de Petzval, describe la aberración óptica donde un objeto plano normal al eje óptico no se

puede enfocar sobre el plano de una imagen plana. Es decir, si tomamos un sistema ideal de lentes de un solo elemento para el que todos los frentes de ondas planas se enfocan a un punto de una distancia D a partir de la lente. Al colocar este objetivo a una distancia D del plano imagen, los puntos de la imagen cerca del eje óptico estarán en foco perfecto, pero los rayos fuera del eje se ven con más claridad antes de donde está el plano imagen, los puntos de la imagen cerca del eje óptico estarán enfocados adecuadamente, pero los rayos fuera del eje se ven con más claridad antes de donde está dicho plano imagen [1].

Distorsión

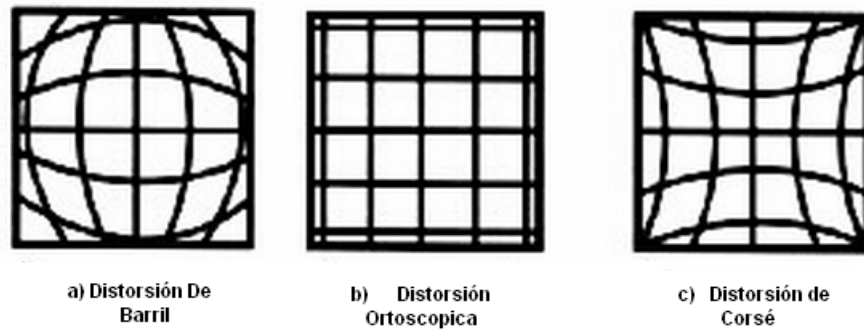


Figura 2.10: *Distorsión.* (a) Cuando el aumento es mayor en el eje que fuera la distorsión es de barril. (b) Objeto sin distorsión, ortoscópico. (c) Cuando el aumento en el eje óptico es inferior al aumento fuera del eje, el resultado es la distorsión de corsé.

La distorsión es una aberración de forma que se origina cuando el aumento lateral es función de la altura del objeto, es decir, la distorsión se produce cuando las diversas zonas de la lente poseen distancias focales y aumentos diferentes. Cuando no se presenta asociada a ninguna de las otras aberraciones, la distorsión se manifiesta como una deformación de la imagen en su conjunto, a pesar de que cada punto está nítidamente enfocado. En consecuencia, cuando procesamos la imagen con un sistema óptico que registre una distorsión positiva o de cojín, una disposición cuadrada se deforma como en la Figura 2.10. Puede ser positiva (corsé): mayor aumento para puntos más alejados del eje o negativa (barril): mayor aumento al acercarnos al eje. La distorsión se manifiesta en la forma del objeto, afectando particularmente a los bordes.

2.2.2. Defectos de la Visión

Miopía

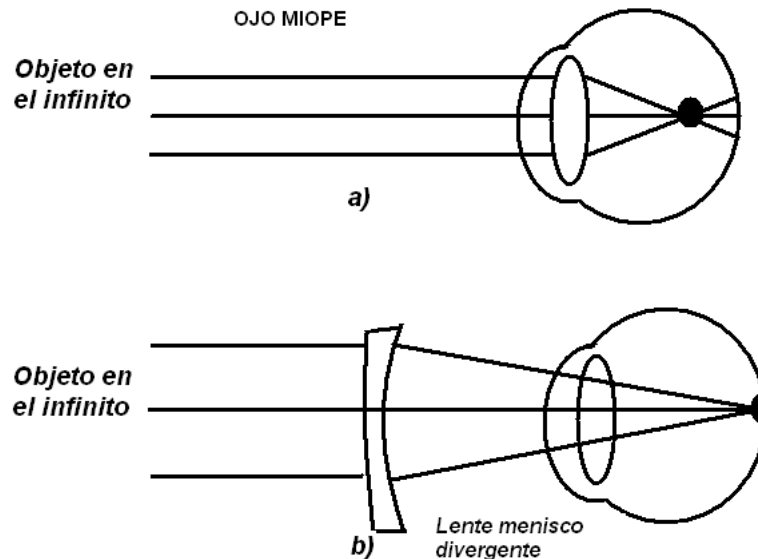


Figura 2.11: *Miopía. (a) Ojo miope observando el objeto en el infinito. (b) Corrección del ojo miope.*

El ojo sano y normal ve los objetos situados en el infinito sin acomodación enfocados en la retina. Esto quiere decir que el foco está en la retina y el llamado punto remoto (Pr) está en el infinito. Se llama punto remoto la distancia máxima a la que puede estar situado un objeto para que una persona lo distinga claramente y punto próximo a la distancia mínima. El ojo miope tiene un sistema óptico con un exceso de convergencia. El foco está delante de la retina con el ojo relajado, sin efectuar acomodación, y al alcanzar la máxima acomodación está más cerca del cristalino que en el ojo normal. La persona miope no ve bien de lejos. Al estar el punto focal del ojo más cerca de la córnea que en un ojo normal, los objetos situados en el infinito forman la imagen delante de la retina y se ven borrosos. Empiezan a verse bien cuando están cerca (en el punto remoto). Del punto remoto al punto próximo realiza acomodación como el ojo normal. En consecuencia el punto remoto y el punto próximo están más cerca que en el ojo normal. Para corregir la miopía se necesitan lentes divergentes. El foco de las lentes divergentes empleadas para corregir la miopía debe estar en el punto remoto para que los rayos que salen de ellas se enfoquen en la retina, esto se ilustra en la Figura 2.11.

Hipermetrópía

Es un defecto de convergencia del sistema óptico del ojo. El foco imagen del ojo está detrás de la retina cuando el ojo está en descanso, es decir, sin empezar la acomodación. El foco está fuera del globo ocular. El ojo hipermetrope cuando está en reposo (sin iniciar la acomodación), tiene la lente del cristalino muy poco convergente.

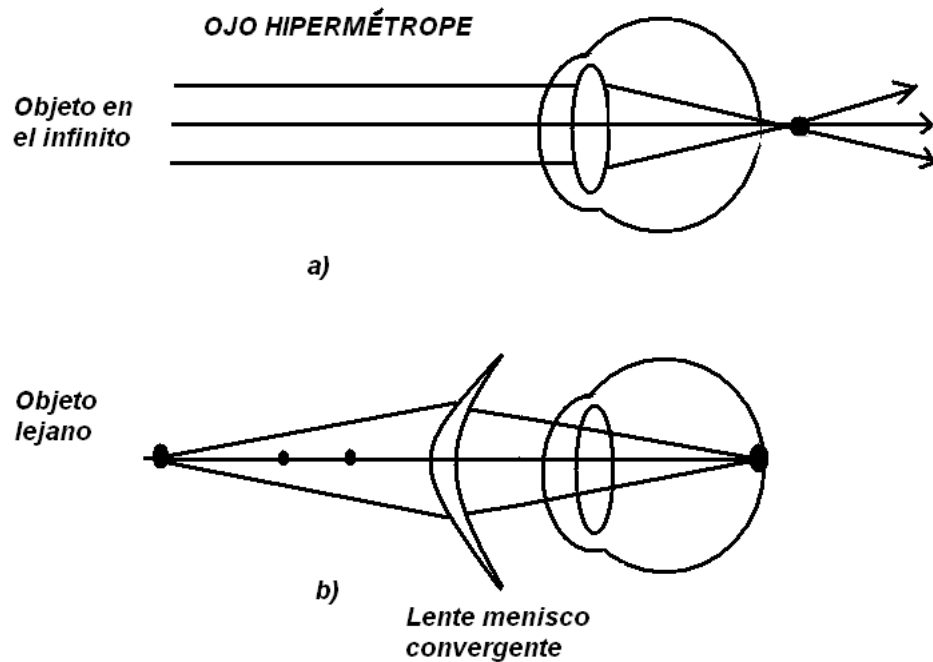


Figura 2.12: *Hipermetrópía. (a) Ojo hipermetrope observando un objeto distante. (b) Corrección del ojo hipermetrope.*

El ojo hipermetrope puede y debe llevar a cabo la operación de acomodación para ver los objetos lejanos, pero estará en su límite al hacerlo para un punto próximo determinado que está mucho más alejado de lo habitual (unos 25 cm), siendo por lo tanto, incapaz de ver claramente. Pero una lente correctiva convergente positiva desplazará efectivamente un objeto cercano más allá del punto próximo donde la agudeza del ojo es adecuada, es decir, formará una imagen virtual distante que el ojo podrá ver entonces claramente (ver Figura 2.12). En algunos casos la hipermetropía se corrige al crecer la persona y agrandarse el globo ocular [2].

Cataratas

Es muy frecuente que al envejecer el cristalino se vuelva opaco y no permita el paso de la luz. El ojo humano posee un sistema óptico compuesto por estructuras transparentes que permiten ver con nitidez los objetos que nos rodean. Con la edad este cristalino se puede opacificar y constituir así lo que llamamos *Catarata*, ver Figura 2.13. La evolución de una Catarata es impredecible. Además del envejecimiento, existen otros factores que contribuyen a la formación de Cataratas, como los traumatismos oculares, la diabetes, algunas enfermedades congénitas, la exposición a los rayos ultravioletas del sol, cirugías oculares y ciertos medicamentos. Hoy se operan extirpando el cristalino e instalando en su lugar una lente plástica intraocular que hace sus funciones y que no necesita ser sustituida en el resto de la vida. El presente trabajo tiene el fin de ayudar a diagnosticar las cataratas antes de que sea necesario operarlas, es decir, diagnosticar a una edad temprana la formación de dicha opacidad para poder establecer un tratamiento preventivo o un criterio para corregir dicho defecto.

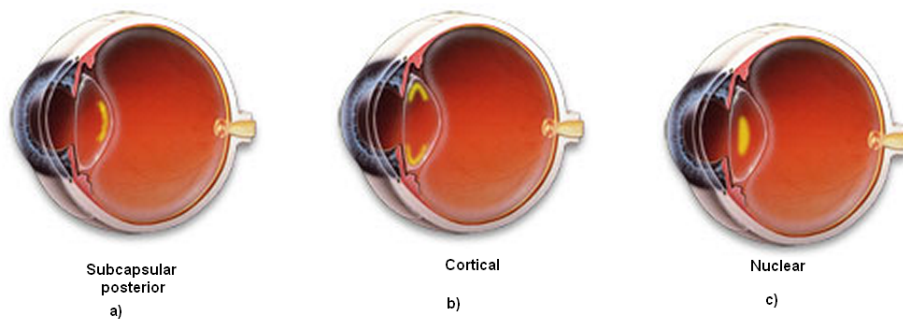


Figura 2.13: *Cataratas. Tipos de cataratas: Subcapsular Posterior, Cortical, Nuclear. Cada tipo tiene su localización anatómica y características propias.*

Capítulo 3

Método de Doble-Paso

En este capítulo se realiza una descripción del sistema de doble-paso. En la primera sección se hace un repaso histórico de los antecedentes del dispositivo, desde sus primeras versiones y las mejoras que se fueron incorporando hasta llegar al sistema en el cual se basa el presente trabajo. En la segunda sección del capítulo se hace una descripción detallada del dispositivo experimental construido, incluyendo las especificaciones de todos sus componentes ópticos y la modificación realizada para modelar un ojo humano con cataratas. Por último se plantea el procedimiento experimental realizado para lograr los resultados reportados en el capítulo 4.

3.1. Antecedentes

El “oftalmoscopio¹” aparece a mitad del siglo pasado como el primer método objetivo de examen visual [21]. Consiste en observar la luz que, en una pequeña fracción, es difundida por la retina y vuelve al ojo. William Cumming observó que, colocando una lámpara entre el ojo del observador y el del sujeto, la pupila de este último se iluminaba. Herman von Helmholtz también observó el fenómeno al ver la pupila de su hijo iluminarse por la luz del sol reflejada en los cristales de sus gafas. El dispositivo considerado como el primer oftalmoscopio, se atribuye a Helmholtz, data de 1850 [22]. Desde entonces, empezó a utilizarse un vidrio plano para enviar luz al ojo por reflexión y observarla por transmisión, el oftalmoscopio fue perfeccionándose a la vez que se extendió su aplicación en la exploración oftalmoscópica.

Françoise Flamant en 1955 publica un trabajo [23], donde utilizó el filamento de una lámpara para iluminar un test consistente en una rendija colocada en el foco de una lente colimadora (para que el sujeto emétrope viera el test sin acomodar) y una cuña fotométrica para conseguir una graduación logarítmica en intensidad a

¹Oftalmoscopio: Oftalmo (ojo) y skopos (blanco)

lo largo de la rendija (Figura 3.1). Empleó una lámina semirreflejante, atravesada por la luz para entrar en el ojo en el primer paso, para dirigir, por reflexión en un segundo paso, la luz proveniente de la retina hacia una aparato de registro (una placa fotográfica). Flamant obtuvo las curvas de distribución de luz en la retina promediando diez fotografías y utilizó el cálculo de Fourier para obtener la imagen retiniana para el paso simple (LSF^2).

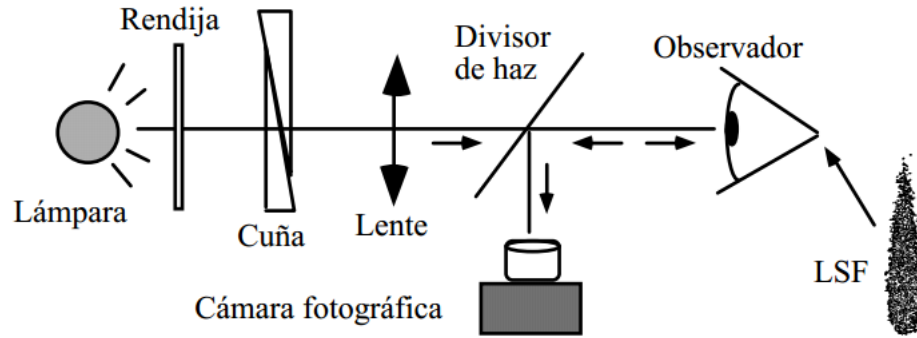


Figura 3.1: *Sistema experimental empleado por Flamant [26] para registrar imágenes de la imagen sobre la retina tras el doble paso de luz a través del ojo.*

Las medidas obtenidas poco después por DeMott [24] en ojos enucleados de animales cuestionaron la validez del trabajo anterior y generaron una polémica que fue cerrándose cuando estudios posteriores confirmaron los resultados de Flamant. Así, Krauskopf [25] utilizó un montaje similar, incorporando dos pupilas artificiales (en el primer y segundo paso) para obtener imágenes oftalmoscópicas en sujetos con acomodación paralizada, y un fotomultiplicador para su registro. Westheimer y Campbell [26] midieron LSFs para distintos tamaños de pupila y distintos desenfoces. Al igual que Krauskopf, utilizaron pupilas artificiales con acomodación paralizada y un fotomultiplicador para el registro de las imágenes. Fue aquí donde se empleó por primera vez el término “imagen aérea” para referirse a la imagen capturada tras el doble paso. Además Westheimer [27], que discutió los factores motores y ópticos que afectan la formación de imágenes retinianas, calculó también la función de transferencia de modulación (MTF) mediante la transformada de Fourier de la LSF y la comparó con la MTF medida directamente a partir del contraste en la imagen de franjas proyectadas sobre la retina. En 1965, Campbell y Green [28] midieron curvas de sensibilidad al contraste creando un patrón de interferencia sobre la retina con un láser de He-Ne. Además del interés de estas medidas para el estudio comparativo con los resultados de métodos objetivos, la importancia del trabajo radica en la incorporación del láser a los sistemas experimentales de investigación.

²Distribución de intensidades en la imagen de una línea. Del inglés Line Spread Function.

La publicación de Campbell y Gubisch de 1966 [29] es el trabajo clásico en el contexto del análisis de la calidad óptica del ojo mediante montajes oftalmoscópicos. Su sistema experimental fue básicamente el mismo que el utilizado por Flamant, a excepción de una pupila artificial intercalada y del sistema de registro (un fotomultiplicador). Campbell y Gubisch midieron la calidad óptica del ojo proyectando la luz de una rendija registrando imágenes aéreas, con acomodación paralizada, de las que, mediante el cálculo de Fourier, obtuvieron la LSF y la MTF, encontrando resultados similares a los psicofísicos de Campbell y Green. Interesante en este trabajo es la discusión sobre la naturaleza de la reflexión de la luz en el fondo del ojo, con la conclusión, ya formulada por Flamant, de que la retina actúa como un difusor perfecto. Otra aportación importante de Campbell y Gubisch fue el estudio de las curvas de LSF para diferentes tamaños de pupila comparados con la difracción, de donde concluían que un tamaño pupilar para el ojo humano que estableciese un límite entre aberraciones y difracción se fijaba en 2 o 3 mm de diámetro.

Desde entonces fueron apareciendo diversos trabajos sobre la calidad óptica ocular utilizando métodos oftalmoscópicos. Berny [30], utilizando el método de Foucault, midió la aberración de onda del ojo y Röhler *et al.* [31] obtuvieron la MTF registrando la imagen de un test puntual mediante una red radial de periodo variable. Gorrand *et al.* [32] estudiaron la difusión de la retina y la óptica del ojo en la fovea y en la periferia. Jennings y Charman [33] midieron la calidad óptica fuera de eje y utilizaron la expresión “método de doble-paso” para referirse al dispositivo experimental de raíz oftalmoscópica.

En 1981, Arnulf *et al.* [34] introdujeron una importante mejora en el sistema de doble-paso incorporando el test “puntual”³ (un pinhole que sustituyó al test lineal) y el laser (de He-Ne, que reemplazó a la lámpara como fuente de luz), para estudiar las microfluctuaciones de la acomodación con el registro cinematográfico de imágenes aéreas. El test puntual es idóneo para el análisis bidimensional de la imagen aérea utilizando el cálculo de Fourier, sin embargo, la luz proveniente de la retina es menor cuando se utiliza este test como fuente; por ello, Arnulf *et al.* emplearon un intensificador de imagen acoplado a una videocámara para aumentar la señal. Tres años después, Santamaría *et al.* [35] utilizaron el mismo sistema para estudiar imágenes retinianas de ambos ojos simultáneamente.

Con el uso del intensificador de imágenes se rompe la linealidad en el registro.

³Aunque en el trabajo de Röhler *et al.* [34] se utilizó un punto como test, sólo se obtuvo información unidimensional ya que el registro de la imagen se realizó mediante un barrido con una red radial.

Santamaría *et al.* [36] lo sustituyeron por una videocámara y, para mantener el nivel de luz en la imagen de doble-paso, aumentaron la irradiancia del test, para registrar imágenes de corta exposición, necesitando promediar gran número de ellas para conseguir incoherencia en el segundo paso. A partir de los trabajos de Williams *et al.* [37] y Artal *et al.* [38] se han sustituido las cámaras de video por cámaras integradoras CCD, que permiten capturar imágenes durante el tiempo de exposición deseado [39].

La aplicación del método doble-paso ofrece amplias posibilidades. El sistema se ha utilizado para realizar medidas en la fovea con distintos tamaños de pupila [29], o medidas para distintas excentricidades [40] y para el estudio de las aberraciones asimétricas mediante pupilas desiguales en el primer y segundo paso [5]; se ha estudiado el efecto del descentramiento de la pupila [6]; se ha obtenido la PSF ocular y la aberración de onda mediante algoritmos de recuperación de fase a partir de las imágenes de doble-paso [36]; se ha comparado la calidad de imagen en verde e infrarrojo [7]; o se ha aplicado en el estudio de la calidad de imagen del ojo en función de la edad [42] y en ojos implantados con lentes intraoculares [43]; además se ha realizado un algoritmo para modelar la formación de imagen en la retina con luz retrodispersada en el ojo humano con cataratas [8]. Las distintas versiones del sistema de doble-paso hacen de él un método rápido y cómodo para el observador. El presente trabajo se enfoca a realizar estudios de una modificación del doble-paso para el desarrollo experimental de un dispositivo que en un futuro permita diagnosticar el esparcimiento de luz en el ojo humano con cataratas cuando éstas se están formando y así precisar un diagnóstico oportuno.

3.2. Dispositivo Experimental

La Figura 3.2 muestra un diagrama esquemático de la configuración del sistema de doble-paso utilizado en este estudio. El primer paso consiste en proyectar un punto objeto luminoso en la retina que se obtiene a partir de un diodo láser de 633 nm de longitud de onda. El haz es espacialmente filtrado y colimado por la lente L1 de 100 mm de distancia focal. La pupila de entrada (P1), que limita el área del haz de entrada, es conjugada con el plano pupilar del ojo. Después de que el haz se refleje en una película divisora de haz (50/50,) es transmitido por las lentes L2 y L3 ambas de 100 mm de distancia focal, que conforman un sistema Badal. Entonces el modelo del ojo forma la imagen de la fuente puntual sobre la retina, la imagen se enfoca en la retina utilizando una lente con distancia focal de 40 mm L4. Las lentes L1, L2 y L3

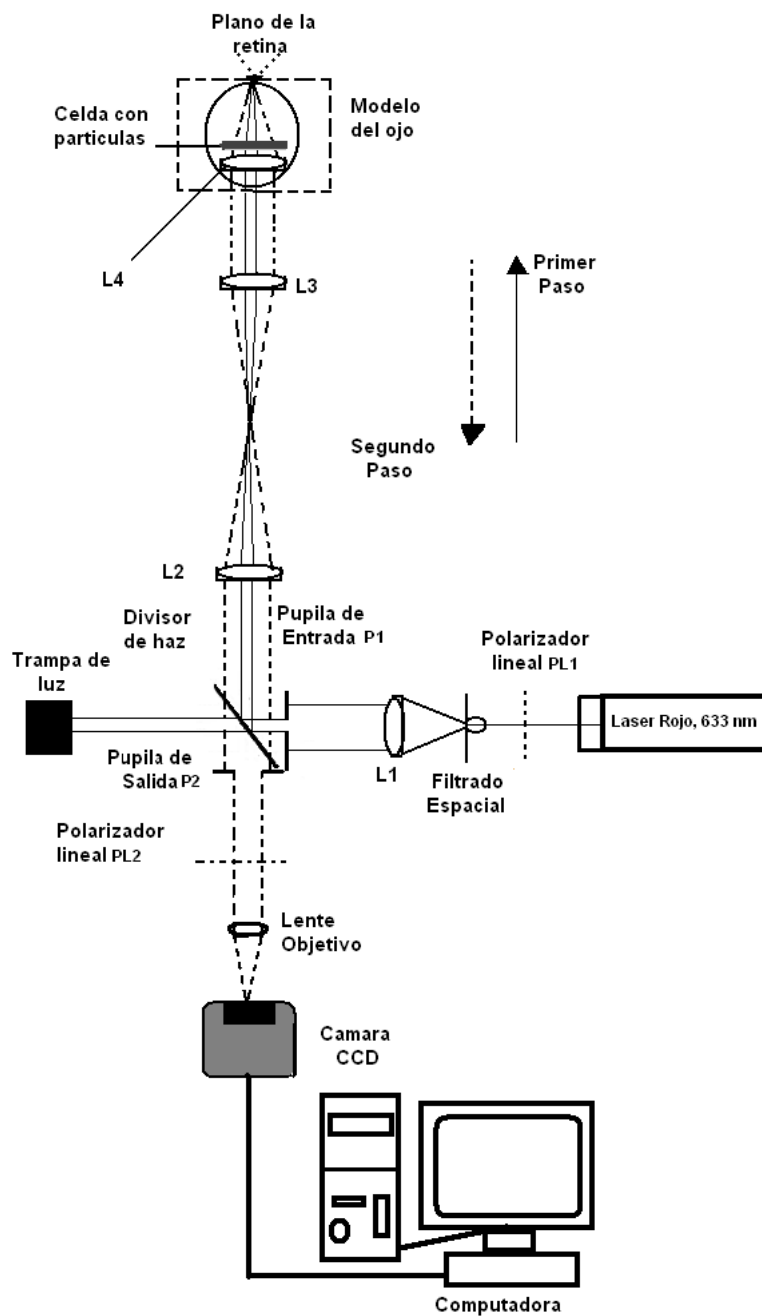


Figura 3.2: Diagrama esquemático del dispositivo del doble-paso. El tamaño de las pupilas es variable; PL1, polarizador lineal; P1, pupila de entrada artificial; P2, pupila de salida artificial; película divisora de haz; L1-L3 lentes acromáticas. Las líneas continuas indican el primer paso del haz y las líneas punteadas el segundo paso.

son dobletes acromáticos. Se utilizó un espejo como retina para reflejar la luz enfocada sobre ésta.

El segundo paso es el que determina la luz en su trayectoria desde la retina hasta la cámara CCD⁴ (imagen aérea o de doble-paso). Este camino se inicia con la luz que se refleja en la retina que puede considerarse como un nuevo objeto emisor considerado como puntual. La luz reflejada pasa a través de la óptica ocular, el sistema Badal hasta el divisor de haz donde nuevamente el 50 % de luz se pierde. La luz que se transmite encuentra en su camino la segunda pupila artificial P2, situada tras el divisor de haz, está también conjugada con el plano de la pupila del ojo y actúa como pupila efectiva de salida (cuando la pupila natural del ojo posea un diámetro mayor a ésta). Un objetivo (distancia focal de 50 mm) forma la imagen de doble-paso sobre una cámara CCD que integra la luz proveniente de la retina dando lugar a la imagen retiniana aérea. La retina y el plano CCD son conjugados. Las medidas se pueden realizar con diferentes diámetros pupilares de salida.

La P1 actúa como pupila de entrada y P2 como pupila de salida del sistema, usando una configuración convencional, con primer y segundo pasos equivalentes, lo cual implica que los tamaños de las pupilas de entrada y de salida sean iguales, las imágenes son siempre simétricas. Si se utiliza una apertura lo suficientemente pequeña para la entrada del haz, la imagen de doble-paso mantiene la asimetría presente en la imagen retinal y la Función de respuesta al impulso (PSF) y la MTF pueden ser obtenidas [44].

La MTF ocular puede ser calculada como la raíz cuadrada del módulo de la Transformada de Fourier de la imagen aérea retinal, en el caso de pupilas de entrada y de salidas iguales, aunque la fase de la Función de Transferencia Óptica OTF⁵ se pierde [5]. Para el caso de pupilas de entrada y salida diferentes, y en particular cuando una de las pupilas es suficientemente pequeña para considerar el primer paso como limitado por difracción, se puede calcular la OTF hasta la frecuencia de corte del sistema, incluida la fase, dividiendo la transformada de Fourier de la imagen del doble paso por la MTF limitada por difracción. Sin embargo, aunque utilizando las herramientas del cálculo de Fourier se puede calcular y hacer un procesamiento de imágenes, el objetivo del presente trabajo no está enfocado a medir las funciones asociadas a las imágenes obtenidas a partir del experimento, únicamente se realizó un estudio cualitativo del sistema del doble-paso, es decir,

⁴La cámara CCD utilizada fue la Sony XC-ST70, cuenta con 768 x 494 píxeles (H x V) respectivamente y con un tamaño de pixel individual (H x V) de 6.4 x 7.4 μm , además la rapidez de obturador electrónico tiene un rango de $(\frac{1}{100} - \frac{1}{10,000} \text{segundos})$.

⁵Del inglés Optical Transfer Function

comprender el funcionamiento de todos sus componentes así como la formación de imagen que se produce a través del dispositivo en distintas partes del modelo del ojo y cómo es la relación de estas imágenes al realizar variaciones al sistema. Se llevó a cabo una ligera modificación del aparato para introducir una celda⁶ en el modelo del ojo con el fin de simular cataratas y estudiar cómo es afectada la imagen proyectada sobre el CCD.

3.2.1. Filtrado Espacial

Un filtro espacial se basa en la óptica de Fourier [44] para filtrar un haz de luz coherente u otra radiación electromagnética. En el modelo desarrollado se usa para filtrar la salida de un láser suprimiendo cambios de intensidad debidas a imperfecciones (suciedad, ralladuras etcetera) en la óptica que impiden que sea perfectamente convergente, produciendo un haz en el modo transversal del resonador óptico. Se emplea una lente convergente para enfocar el haz que, al no ser perfectamente convergente no se concentrará en un solo punto, sino que en el plano focal creará un punto rodeado de aros concéntricos correspondientes a la transformada de Fourier de la distribución de intensidad energética transversal del haz. La luz del centro corresponde a una onda gaussiana casi perfecta en el plano de la transformada, siendo el resto luz con superior frecuencia espacial.

El dispositivo de filtro espacial utilizado (TECH *SPECTTM* OBJECTIVE MOUNTED LASER SINGLETS) consta de un objetivo de microscopio, una apertura (pinhole) y un mecanismo de posicionamiento. El mecanismo de posicionamiento de precisión tiene movimientos XY que centran el pinhole en el punto focal de la lente objetivo. Haciendo pasar el haz central por el pinhole cuyo tamaño depende de la longitud de onda de la luz, de la distancia focal de la lente y de la calidad del resonador (generalmente de unos 100 micrómetros) se obtiene un haz gaussiano casi perfecto a costa de reducir la intensidad. El diámetro del pinhole se puede calcular de la siguiente manera [45]:

$$D_{haz} = \frac{1,27 * \lambda * f}{d} \quad (3.1)$$

Donde D_{haz} es el diámetro del haz central en μm , λ la longitud de onda del láser en μm , f la distancia focal de la lente objetivo en mm y d el diámetro del haz de entrada en mm. Usando la ecuación 3.1 obtenemos que:

$$D_{pinhole} = 1,5 * D_{haz} \quad (3.2)$$

⁶Celda donde se deposita la solución acuosa con partículas de silicio de distintos tamaños.

Con $D_{pinhole}$ el diámetro del pinhole y 1.5 es determinado como el factor óptimo a fin de pasar la máxima cantidad de energía, al tiempo que elimina la mayor cantidad de ruido espacial posible.

3.2.2. Sistema Badal

Llamamos sistema Badal al sistema óptico formado por 2 lentes ($L2$ y $L3$) con distancia focal de 100 mm por el cual es transmitido un haz. La ecuación (3.3) expresa el cambio de potencia introducido por el sistema Badal en función de la distancia de separación entre las lentes (Figura 3.3).

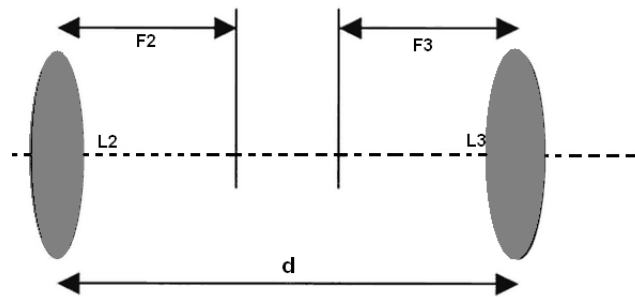


Figura 3.3: Esquema del sistema Badal que se emplea para corregir aberraciones esféricas en las mediciones de doble paso.

$$P = \frac{F2 + F3 - d}{F2F3} \quad (3.3)$$

Donde: P es la potencia resultante, $F2$ es la distancia focal de la lente $L2$, $F3$ la distancia focal de la lente $L3$ y d es la distancia de separación entre las lentes, todas las distancias medidas en milímetros. Cuando la distancia d es igual a la suma de las distancias focales $F2$ y $F3$ el sistema es afocal y no introduce ninguna corrección. Esta configuración se utiliza para las medidas de ojos emétopes. Cuando la distancia de separación es superior a la suma de las distancias focales de las lentes, el sistema tiene potencia negativa pero es convergente, con lo cual se corrigen ojos hipermétropes durante la medición. Finalmente si la distancia d es inferior a la suma de las distancias focales el sistema es positivo y divergente, con lo cual se pueden corregir ojos con miopía.

En el dispositivo (Figura 3.2) el sistema Badal se incorporó para corregir el error refractivo esférico en el observador. Al ser las dos lentes de igual distancia focal,

no se introducen aumentos, aunque el sistema Badal sí produce, una inversión de la imagen. La corrección del foco se realiza desplazando la lente L2 respecto a L3 hasta encontrar la mejor calidad de imagen.

3.3. Especificaciones experimentales



Figura 3.4: *Montaje Experimental.*

Para obtener un montaje como el de la Figura 3.4 es necesario realizar la alineación del dispositivo experimental teniendo en cuenta múltiples factores para lograr un buen resultado en la adquisición de imágenes:

- 1.- Al realizar el filtrado espacial es importante verificar que el haz emitido esté sobre el mismo plano horizontal en el cual se colocan los componentes ópticos restantes.
- 2.- La película divisora de haz debe estar colocada a un ángulo de 45 grados con respecto a cada una de las pupilas (P1 y P2), estas pupilas deben estar conjugadas con el plano pupilar del modelo del ojo utilizado (en nuestro dispositivo el plano donde se encuentra colocada la lente L4 es el plano pupilar del ojo).
- 3.- Al incidir el haz sobre el divisor, la luz transmitida (50%) es capturada por

una trampa de luz⁷ para evitar reflexiones. El 50 % de luz reflejada por el divisor se enfoca sobre una pantalla donde hipotéticamente se encontrará el plano de la retina. De igual forma el haz debe estar sobre el mismo plano para poder fijar su posición.

4.- Al pasar el rayo por el Sistema Badal como se mencionó anteriormente la alineación se efectúa desplazando la lente L2 respecto a L3 enfocando sobre el punto donde se enfocó el haz incidente. Aquí es necesario ser muy preciso debido a que una variación de más de un par de milímetros en el movimiento de las lentes altera la posición de enfoque en la retina. Tomar en cuenta la posición de los focos de las lentes L2 y L3, ya que la posición de los focos de estas lentes será quien nos proporcione ó no los rayos paralelos emanados del sistema Badal (ver Figura 3.2). Una vez enfocado sobre la posición de la retina se añade la lente L4 para enfocar los rayos paralelos sobre un punto fijo.

5.- Para el segundo paso se coloca un espejo para reflejar el haz de manera que nuevamente pase por todo el sistema óptico, gran parte del tiempo de este proyecto se llevó en la alineación del segundo paso, por la dificultad para alinear el sistema Badal en el primer y segundo paso sin afectar el resto del dispositivo.

6.- El haz reflejado se enfoca en una pantalla colocada tras el divisor de haz, se verifica que el haz que se transmite a través del divisor este colimado, es decir, que los rayos transmitidos sean paralelos una distancia considerable (40 centímetros) para poder colocar la lente que enfocará los rayos sobre la cámara CCD.

7.- Los rayos se enfocaron sobre el CCD, sin embargo se utilizó un dispositivo de posicionamiento micrométrico para variar la posición de la cámara con respecto a la lente de enfoque. Esta variación es debido a que es necesario conjugar el plano del CCD con el plano de la retina, para confirmar que la formación de imagen capturada por la CCD es la formada por la retina, que analizaremos posteriormente.

3.4. Procedimiento Experimental

El procedimiento experimental consiste en dos partes, el desarrollo de la formación de imagen aérea producida por el segundo paso y el desarrollo de la formación de la imagen retiniana generada en el primer paso.

⁷Trampa de luz: se colocó una caja negra con un orificio del tamaño del haz incidente, la pared interna donde incide la luz se colocó con un ángulo aleatorio para evitar el reflejo que pudiera afectar la imagen formada en el sistema.

Imagen Aérea

A. Una vez alineado el sistema óptico la primera prueba consiste en observar cómo es la imagen proyectada a la salida de la configuración del doble-paso (imagen aérea). Para esto se utilizó un objeto de prueba colocado en nuestro modelo del ojo, en la posición de la celda de partículas que simularán las cataratas, es decir, cercano a la lente convergente L4 (ver Figura 3.2). Nuestro objeto de prueba fue la punta de un alfiler, dicho objeto también se colocó en el plano de la retina; para esta primera prueba se utilizó un espejo para reflejar la luz incidente del primer paso y generar el trayecto del segundo paso que es proyectado en la CCD. Se enfocó la cámara en el plano de la lente y el plano retinal, para seleccionar dónde es más conveniente la adquisición de imágenes.

B. En nuestro modelo es más conveniente un material que produce mayor esparcimiento en la retina debido que al momento de pasar la luz a través del dispositivo en el segundo paso por la celda con partículas, se perderá una intensidad considerable de luz en el esparcimiento y con mayor intensidad garantizamos un mejor análisis de imagen. En la literatura se utiliza un pedazo de papel blanco para simular la reflexión en la retina, por lo tanto la segunda prueba consistió en sustituir distintos tipos de papel en el plano del espejo, para simular el esparcimiento producido por la retina y obtener la imagen en el segundo paso para determinar cual es el material más útil para nuestro modelo. Se realizaron pruebas con 20 muestras distintas que producen esparcimiento (hojas blancas de distinto grosor, papel albanene, papel china, papel plastificado, cinta diurex, masking tape, etc.) y únicamente se seleccionaron 5 muestras: muestra 1 (papel plastificado), muestra 2 (papel china), muestra 3 (hoja blanca gruesa), muestra 4 (papel albanene), muestra 5 (cinta diurex), con estas 5 muestras de papel se obtienen imágenes con esparcimiento detectable en el segundo paso.

C. Se llevó a cabo una tercera prueba en la cual se escogió la muestra y se hizo una variación de las pupilas artificiales de entrada y salida, P1 y P2 respectivamente, con el fin de mostrar cómo es la imagen aérea bajo estas condiciones. El tamaño de las pupilas se manejó como: cerrada=2mm de diámetro, a la mitad=5mm de diámetro y abierta=10mm de diámetro. Es importante remarcar que fue necesario tomar como la mínima apertura de pupila 2mm de diámetro para poder suponer que en este caso el modelo del ojo se comporta como un sistema de difracción casi-limitada [5].

D. Con las pruebas A, B y C se pudieron establecer parámetros experimentales, es decir, se pueden obtener imágenes aéreas fijando la muestra de papel para simular la retina, fijando la posición de enfoque de la cámara CCD (sobre la len-

te que simula el cristalino o sobre la retina) y además conocemos el efecto sobre la imagen al variar el tamaño de las pupilas P1 y P2, con estos tres parámetros fijos podemos proceder a estudiar la formación de la imagen aérea incorporando partículas de distinto diámetro para simular las cataratas en el modelo del ojo.

Para simular las cataratas se utilizó una suspensión de partículas de SiO_2 (bióxido de silicio) en agua que han sido desarrolladas en el CCADET para tener muestras de esparcimiento controlado. Hay 3 suspensiones que contienen partículas esféricas del mismo diámetro para permitir su caracterización precisa y 1 suspensión contiene partículas de un tamaño variable. Se varían el número de partículas en la celda que las contiene (la densidad de partículas por unidad de volumen) y el tamaño de las partículas para simular diferentes niveles de cataratas. Es necesario aclarar que la densidad de partículas por unidad de volumen no se conoce con precisión, por lo tanto la concentración y tamaño de partículas de cada una de las muestras es la siguiente:

* La solución 1 esta compuesta por el 50 % de agua y el otro 50 % por la suspensión de partículas de bióxido de silicio con un diámetro por partícula de 429 nm.

* La solución 2 se compone de 50 % agua y el otro 50 % de la suspensión de partículas de bióxido de silicio con un diámetro por partícula de 168 nm.

* La solución 3 esta formada por 60 % agua y 40 % por la suspensión de partículas de bióxido de silicio con un diámetro variable entre 1-4 μm . Para este caso el tamaño y forma de las partículas no estaba controlado, sin embargo es un buen parámetro debido a que las partículas de esta solución son mucho más grandes que las del resto de las soluciones.

* La solución 4 esta compuesta sólo por la suspensión de partículas de bióxido de silicio en agua con un diámetro por partícula de 168 nm, a esta suspensión no se le reduce la concentración de partículas mezclándolas con agua.

Las 4 soluciones utilizadas se colocaron sobre un recipiente rectangular con capacidad de 1 ml el cual está formado por dos paredes de vidrio transparente con un grosor de 1mm cada una y separadas por una distancia de 3mm.

Se capturaron imágenes aéreas con dos variantes, la concentración de partículas en la solución acuosa y el medio para simular la retina, se tomaron una serie de imágenes utilizando el espejo para generar el segundo paso y también se tomaron una serie de imágenes con la muestra de papel 1 simulando la retina, con esto se puede realizar la comparación de como afecta el tamaño de las partículas y el esparcimiento que produce la retina a la formación de la imagen aérea.

Imagen retiniana

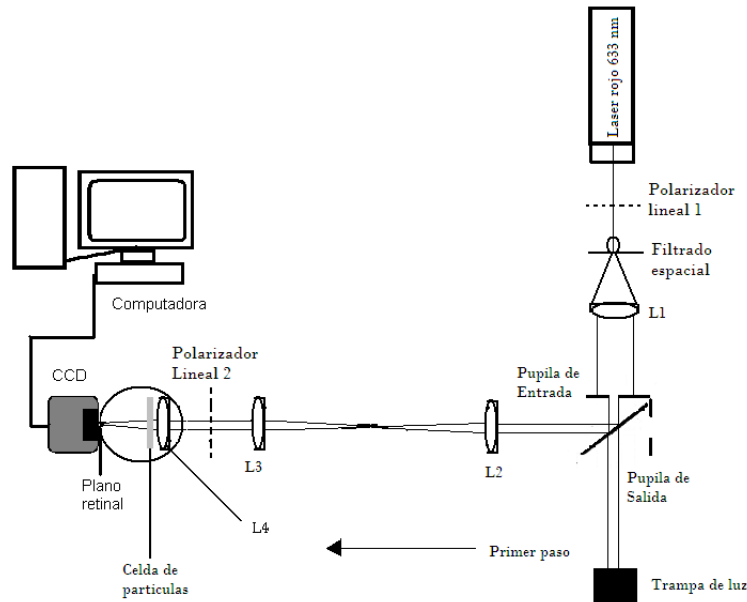


Figura 3.5: *Dispositivo del Doble-Paso modificado para estudiar el primer paso .*

E. La segunda parte del experimento consiste en capturar imágenes en el plano de la retina (imagen retiniana), por lo que se llevaron a cabo modificaciones al dispositivo experimental; la modificación consiste en colocar la cámara CCD en el plano de la retina y analizar la formación de imagen a través del dispositivo únicamente para el primer paso. Resultó conveniente utilizar un polarizador antes del modelo del ojo para controlar la intensidad de luz que llega a la cámara ya que la luz incidente del primer paso es más intensa que la capturada en las imágenes del segundo paso (Figura 3.5) .

Se tomaron imágenes del primer paso (imagen retiniana) para las distintas soluciones (1, 2, 3, 4) y se observó cómo influye el tamaño de partícula en el esparcimiento detectado por la cámara. Al colocar PL2 se pudo efectuar una variación de la intensidad de luz incidente lo que nos permitió seleccionar las imágenes retinianas convenientes para el análisis de esparcimiento.

F. La última prueba consistió en variar el tamaño de la pupila de entrada P1 y observar cuál es el efecto en la formación de imagen proyectada en la retina con la modificación de P1.

Capítulo 4

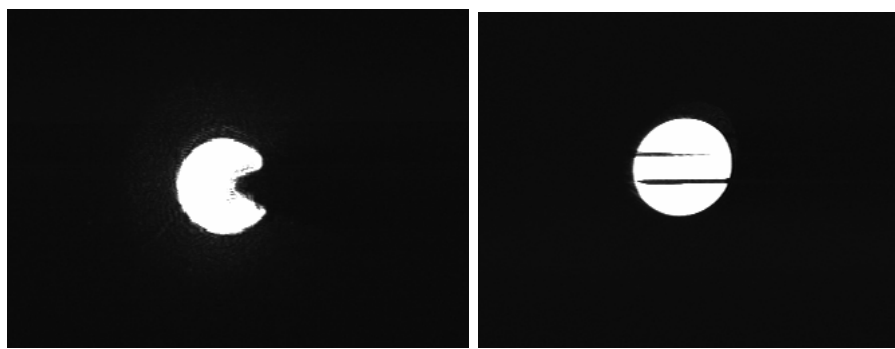
Resultados y Análisis

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir de las medidas de Doble-Paso, se hace una comparación de la formación de imagen aérea y la formación de imagen retiniana, además mostraremos la relación de estas imágenes en función del tamaño de las partículas que simulan las cataratas dentro de nuestro modelo del ojo, de igual forma describiremos cuál es el efecto de variar las pupilas artificiales en la configuración. Las especificaciones experimentales para los resultados presentados a continuación se pueden revisar en el Capítulo 3 del presente trabajo. La mayor parte del análisis de imágenes fue cualitativo, pero se introducen una serie de graficas con datos obtenidos a partir del programa “IMAGE J” que fue útil para cuantificar la irradiancia relativa y el diámetro de cada imagen. En el Anexo A se agregan las tablas de datos y sus incertidumbres asociadas, utilizadas para obtener la relación de la irradiancia relativa respecto al diámetro de las graficas presentadas a lo largo del capítulo, también se presenta en el anexo las tablas para el valor del diámetro de todos los spots ya que fue necesario obtener este valor en pixeles para comparar las imagenes obtenidas en el experimento. En las tablas se presentan los valores de las incertidumbre asociadas a todas las medias obtenidas a través del programa por lo que al presentar los resultados no se especifica dicho valor de la incertidumbre.

4.1. Formación de Imagen Aérea en el Doble-Paso

Como se mencionó anteriormente varios son los factores que intervienen en la calidad óptica visual. Al registrar imágenes de doble-paso se obtiene información acerca del sistema ocular en su totalidad ya que todas las aberraciones que afectan la imagen y la difusión intraocular (esparcimiento) modifican la imagen de doble paso.

A. En la Figura 4.1a se puede apreciar un objeto proyectado a través del sistema óptico, el plano del espejo se está enfocando en la cámara CCD y el objeto se encuentra un poco antes de este plano. Al estar colocado el objeto antes del plano retinal podemos ver que se puede resolver muy bien, sin embargo no es posible tener una imagen bien definida con el objeto en el plano de la retina, ya que al ser el haz de luz puntual se pierde la imagen capturada. Podemos decir entonces que el dispositivo de doble-paso en la sección del modelo del ojo funciona como un microscopio debido a que podemos observar que la imagen de un objeto pequeño cerca del plano retinal se puede amplificar. Y además el dispositivo tiene la propiedad de un telescopio ya que algunos de sus componentes son sistemas afocales.



(a) Plano del espejo enfocado en la CCD (b) Plano de la lente enfocado en la CCD

Figura 4.1: *Imagen proyectada en la cámara CCD. a) Aquí se conjuga el plano de la CCD y el plano del espejo (el plano del espejo será quien cumpla la función de la retina en nuestro modelo del ojo). b) Están conjugados el plano de la cámara CCD y el plano de la lente en nuestro modelo del ojo. Es importante remarcar que las imágenes a) y b) no están en proporción debido a que el tamaño del CCD es de 768H x 489V píxeles, en la imagen a) el diámetro del spot es de 66 píxeles y en la imagen b) de 73 píxeles, por esta razón no era práctico poner las imágenes en su tamaño real puesto que es una relación aproximada de 10 a 1 y se pierde el detalle que se muestra en estas imágenes.*

En la Figura 4.1b el objeto se colocó cerca del plano de la lente L4 (ver Figura 3.2) es decir, en la posición donde simularemos las cataratas en nuestro modelo del ojo, se pueden observar dos imágenes en el cuadro (b) donde la imagen superior es la formada por el haz de luz en el primer paso y reflejada en el espejo pasando una segunda vez por el objeto, la imagen inferior corresponde a la luz que incide en el espejo y sólo se proyecta una vez en el objeto pasando al igual que la otra por

todo el sistema óptico nuevamente. En esta imagen el alfiler se colocó en una posición arriba y a la derecha, si nos colocamos en el sistema de referencia observando la cámara de frente, por lo que tenemos que la posición de la imagen capturada está invertida.

De las imágenes presentadas en la Figura 4.1a y 4.1b notamos que cuando se tiene el objeto cerca del espejo se ve más grande por muy diminuto que éste sea, debido a que la configuración del dispositivo enfoca el haz de luz sobre el espejo y por lo tanto el haz reflejado es casi puntual cuando pasa por el objeto, lo que produce un inconveniente ya que si ponemos el objeto exactamente en el plano retinal la imagen capturada por la cámara no es buena y no se puede analizar. Por esta razón se decidió enfocar el plano de la lente convergente L4 sobre el CCD, es decir, donde se enfocó la imagen 4.1b, debido a que es la posición donde se coloca la celda con partículas para simular las cataratas. Al enfocar el plano de la lente sobre la cámara, se puede tener una imagen aérea más definida y con mejor resolución así se puede caracterizar de mejor forma el efecto de las cataratas sobre el esparcimiento detectado en la imagen.

B. Con el enfoque de la cámara cerca de la lente L4, utilizando las 5 muestras seleccionadas para simular la retina colocadas en el plano retinal (una a la vez) se obtuvieron las imágenes aéreas mostradas en la Figura 4.2. En la Figura 4.3 se realiza un análisis de las imágenes aéreas, se grafica la irradiancia relativa contra el diámetro, el análisis consistió en seleccionar círculos concéntricos y obtener la irradiancia de estos por medio del programa de análisis de imágenes “IMAGE J” para cada una de las muestras, posteriormente se calculó el diámetro de cada círculo seleccionado, en la gráfica se muestra la comparación de los resultados obtenidos de las 5 muestras para simular la retina. La muestra 1 es la que tiene la mayor irradiancia y es la que mantiene un valor constante al incrementar el diámetro, la muestra 2 tiene un comportamiento semejante al de la muestra 1 sin embargo la irradiancia es menor y no conserva un valor constante al aumentar el diámetro, en las muestras 2, 4 y 5 se tiene el valor máximo de la irradiancia menor que el de 1 y 3, además disminuye el valor al aumentar el diámetro, en las muestras 2, 3, 4 y 5 se observa que el esparcimiento no es constante ya que al aumentar el diámetro disminuye la intensidad esto se debe a que las muestras absorben más energía en el plano retinal y esparcen menos luz lo que provoca un decrecimiento de la intensidad detectada por la cámara. Si bien los valores de la Figura 4.3 no muestran funciones bien definidas son muy útiles para encontrar la muestra que produce mayor esparcimiento en la retina. Es necesario resaltar que en la Figura 4.3 se tomó un diámetro máximo para cada muestra esto debido a que después de este valor la irradiancia decrece súbitamente y así define el tamaño de cada imagen

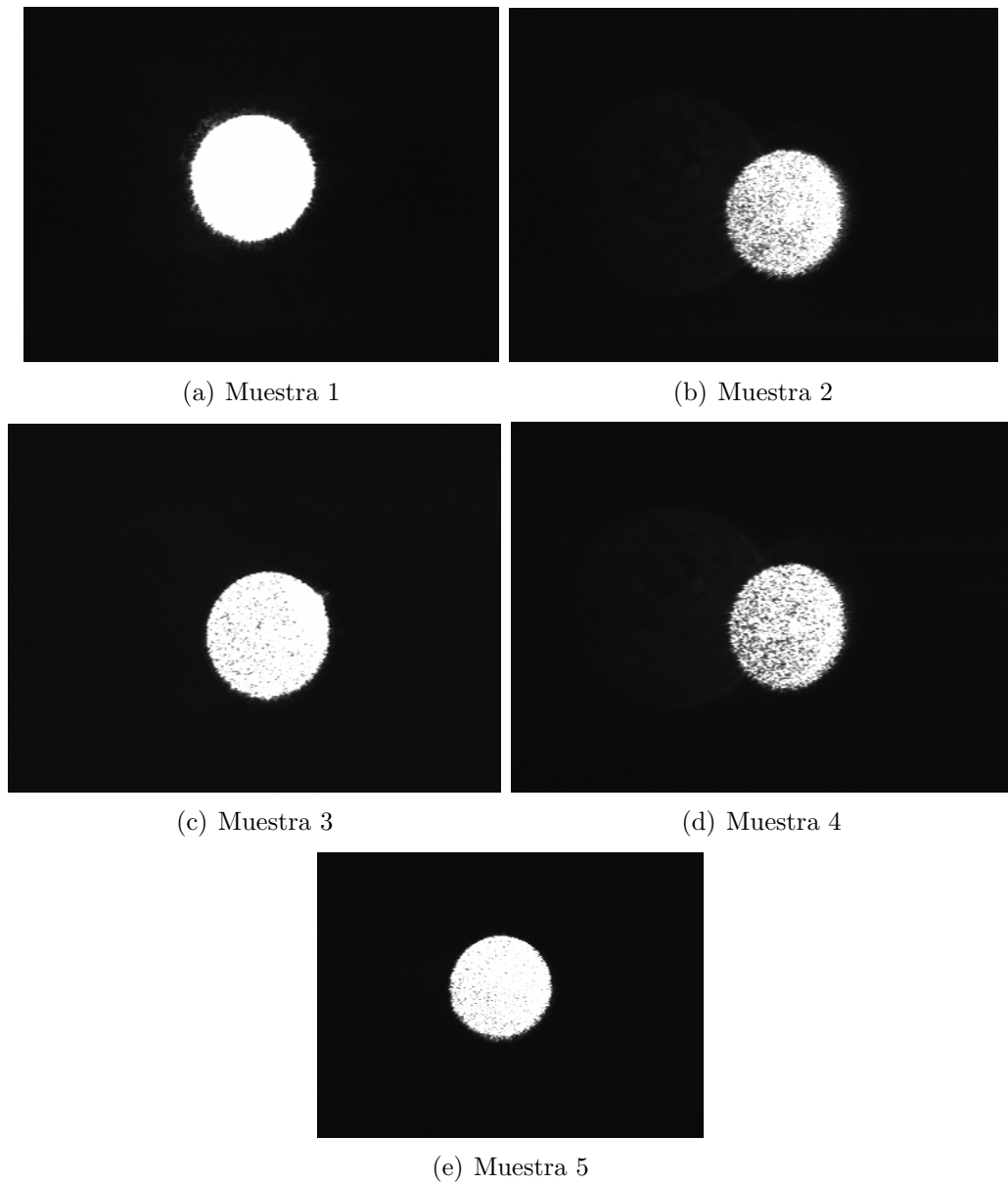


Figura 4.2: *Imágenes con 5 muestras distintas para simular la retina enfocando la CCD en la lente ocular. Se seleccionaron estas 5 muestras ya que son las que producen mayor esparcimiento, con esto aseguramos que la luz que se proyecta en la imagen aérea es la necesaria para poder realizar el análisis correspondiente ya que el resto de las muestras no produce un esparcimiento detectable en la cámara.*

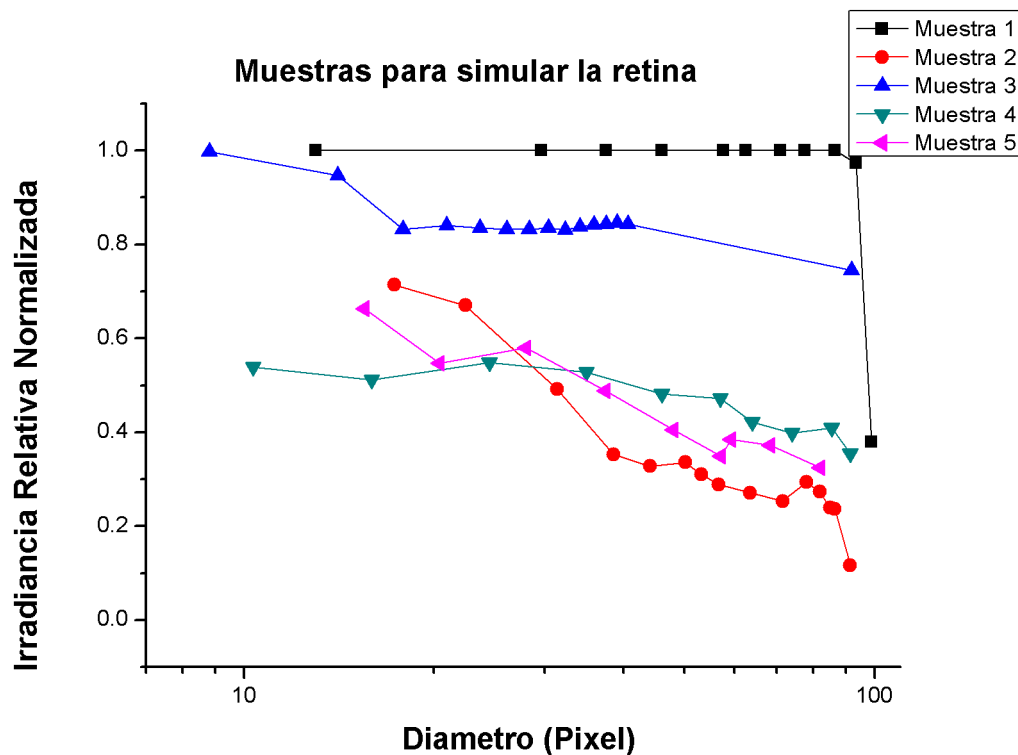


Figura 4.3: *Irradiancia Relativa VS Diámetro*. La irradiancia relativa está normalizada y el diámetro tiene la escala en pixeles. Se grafican muestras de distintos papeles que se pueden utilizar para simular la retina.

aérea, el diámetro utilizando nuevamente el programa “IMAGE J” es: 97, 92, 97, 92, 96 pixeles para las muestras 1, 2, 3, 4 y 5 respectivamente, de donde se puede observar que las muestras 1, 3 tienen un valor mayor que el resto de las imágenes. Por tanto podemos concluir que la muestra que produce un esparcimiento mayor colocada en el plano de la retina es el de la muestra 1, por esta razón es la muestra utilizada para simular el esparcimiento producido por la retina en nuestro modelo y es con el que se llevaron a cabo todas las mediciones.

C. Modificando el tamaño de las pupilas artificiales de entrada y salida, P1 y P2 respectivamente y utilizando la muestra 1 para simular la retina se obtuvieron las imágenes mostradas en la Figura 4.4, donde se puede apreciar que el diámetro de cada imagen es distinto esto se debe a que el incremento o disminución del tamaño de P1 y P2 modifica el diámetro de la imagen y la irradiancia detectada.

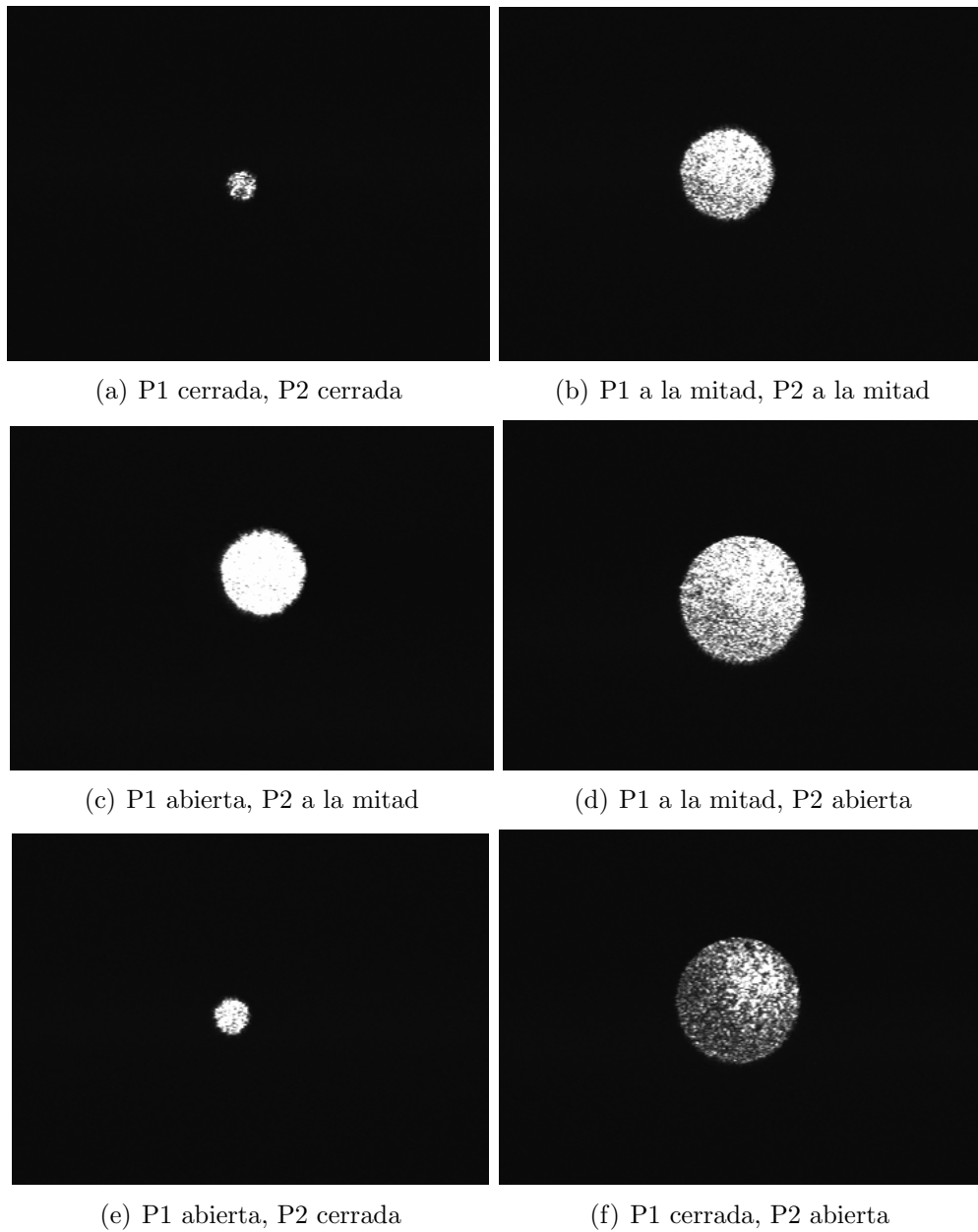


Figura 4.4: *Imágenes aéreas para distintos tamaños de pupilas de entrada P1 y de salida P2, aquí utilizamos la muestra 5 de papel para simular la retina.*

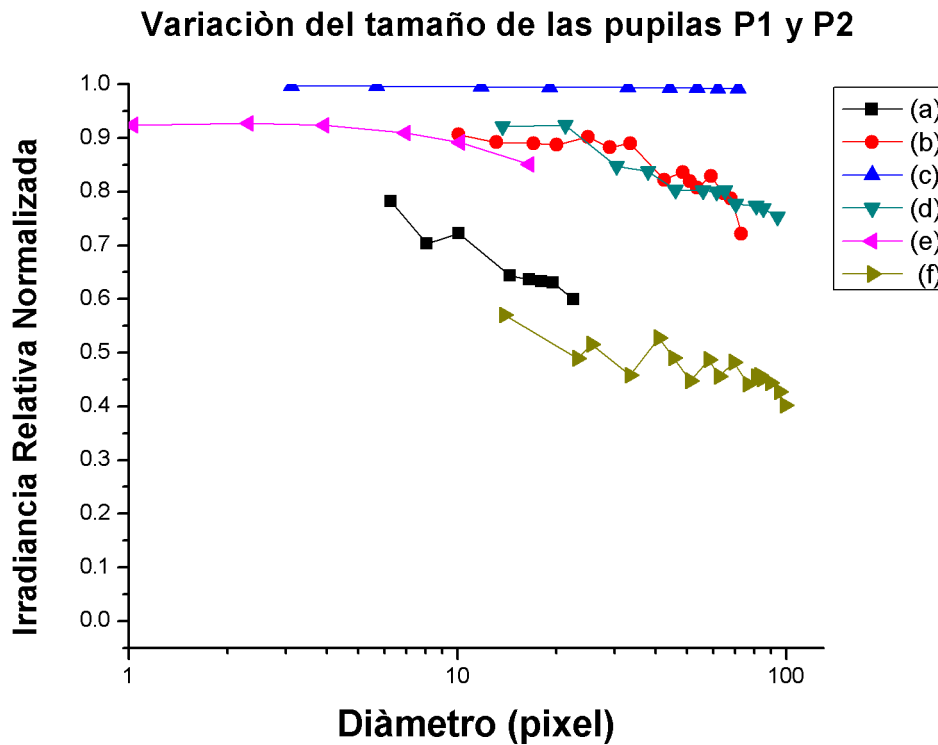


Figura 4.5: Comparación de la irradiancia relativa respecto al diámetro de las imágenes aéreas variando el tamaño de las pupilas P1 y P2.

En la Figura 4.5 se observa la gráfica de irradiancia relativa en función del diámetro de las imágenes presentadas en la Figura 4.4. Las imágenes (a) y (f) son las que tienen la menor irradiancia, esto sucede cuando P1 esta cerrada, además el diámetro del spot en (a) es de 24 píxeles con P2 cerrada y el diámetro de (f) es de 96 píxeles con P2 abierta. Las imágenes (b) y (d) tienen un comportamiento similar entre ellas y el valor de las intensidades de ambas disminuye al aumentar el diámetro, en este par de imágenes P1 esta a la mitad y P2 esta, a la mitad para (b) y abierta para (d), el diámetro del spot en (b) y (d) es de 70 y 65 píxeles respectivamente. En la imagen (c) la irradiancia es constante y toma el máximo valor en comparación con el resto de las imágenes, el diámetro de spot es de 65 píxeles y además es constante y en la imagen (e) la irradiancia se mantiene constante solo para diámetros pequeños, donde el diámetro del spot de la imagen detectada por el CCD es de 24 píxeles.

Lo que se puede concluir del análisis de la Figura 4.4 y 4.5 es que si disminuye el tamaño de la pupila P1 se reduce la irradiancia de luz proyectada sobre el CCD, por otro lado, si disminuye el tamaño de la pupila P2 se reduce el diámetro del spot. Así, P1 es quien controla magnitud de la irradiancia y P2 es quien controla el diámetro del spot de la imagen. Del comportamiento del esparcimiento dentro del spot de intensidad no se puede hablar en este momento ya que se necesita medir la MTF y la PSF y hacer un análisis de Fourier, este análisis esta fuera de los objetivos del presente trabajo y no se puede realizar con los elementos que se desarrollan en el mismo.

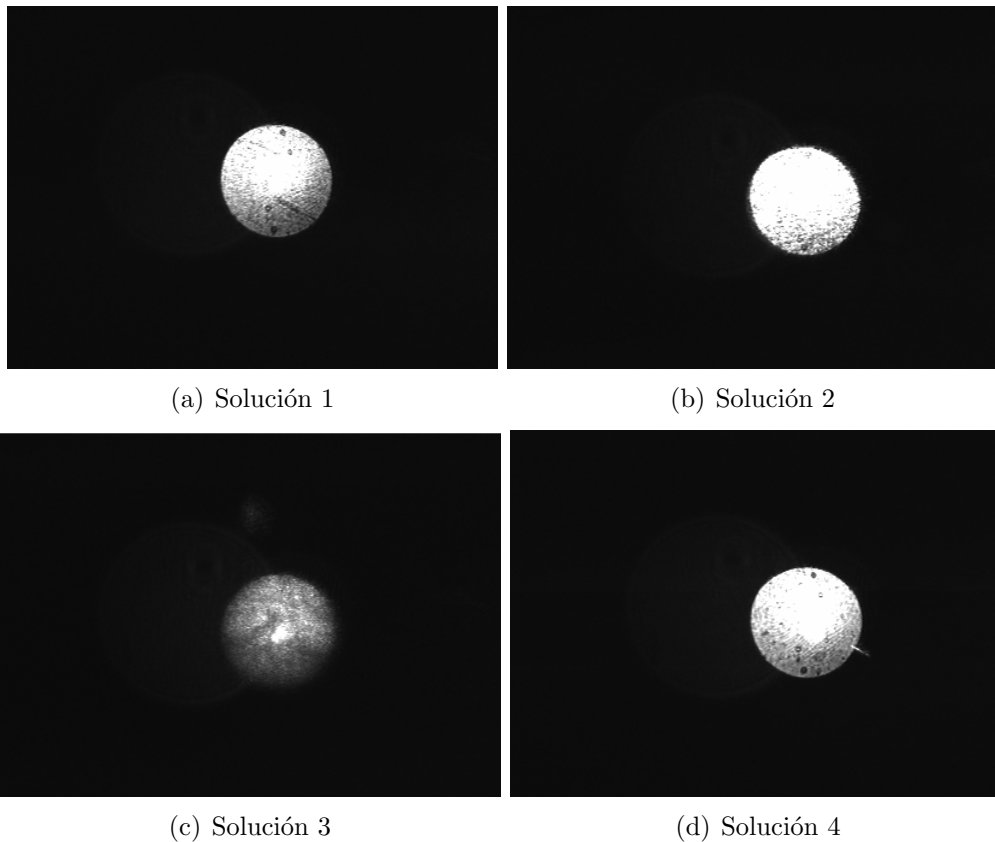


Figura 4.6: *Imagen aérea para las 4 soluciones utilizadas: solución 1 de 429 nm, solución 2 de 168 nm, solución 3 de 1-4 micras, solución 4 de 168nm. En estas imágenes se utilizó el espejo para simular la retina y describir las imágenes aéreas bajo estas condiciones.*

D. En la Figura 4.1 observamos la formación de imagen proyectada en la CCD y decidimos enfocar el sistema en la lente convergente (L4) del modelo del ojo. Al analizar la imagen de la Figura 4.2 obtuvimos el mejor medio para simular el

esparcimiento generado por la retina. Y en las imágenes de la Figura 4.3 pudimos determinar el cambio de la imagen aérea al variar las pupilas artificiales de entrada y salida. Dados estos parámetros en la Figura 4.6 estudiaremos las imágenes aéreas generadas a través del dispositivo de Doble-Paso cuando se introducen al modelo distintas soluciones para simular cataratas utilizando un espejo para simular la retina.

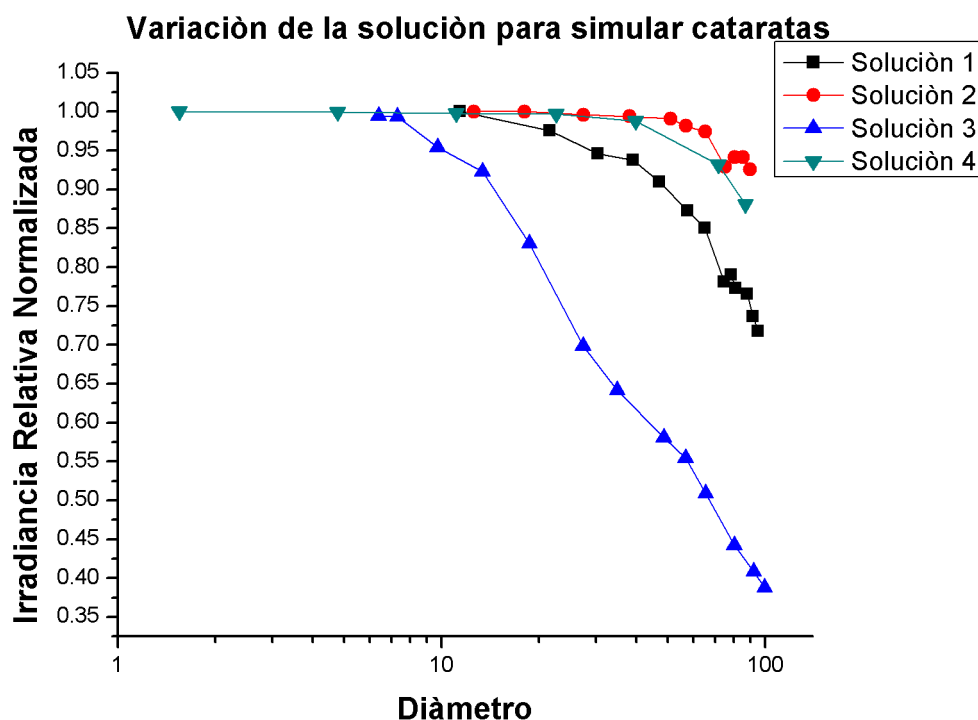


Figura 4.7: La irradiancia relativa en función del diámetro de las imágenes aéreas para las 4 soluciones utilizadas en el experimento, permite conocer el comportamiento de la intensidad de luz reflejada en la retina simulada por un espejo.

En la Figura 4.6 mostramos las imágenes generadas utilizando las distintas soluciones para simular cataratas, se puede observar el patrón de esparcimiento dentro del círculo que define la imagen para cada solución, este patrón de esparcimiento es muy intenso en el centro. En la Figura 4.7 se muestra la gráfica de la Irradiancia relativa VS Diámetro, se puede observar que para las 4 soluciones el máximo valor de irradiancia es el mismo, y que disminuye a medida que aumenta el diámetro dentro del spot, la diferencia principal de las curvas es el diámetro al cual comienza a disminuir la irradiancia, las soluciones 1, 2 y 4 disminuyen en un diámetro mayor a 10 píxeles y la solución 3 lo hace en un valor cercano a 9 píxe-

les. La solución 3 es la primera en disminuir, esta solución contiene las partículas de mayor tamaño (1-4 micras), seguida por la solución 1 donde el tamaño de las partículas es de 429 nm, la solución 2 y 4 tienen un comportamiento similar entre ellas, es decir, el diámetro al que disminuye la irradiancia está muy cercano, esto se lo podemos atribuir a que la solución 2 compuesta en un 50 % de agua y el otro 50 % de la suspensión de partículas de SiO_2 con un diámetro por partícula de 168 nm, tiene el mismo tamaño por partícula que la solución 4 compuesta sólo por la suspensión de partículas de SiO_2 , sin embargo la concentración de partículas en la solución 2 es menor ya que al disolver las partículas en agua disminuye la concentración dentro de la solución acuosa y en el caso de la solución 4 se mantiene el mismo número de partículas en la suspensión.

Por lo tanto, de las Figuras 4.6 y 4.7 podemos inferir que la irradiancia proyectada sobre la cámara CCD disminuye al aumentar el tamaño de las partículas que simulan las cataratas en el modelo del ojo, es decir, se reduce la intensidad de luz proyectada en la imagen aérea conservando un valor máximo en el centro disminuyendo la irradiancia radialmente. Además al variar la concentración de partículas (168 nm) dentro de las soluciones 2 y 4, el comportamiento de la irradiancia de la imagen aérea es muy similar.

En la Figura 4.8 se presentan las imágenes aéreas capturadas utilizando la muestra 1 para simular la retina y la celda con las 4 soluciones descritas anteriormente para simular las cataratas, en las imágenes se puede apreciar un círculo que define la imagen con un diámetro de 95 píxeles, las imágenes tienen un spot central de máxima irradiancia que es la misma para todas las soluciones y la irradiancia disminuye al aumentar el diámetro dentro de la imagen. Para confirmar que disminuye la irradiancia al alejarnos del centro de las imágenes, de la Figura 4.8 analizaremos la Figura 4.9 donde se grafica nuevamente la Irradiancia relativa VS Diámetro de la imagen. Se puede apreciar que en las 4 soluciones disminuye la irradiancia al aumentar el diámetro, donde en todas las soluciones se empieza a reducir considerablemente la irradiancia antes de un diámetro de 10 píxeles siendo la solución 3 la que reduce su irradiancia en un diámetro aproximado de 2 píxeles, la solución 1 y 4 presentan prácticamente el mismo comportamiento, es decir, la irradiancia central es del mismo tamaño y disminuye notablemente el valor de la irradiancia en igual proporción. En la solución 2 se observa una irradiancia mayor en la parte central comparado con el de las soluciones 1 y 4, lo que implica que el diámetro donde disminuye considerablemente la irradiancia es mayor que para el de las soluciones mencionadas. Por último podemos ver que en la solución 3 solo se muestra el valor de la irradiancia central y el diámetro donde se reduce esta irradiancia es muy pequeño.

De las Figuras 4.8 y 4.9 podemos concluir que al aumentar el tamaño de partículas dispersoras disminuye el tamaño de la irradiancia en la imagen aérea como se muestra en la imagen (c) para la solución 3, además el comportamiento de la solución 1 y 4 es muy similar ya que decrece la irradiancia a la misma proporción esto lo podemos atribuir a que en la solución 4 (168 nm) existe una concentración de partículas mayor que en la solución 1, sin embargo, las partículas de la solución 1 son mas grandes (429 nm) en comparación con la solución 4 y así el esparcimiento producido por las partículas de mayor tamaño se compensa con una mayor concentración de las partículas pequeñas lo que produce un patrón de intensidad semejante entre ambas muestras. De la solución 2 (168 nm) sólo podemos decir que al ser partículas de menor tamaño que en las soluciones 1 y 3 la intensidad de la imagen aérea aumenta y al tener una concentración de partículas menor que la solución 4 esparce menos luz y por eso es mayor la irradiancia.

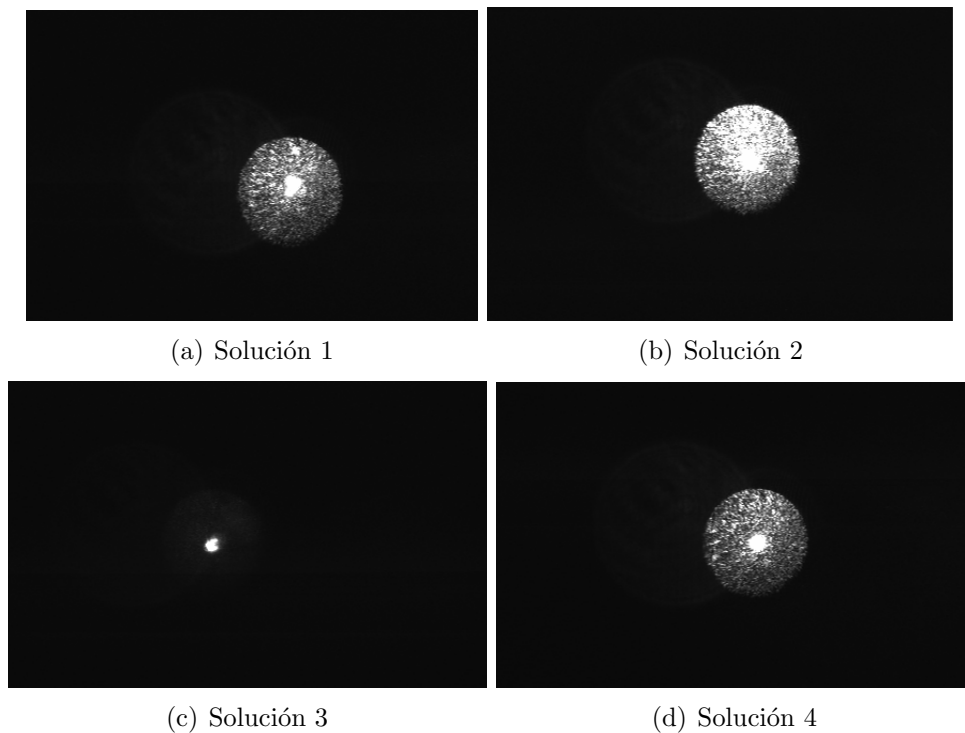


Figura 4.8: Imagen aérea para las 4 soluciones utilizadas: (a) solución 1 de 429 nm, (b) solución 2 de 168 nm, (c) solución 3 de 1-4 micras, (d) solución 4 de 168nm. En estas imágenes se utilizó la muestra de papel 1 para simular la retina.

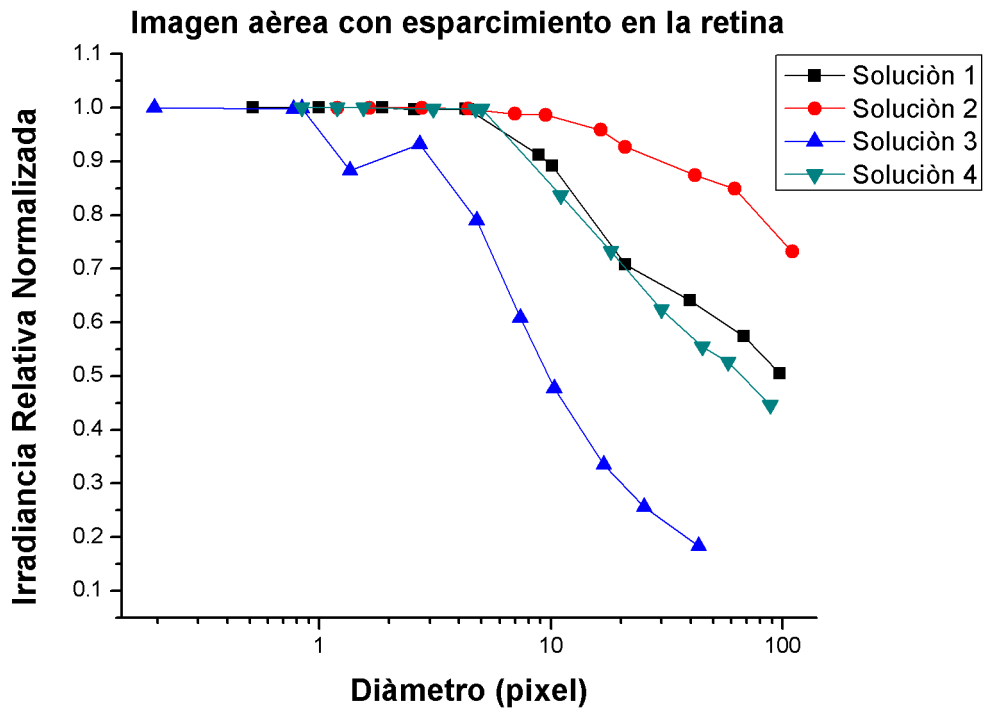


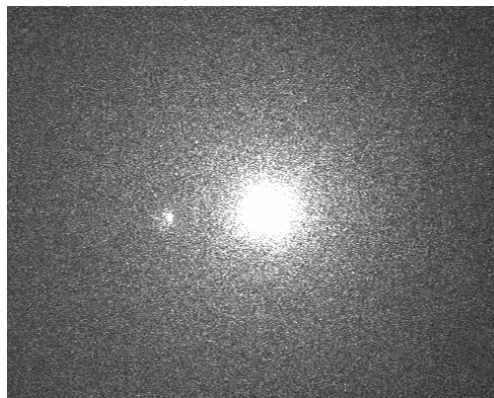
Figura 4.9: Irradiancia relativa en función del diámetro de las imágenes aéreas para las 4 soluciones utilizadas en el experimento. Aquí podemos conocer el comportamiento de la intensidad de luz reflejada en la retina utilizando la muestra de papel 1 para simularla.

4.2. Formación de la Imagen Retiniana en el Doble-Paso

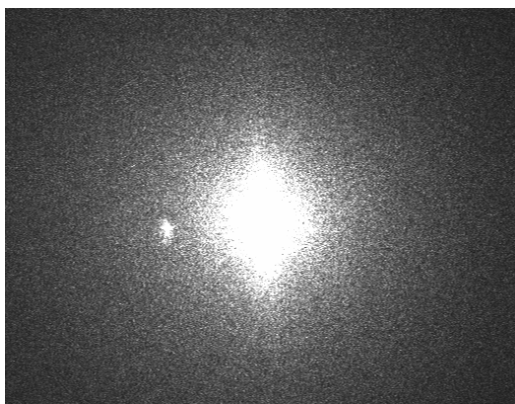
E. En esta sección estudiaremos la formación de imagen retiniana a través de una configuración modificada del Doble-Paso. En la Figura 4.10 se muestran las imágenes capturadas colocando la cámara CCD en el plano retinal, a la izquierda de las imágenes se observa un segundo spot mas pequeño, este es un reflejo que fue imposible omitir del sistema sin alterar el mismo, sin embargo no afecta en el análisis. Las imágenes retinianas son las imágenes formadas en el primer paso de la luz al atravesar las partículas que simulan las cataratas en el sistema óptico.



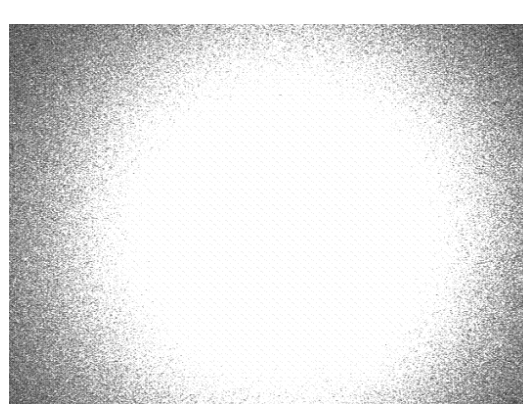
(a) Haz de luz sin solución



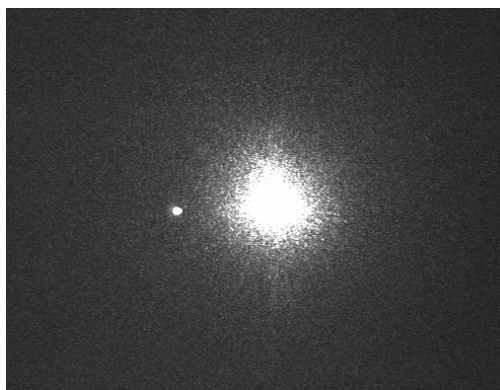
(b) Solución 1



(c) Solución 2



(d) Solución 3



(e) Solución 4

Figura 4.10: *Imagen retiniana: (a) Imagen del haz de luz sin solución, (b) solución 1-429 nm, (c) solución 2-168 nm, (d) solución 3-1 a 4 micras, (e) solución 4- 168 nm.*

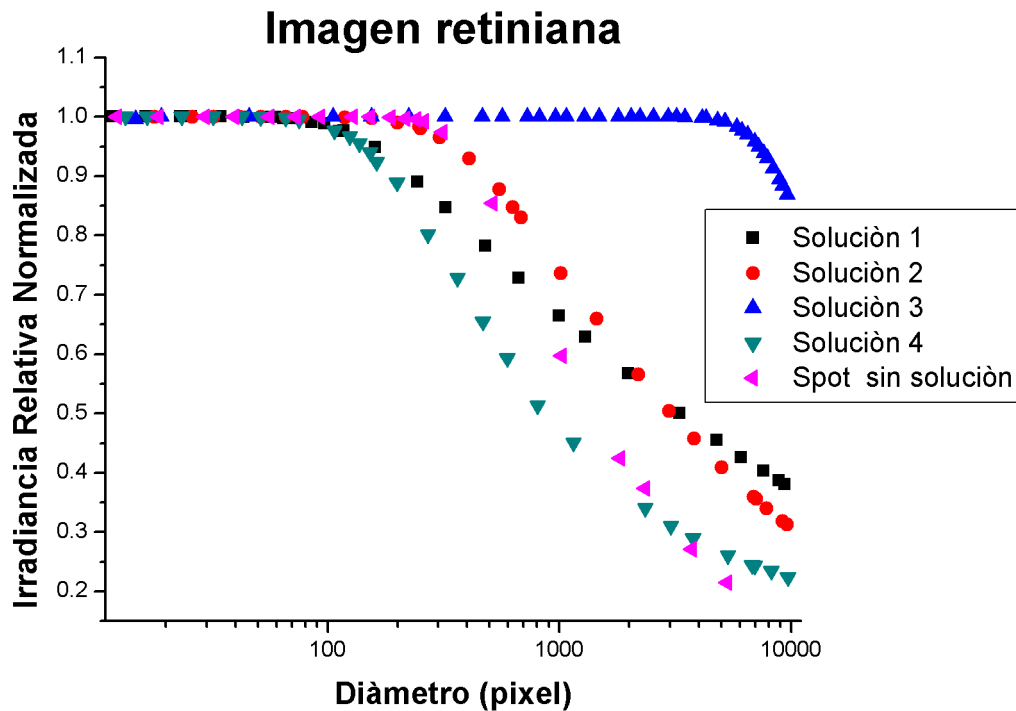


Figura 4.11: Al graficar la Irradiancia relativa VS Diámetro de la imagen retiniana para las 4 soluciones utilizadas y para el spot de luz sin solución, es posible conocer el diámetro del spot de intensidad central en cada imagen y observar como se reduce la irradiancia conforme nos alejamos del centro del spot.

La Figura 4.10a describe cómo es la imagen del haz incidente antes de introducir las cataratas al sistema, se pone como referencia para el estudio de las imágenes con cataratas, el diámetro del spot es de 104 píxeles. Para las imágenes (b), (c), (d) y (e) se observa un spot central de irradiancia máxima con un diámetro de 60, 102, 457 y 64 píxeles respectivamente, fuera del spot central se observa un esparcimiento que disminuye conforme aumenta el diámetro de la imagen. Con las Figuras 4.10 y 4.11 podemos describir las 4 soluciones que simulan las cataratas: la solución 1 fuera del spot central disminuye radialmente produciendo un esparcimiento circular que tiene un diámetro máximo de 403 píxeles; la solución 2 de igual forma produce esparcimiento circular que disminuye al aumentar el diámetro de la imagen y la extensión máxima del esparcimiento es de 311 píxeles, el spot de irradiancia central es mayor que el da la solución 1 pero el diámetro máximo de esparcimiento es menor para la solución 2; la solución 3 tiene un esparcimiento detectable con un diámetro de 640 píxeles, claramente el spot central es aproxi-

madamente 7 veces mas grande que el spot de irradiancia central de la solución 1 y 4, además es 5 veces más grande que el spot de la solución 2; el esparcimiento máximo de la solución 4 es de 158 pixeles y es menor que el de la soluciones 1, 2 y 3.

Lo que podemos concluir del análisis de la Figura 4.10 y 4.11 es que en las imágenes retinianas se detecta una mayor irradiancia en el CCD que en las imágenes aéreas, si bien el programa utilizado para analizar las imágenes no es lo suficientemente preciso como para calcular la irradiancia real, si permite determinar una irradiancia relativa donde podemos observar máximos de intensidades, en las imágenes aéreas el spot de irradiancia central tenia su máximo en aproximadamente 100 pixeles y en las imágenes retinianas podemos observar un tamaño de spot de irradiancia central 4 o 5 veces mas grande. Las imágenes de la solución 3 ayudan a comprender de mejor forma el esparcimiento producido por partículas más grandes, podemos observar que el spot central es muy grande comparado con el resto de las imágenes, así conforme aumenta el tamaño de las partículas aumenta el esparcimiento de la imagen retiniana, pero no necesariamente aumenta el tamaño del spot central, la solución 1 (429 nm) tiene un spot menor que el spot central de la solución 2 (168 nm) y el spot de irradiancia central de la solución 4 es menor que el de la solución 2, si bien el tamaño de partículas es el mismo la concentración es mayor para el caso de la solución 4, de esto podemos concluir que con una concentración más elevada de partículas en la solución acuosa se produce menor esparcimiento y se reduce el spot central de intensidad.

F. En las Figuras 4.12 y 4.13 se realizó una prueba necesaria ya que nos permite conocer el efecto en el patrón de esparcimiento al variar la apertura de la pupila P1. En (a) y (b) se ve que el patrón de esparcimiento es prácticamente el mismo y sólo es mas intenso para (b) ya que su spot de irradiancia central tiene un diámetro de 42 pixeles y el de (a) es de 34 pixeles. Para el caso de (c) y (d) se presenta la misma situación donde el diámetro del spot de irradiancia central de (d) es 39 pixeles, mientras que para el caso de (c) es de 29 pixeles. En la imagen (e) el spot tiene un diámetro de 45 pixeles y el tamaño del spot de (f) es 318 pixeles. Cuando se utilizan partículas de 168 nm (c y d) el esparcimiento es menor que para partículas de 429 nm (a y b), sin embargo utilizando partículas de 1-4 micras el esparcimiento producido es mayor que el de las imágenes (a), (b), (c) y (d). Es importante hacer notar que el diámetro de esparcimiento máximo producido por las partículas de 1-4 micras cuando P1 esta cerrada es de 221 pixeles y el diámetro de máximo esparcimiento para las partículas de 168 y 429 nm cuando P1 esta abierta es de 94 y 188 pixeles respectivamente, con esto podemos ver que al tener partículas mas grandes se produce mayor esparcimiento cuando la pupila está cerrada no importando que para partículas de menor tamaño se abra total-

mente la pupila. Podemos concluir que al variar el tamaño de P1 se modifica la irradiancia que incide en el detector y es posible obtener información útil en la imagen retiniana al aumentar el tamaño de partícula, en el presente trabajo con la imagen retiniana se puede diferenciar entre partículas de 168 y 429 nanómetros midiendo únicamente sus intensidades.

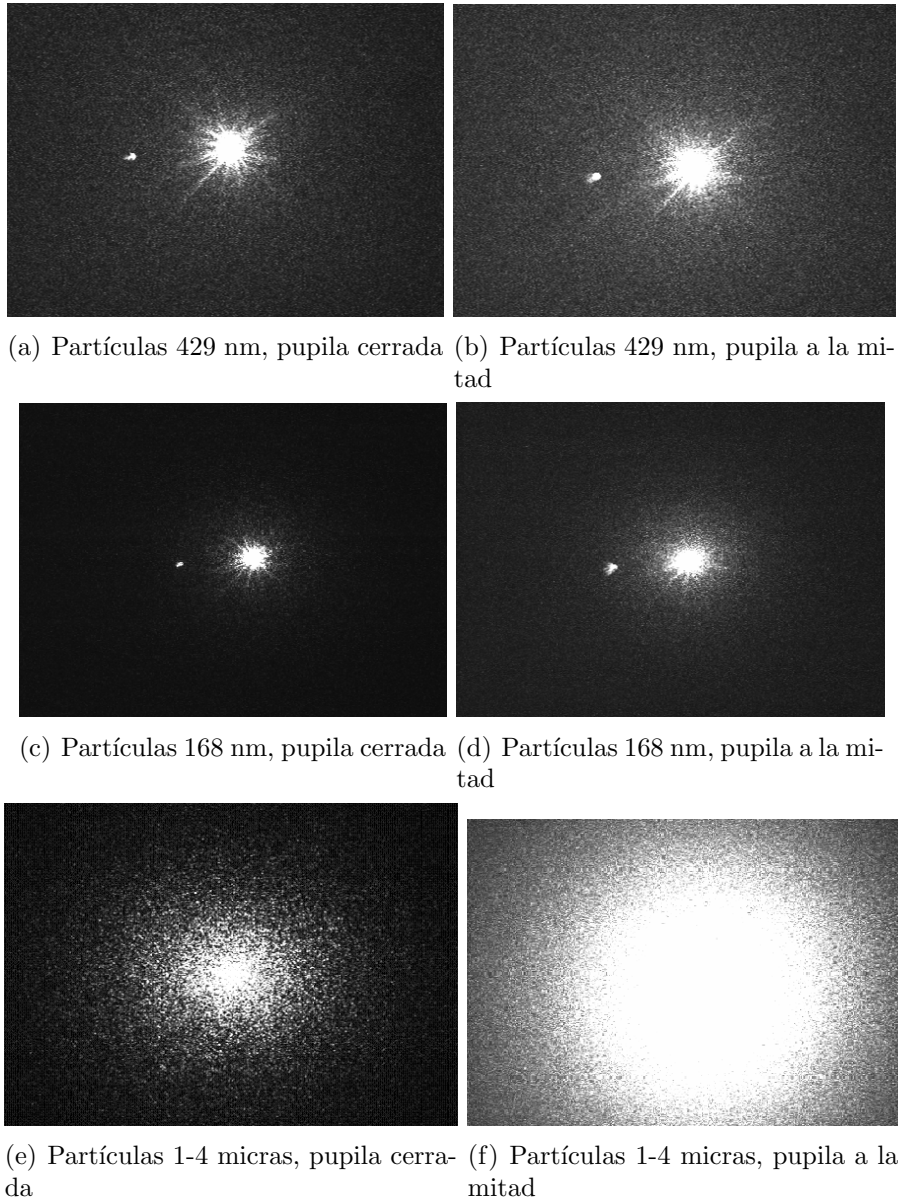


Figura 4.12: Variación de pupilas para 3 tamaños de partículas .

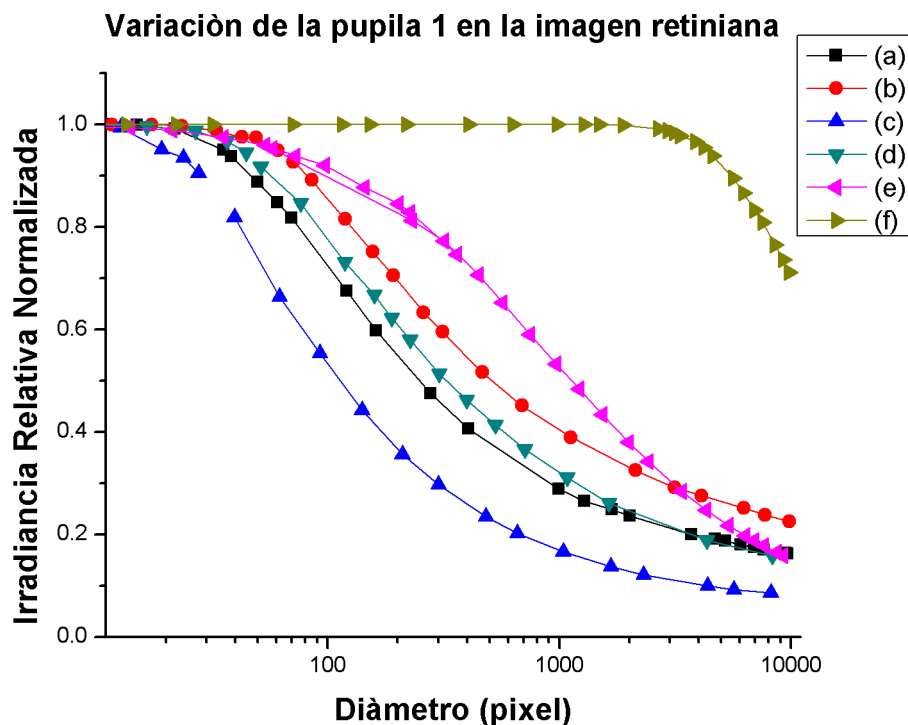


Figura 4.13: Comparación de la irradiancia relativa contra el diámetro al variar el tamaño de la pupila 1 en la imagen retiniana..

En la Figura 4.14 se presenta una simulación numérica en la cual se observa un gráfico polar para el cálculo del patrón de esparcimiento MIE [47] en un sistema con los siguientes parámetros¹: diámetro de las esferas utilizadas de $2\ \mu\text{m}$, el índice de refracción utilizado es de 1.33, el índice de refracción de la esfera es 1.5, la longitud de onda del láser en el vacío es $0.6328\ \mu\text{m}$ para una concentración de $0.19\ \text{esferas}\ \mu\text{m}^3$, estos parámetros son semejantes a los utilizados en nuestro modelo ya que la longitud de onda de laser es de $633\ \text{nm}$, los diámetros de las esferas son del mismo tamaño, el índice de refracción del medio es el mismo ya que utilizamos una solución acuosa compuesta de agua (1.333) y partículas de SiO_2 ($\approx 1,5$) y al no conocer la densidad de partículas se utilizó una concentración de $0.19\ \text{esferas}\ \mu\text{m}^3$ reportada en la literatura [8]. Se realizaron cálculos variando el diámetro de las esferas: $1\ \mu\text{m}$, $0.429\ \mu\text{m}$ y $0.168\ \mu\text{m}$.

¹El cálculo del patrón de esparcimiento utilizado se obtuvo de la referencia [46], en esta página de internet se pueden variar los parámetros para obtener el comportamiento del sistema deseado.

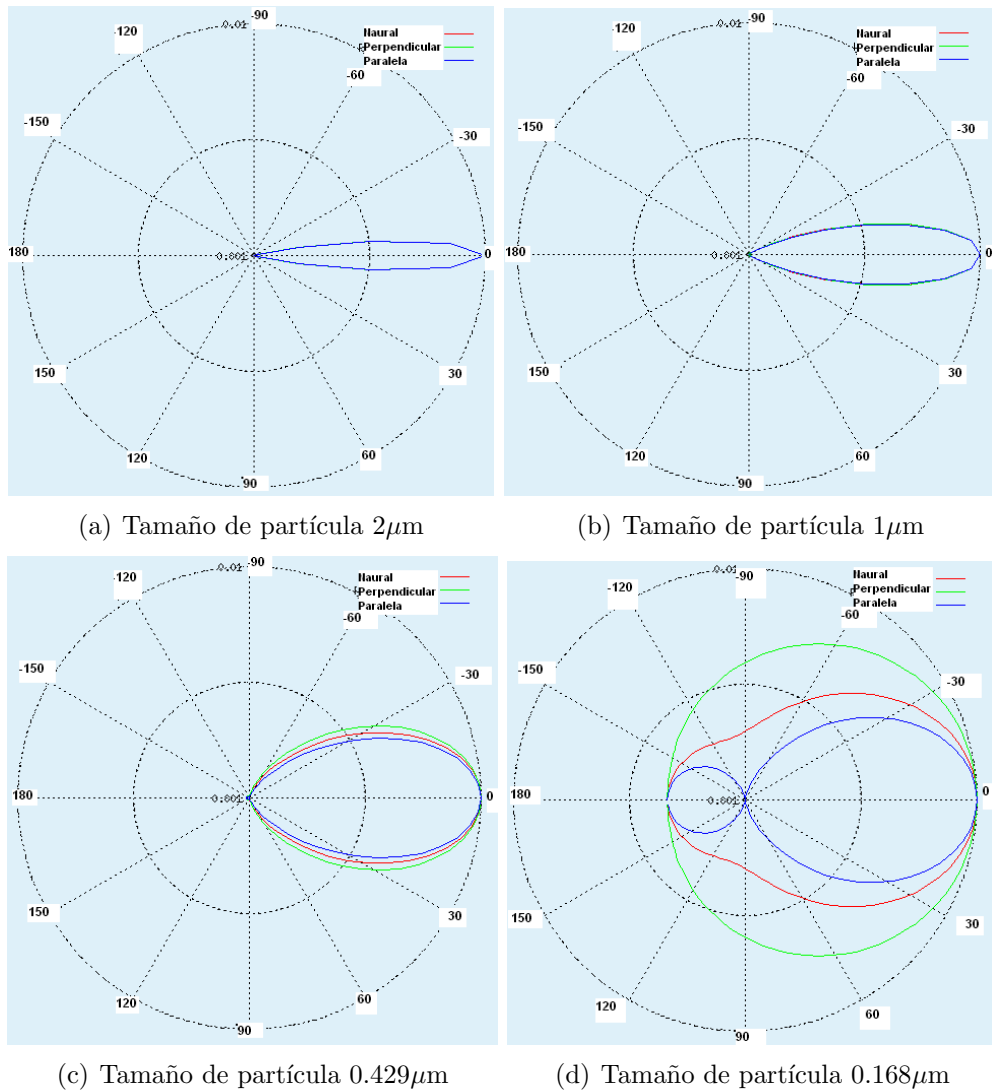


Figura 4.14: Simulaciones del gráfico polar para el cálculo del patrón de esparcimiento MIE. La luz incide por la izquierda sobre una esfera situada en el centro del diagrama polar. Se utilizó luz polarizada perpendicular, paralela y normal.

Estas simulaciones con diferentes tamaños de partícula son útiles para ver el efecto en el patrón de esparcimiento. Entonces, las figuras muestran un simple gráfico polar del patrón de esparcimiento, la luz incide por el lado izquierdo sobre una esfera situada en el centro del diagrama polar. En la Figura 4.8a podemos observar que la luz esparcida se concentra en ángulos muy pequeños. Para la Figura 4.8b aumenta el ángulo de la luz esparcida, se ve que el esparcimiento aumenta a mayores ángulos. Se puede observar en la Figura 4.8c que sigue incrementando el esparcimiento para ángulos mayores conforme se reduce el tamaño de partícula.

Por último en la Figura 4.8d el esparcimiento se da en ángulos muy grandes para el tamaño de partícula más pequeño ($0.168\mu\text{m}$) utilizado.

De las simulaciones presentadas podemos concluir que conforme disminuye el tamaño de partícula aumenta la luz esparcida en ángulos mayores. Estas simulaciones son consistentes con nuestro modelo, donde para un tamaño mayor de partículas el esparcimiento detectado en la cámara es más intenso pues no hay una gran cantidad de luz esparcida en ángulos grandes la mayoría se concentra en la cámara (ángulos menores a 30 grados), en cambio para partículas pequeñas el esparcimiento detectado por la CCD es menos intenso debido a que la luz se esparce en ángulos muy grandes. Por lo tanto la Figura 4.8 nos sirve para confirmar que los resultados presentados en nuestro trabajo no están alejados de la teoría utilizada para este tipo de simulaciones.

4.3. Resumen de Resultados

A. En este capítulo pudimos entender cómo es la formación de imagen retiniana y aérea, para eso fue conveniente establecer los parámetros con los cuales se desarrolló el modelo experimental. Decidimos seleccionar el enfoque de la lente L4 sobre la cámara CCD en nuestro modelo del ojo, esta posición se estableció como el lugar donde se forman las cataratas y por tanto donde colocamos las 4 soluciones con partículas de distinto tamaño y de concentraciones distintas para simular la opacidad, al enfocar en esta posición hay una mejor descripción de la imagen formada por las cataratas ya que se define mejor la imagen al pasar por todos los componentes ópticos.

B. Otro factor importante a considerar fue la luz esparcida por la retina, para esto se tomaron imágenes con distintos medios para simular el esparcimiento producido por la retina y escoger uno que produjera un esparcimiento detectable en la imagen aérea, para el sistema utilizado es más conveniente la simulación de una retina que produzca mayor intensidad proyectada sobre la cámara CCD en el segundo paso, así se escogió una muestra de papel plastificado para realizar los experimentos.

C. La variación de las pupilas de entrada y salida en la imagen aérea es útil para comprender que función cumplen P1 y P2 en estas imágenes, básicamente funcionan como un regulador de intensidad de luz proyectada en la cámara. Donde P1 es la pupila encargada de controlar la irradiancia que incide sobre el detector y P2 es la pupila encargada de modular el diámetro del spot de la imagen. Variar el tamaño de las pupilas en el modelo del doble-paso es equivalente a la función que

cumple el iris al hacer expandir o contraer la pupila del ojo dentro de una gama que va de unos 2 mm en luz brillante hasta unos 8 mm en la oscuridad, donde esta función se relaciona con el proceso de enfoque, contrayéndose para aumentar la nitidez de la imagen al realizar trabajos finos.

Fue necesario aclarar que con las imágenes obtenidas en el modelo experimental no es posible conocer la forma del esparcimiento o predecir algún tipo de comportamiento en la imagen del segundo paso, es decir, se necesita recurrir a un análisis más sofisticado para poder medir la Función de Transferencia de Modulación (MTF) y la Función de Esparcimiento Puntual (PSF) y hacer el análisis de Fourier correspondiente, por el momento los resultados presentados no consideran este hecho pero se tienen presentes para llevar a cabo experimentos futuros que permitan realizar este análisis.

D. Dos de las pruebas más importantes fueron las que se realizaron al tomar las imágenes aéreas para las 4 soluciones utilizadas con y sin medio para simular la retina. Se pudo obtener que el esparcimiento depende del tamaño de las partículas utilizadas para simular las cataratas, al aumentar el tamaño de las partículas disminuye la intensidad de luz detectada en la imagen aérea, además la concentración de partículas influye para producir mayor o menor esparcimiento. En la Figura 4.7 la solución 2 (168 nm) y la solución 4 (168 nm) reducen su valor de irradiancia al variar el diámetro prácticamente a la misma proporción, en cambio en la Figura 4.9 la solución 1 (429 nm) y la solución 4 (168 nm) son las que muestran el comportamiento similar, estos resultados podrían parecer inconsistentes sin embargo si tomamos en cuenta que para la Figura 4.7 se utilizó un espejo como retina y en la Figura 4.9 se utilizó la muestra 1 (papel plastificado) para simular la retina, entonces podemos asociarle la discrepancia al efecto que produce la retina sobre la imagen aérea en el segundo paso del dispositivo experimental para la Figura 4.9. El comportamiento similar que muestran las soluciones 1 y 4 en la Figura 4.9 se lo podemos atribuir al hecho de que en la solución 4 (168 nm) existe una concentración de partículas mayor que en la solución 1 pero las partículas de la solución 1 (429 nm) son más grandes, por lo que el esparcimiento producido por las partículas de mayor tamaño se compensa con una mayor concentración de las partículas pequeñas lo que produce un patrón de intensidad semejante y una disminución de la irradiancia en igual proporción.

La irradiancia de la imagen aérea se reduce al aumentar el tamaño de partículas y al aumentar la concentración de la solución acuosa. Utilizando partículas de 168 y 429 nm cualitativamente se pueden observar cambios en la imagen aérea y definitivamente con las partículas más grandes (1-4 μm) se observan diferencias

más significativas en la imagen del segundo paso. Si consideramos que las partículas que producen las cataratas en un ojo real son del mismo orden que las utilizadas en el modelo experimental [14, 15], podemos concluir que si se trabaja en producir soluciones más controladas para la simulación de la opacidad y si es posible cuantificar los valores de la irradiancia en la imagen aérea, entonces es posible obtener información útil de las cataratas a partir de la imagen aérea en un ojo humano.

E. Por último se obtuvieron imágenes retinianas y de igual forma se estudiaron los factores que afectan la imagen, determinamos que al aumentar el tamaño de partículas aumenta el esparcimiento de la imagen retiniana. Además la intensidad de luz que detecta la cámara CCD en el primer paso es mucho más grande que la detectada en la imagen aérea, por lo tanto se puede obtener información más precisa acerca de la influencia de las cataratas en la formación de imagen. Para las soluciones con las partículas más pequeñas (1, 2 y 3) conforme aumenta el tamaño de las partículas aumenta el esparcimiento de la imagen, pero no necesariamente aumenta en igual proporción el tamaño del spot central de intensidad, así la imagen en el primer paso permite caracterizar de mejor forma el efecto de las cataratas en la retina. Además la variación de las pupilas no afecta el patrón de esparcimiento sólo se modifica la intensidad de la imagen y el tamaño del spot de intensidad central.

Si bien las imágenes del segundo paso no muestran un efecto tan claro del esparcimiento producido por las partículas que simulan la opacidad, en nuestro modelo se puede verificar que al aumentar el tamaño o densidad de las partículas disminuye la intensidad del esparcimiento en la imagen aérea. En cambio en las imágenes del primer paso es muy notorio cómo se ve afectada la imagen por las cataratas, que al aumentar el tamaño de las partículas el esparcimiento aumenta considerablemente. De aquí podemos concluir que es natural que disminuya la intensidad de la imagen aérea ya que al producirse esparcimiento en el cristalino, en la retina y nuevamente en el cristalino, se pierde más energía y la CCD detecta una menor intensidad de luz, lo que no sucede en el primer paso donde únicamente se esparce en el cristalino detectando una mayor intensidad de luz en la cámara (imagen retiniana). Esto es muy relevante ya que en la práctica el doctor diagnostica utilizando información del segundo paso y el paciente siente el efecto del primer paso, por lo tanto con la información del primer paso se podría dar un análisis más preciso para en la evaluación de un ojo humano con cataratas, pero es necesario cuantificar la irradiancia de luz detectada por la cámara, encontrar una solución acuosa que permita obtener mas información tanto en la imagen aérea y en la imagen retiniana y hacer un procesamiento digital de imágenes para encontrar una relación precisa entre la imagen del primer y segundo paso, en el dispositivo experimental presentado sólo

se puede verificar que la información del primer paso es mejor y arroja más detalle del efecto de las cataratas en el ojo y que el segundo paso es una consecuencia de lo que sucede en el primero, por lo tanto al aumentar el tamaño de las partículas en el primer paso aumenta el esparcimiento proyectado en la imagen retiniana pero en el segundo paso disminuye la irradiancia detectada en la imagen aérea, además al aumentar la concentración de partículas en la solución acuosa utilizada para simular la opacidad se mostró que disminuye el esparcimiento en el primer y segundo paso en comparación con una concentración menor de partículas del mismo tamaño.

Capítulo 5

Conclusiones y Perspectivas

5.1. Conclusiones

Las principales aportaciones del presente trabajo son las siguientes:

i) Se ha construido un sistema de Doble-Paso que permite conocer todos los componentes del sistema óptico y estudiar el comportamiento de la luz en distintas posiciones de la configuración.

ii) Se ha desarrollado un método cualitativo para analizar imágenes generadas en el sistema y con esto verificar la relación entre imágenes retinianas e imágenes aéreas utilizando distintas soluciones para simular cataratas, además se realizó una comparación del comportamiento de la irradiancia en función del diámetro para las imágenes detectadas.

iii) Se implementó una modificación en el sistema de Doble-Paso para estudiar el efecto del esparcimiento de la formación de imagen en el modelo del ojo humano con cataratas, donde se pudieron conocer diferentes medios que producen esparcimiento en distinta proporción simulando la opacidad, escogiendo la muestra que permitió detectar mayor irradiancia en la imagen aérea.

Utilizando la metodología anterior, los principales resultados obtenidos son:

1. Se puede controlar el enfoque de la cámara CCD sobre nuestro modelo del ojo con precisión micrométrica, es decir, podemos elegir si queremos enfocar en la retina (espejo) o como lo hicimos en nuestro dispositivo en el cristalino (lente L4) donde se forman las cataratas. Con este enfoque garantizamos una mejor resolución de la imagen formada en el primer y segundo paso.

2. Se utilizó una muestra de papel plastificado para simular la retina, esta muestra fue la que proporcionó mayor irradiancia detectada en la imagen aérea lo que permitió caracterizar el sistema de mejor forma, en el modelo es mejor un medio que no tenga demasiada absorción para que la luz que incide sobre la retina pueda reflejar la intensidad necesaria para formar una imagen detectable después de pasar por el dispositivo en el segundo paso. Se encontraron 4 muestras más que podrían simular la retina siendo el papel plastificado el más adecuado para el sistema experimental empleado.

3. Al realizar el análisis de la imagen aérea se realizaron variaciones en las pupilas artificiales, estos cambios nos permitieron conocer el comportamiento de esta imagen al aumentar o disminuir el tamaño de las pupilas. Donde la función de la pupila de entrada (P1) es controlar la irradiancia incidente sobre el detector, es decir, al disminuir el tamaño de la pupila se reduce la irradiancia detectada en la imagen aérea. La pupila de salida (P2) se encarga de modular el diámetro del spot de la imagen, si se disminuye el tamaño de la pupila entonces se reduce el diámetro de la imagen aérea. La variación de ambas pupilas permite controlar la irradiancia y el diámetro de la imagen aérea simultáneamente. Si se realizaran mediciones con un ojo real, el control de las pupilas artificiales sería fundamental para poder controlar la luz que incide en el ojo y no superar los límites de seguridad establecidos.

4. Al obtener las imágenes aéreas utilizando las distintas soluciones para simular cataratas, tuvimos como resultado que el esparcimiento en la imagen depende del tamaño de las partículas así como de la concentración en la solución acuosa. Al aumentar el tamaño y concentración de partículas disminuye el patrón de esparcimiento en el segundo paso. La suspensión de partículas utilizada permitió describir el efecto del esparcimiento sobre la imagen aérea, es decir, con partículas pequeñas de bióxido de silicio de 168 y 429 nm de diámetro se puede realizar una comparación de las imágenes generadas en el segundo paso, donde la diferencia más significativa está dada por el tamaño de las partículas, influyendo en menor medida la concentración de la solución. El presente trabajo muestra que es posible comparar imágenes aéreas con un tamaño mínimo de partícula de 168 nm, obteniendo mejores resultados al aumentar el diámetro (1-4 μm) de las partículas.

5. Fue posible analizar las imágenes retinianas realizando una modificación al dispositivo experimental, simplemente se colocó una cámara CCD en la posición de la retina y se determinaron las imágenes del primer paso para las distintas soluciones utilizadas. Al aumentar el tamaño de partículas de 168 nm a 429 nm en la solución acuosa, aumenta el esparcimiento producido en toda la imagen retiniana

pero el spot de intensidad central no aumenta en igual proporción, al realizar la variación del tamaño y concentración de partículas es posible encontrar diferencias en el esparcimiento producido en toda la imagen y principalmente en el spot de intensidad central, al cambiar partículas esféricas de 168 y 429 nm por partículas antisimétricas del orden de micras (1-4 μm) los tamaños del spot central y del esparcimiento total de la imagen es hasta 6 veces mas grande que para partículas pequeñas.

6. Las imágenes del segundo paso no muestran un efecto tan claro del esparcimiento producido por las cataratas, sin embargo es posible verificar que al aumentar el tamaño o la concentración de las partículas disminuye la intensidad del esparcimiento en la imagen aérea. Caso contrario para las imágenes retinianas donde al aumentar el tamaño de partículas aumenta el esparcimiento. El esparcimiento en la retina domina el segundo paso y el efecto de las partículas es más débil en la imagen. Esto es muy importante desde el punto de vista del diagnóstico ya que la imagen retrodispersada da poca información sobre la degradación de la imagen formada en la retina.

Así el modelo experimental proporciona un método para estudiar el esparcimiento de la luz en un modelo del ojo humano con cataratas, y predice que el factor más importante que afecta la formación de imagen no sólo es el tamaño de la partícula dispersora sino que su forma y densidad también son muy importantes. A medida que aumenta el tamaño de las partículas aumenta el esparcimiento y es más claro el efecto en el spot central de la imagen.

5.2. Perspectivas

La presente tesis proporciona información acerca del esparcimiento de luz en un modelo del ojo humano con cataratas, sin embargo el modelo esta limitado al análisis cualitativo que se presenta a lo largo del trabajo. Para obtener un diseño mas eficiente al momento de estudiar la formación de imagen en el doble paso es necesario optimizar el dispositivo de tal manera que se pueda estudiar el sistema en su totalidad, a continuación se presenta una descripción de las cosas que faltan por hacer en el modelo para lograr elaborar un sistema que permita cuantificar la información proyectada en las imágenes del doble-paso.

* El modelo está calibrado manualmente lo que introduce errores sistemáticos en el dispositivo. Para que la configuración tenga precisión micrométrica en todos sus componentes es necesario automatizar: el movimiento del sistema Badal, el modelo del ojo (variación del plano retinal con respecto a la lente del cristalino L4) y el dispositivo para la detección de la imagen aérea. Si se puede realizar el

movimiento de los componentes ópticos con esta precisión se reducirán los errores sistemáticos en la formación de imagen.

* Para capturar las imágenes en el sistema utilizado se fijó la cámara CCD en una posición donde se enfocaba la lente del cristalino L4 para el primer paso y en la lente objetivo para el segundo paso, pero para tener la información completa del esparcimiento en la imagen es indispensable que el detector haga un barrido aproximado de 30 grados sobre el plano de la imagen, esto ayudara a entender si el esparcimiento es producido por una solución acuosa con partículas grandes (del orden de micrómetros) o pequeñas (del orden de nanómetros).

* Para analizar formalmente las imágenes obtenidas es necesario un sistema que permita cuantificar la intensidad de luz detectada por la cámara, para esto se debe emplear un programa computacional que interprete los resultados obtenidos del experimento y que les pueda asociar a través del análisis de Fourier las funciones correspondientes (MTF y PSF), de esta forma se puede caracterizar la imagen en el dispositivo del doble paso.

* Para simular la retina en el modelo se utilizó una hoja de papel plastificado de tal manera que la muestra proporcionará la mayor intensidad de luz detectada en la imagen aérea, sin embargo se podría mejorar esta muestra midiendo la intensidad de luz generada por otros medios y seleccionando el material que no sólo se comportara como un difusor sino que además sea capaz de reflejar la mayor cantidad de luz en el segundo paso para medirlo con la cámara.

* Para simular las cataratas se analizaron suspensiones de bióxido de silicio en agua con un diámetro por partícula de 168 nm, 429nm y 1-4 μm para cada suspensión; y se cambio la concentración de partículas para la suspensión de 168 nm. Con el fin de mejorar las soluciones utilizadas bastaría utilizar una suspensión más controlada de partículas de SiO_2 con múltiples tamaños y concentraciones para caracterizar con precisión el modelo del ojo humano con cataratas.

Realizando estas modificaciones se continuará trabajando en el desarrollo del modelo experimental para automatizarlo y poder realizar el análisis cuantitativo de las imágenes formadas con el dispositivo, en la búsqueda de construir un instrumento que se pueda adaptar a un entorno clínico para el diagnóstico del esparcimiento de luz en un ojo humano con cataratas.

Apéndice A

Tablas de datos utilizados para graficar la Irradiancia Relativa VS Diámetro

Area	δA	Diámetro	δD	Area	δA	Diámetro	δD	Area	δA	Diámetro	δD
(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)
133.00	0.00	13.01	0.00	236.00	27.31	17.33	1.00	61.00	0.91	8.81	0.07
690.00	0.00	29.64	0.00	396.00	28.59	22.45	0.81	156.00	11.42	14.09	0.52
1106.00	0.00	37.53	0.00	774.00	35.91	31.39	0.73	251.00	25.59	17.88	0.91
1664.00	0.00	46.03	0.00	1168.00	40.62	38.56	0.67	346.00	21.93	20.99	0.67
2604.00	0.00	57.58	0.00	1523.00	42.32	44.04	0.61	441.00	22.08	23.70	0.59
3068.00	0.00	62.50	0.00	1971.00	41.92	50.10	0.53	536.00	21.76	26.12	0.53
3961.00	0.00	71.02	0.00	2216.00	42.38	53.12	0.51	631.00	20.95	28.34	0.47
4718.00	0.00	77.51	0.00	2514.00	43.33	56.58	0.49	726.00	20.90	30.40	0.44
5882.00	0.24	86.54	0.00	3160.00	44.42	63.43	0.45	821.00	21.40	32.33	0.42
6866.00	5.49	93.50	0.04	4020.00	45.86	71.54	0.41	916.00	20.96	34.15	0.39
7696.00	34.34	98.99	0.22	4780.00	45.07	78.01	0.37	1011.00	20.89	35.88	0.37
				5267.00	45.60	81.89	0.35	1106.00	20.76	37.53	0.35
				5684.00	47.12	85.07	0.35	1201.00	20.59	39.10	0.34
				5882.00	47.11	86.54	0.35	1296.00	21.07	40.62	0.33
				6582.00	53.42	91.54	0.37	1391.00	33.87	92.00	0.51

(a) Muestra 1

(b) Muestra 2

(c) Muestra 3

Area	δA	Diámetro	δD
(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)
84.00	51.28	10.34	3.16
200.00	51.84	15.96	2.07
472.00	46.95	24.51	1.22
960.00	49.38	34.96	0.90
1664.00	52.15	46.03	0.72
2552.00	52.32	57.00	0.58
3219.00	54.91	64.02	0.55
4304.00	56.01	74.03	0.48
5740.00	55.84	85.49	0.42
6586.00	59.34	91.57	0.41

Area	δA	Diámetro	δD
(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)
190.00	9.45	15.55	0.39
328.00	13.20	20.44	0.41
616.00	12.62	28.01	0.29
1104.00	14.17	37.49	0.24
1807.00	14.88	47.97	0.20
2557.00	15.03	57.06	0.17

(d) Muestra 4

(e) Muestra 5

Figura A.1: La tabla muestra los datos obtenidos mediante el programa "ImageJ" para graficar la Figura 4.3, se presentan los valores de la irradiancia relativa en función del diámetro además de sus incertidumbres asociadas.

Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)
51.00	58.55	8.06	4.63
80.00	60.39	10.09	3.81
164.00	69.17	14.45	3.05
216.00	70.92	16.58	2.72
255.00	71.41	18.02	2.52
300.00	70.17	19.54	2.29
398.00	72.06	22.51	2.04

Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)
80.00	60.41	10.09	3.81
136.00	42.50	13.16	2.06
228.00	60.06	17.04	2.24
316.00	61.48	20.06	1.95
489.00	51.15	24.95	1.30
661.00	46.65	29.01	1.02
884.00	53.03	33.55	1.01
1422.00	45.94	42.55	0.69
1844.00	50.32	48.45	0.66
2045.00	56.01	51.03	0.70
2254.00	58.21	53.57	0.69
2733.00	57.45	58.99	0.62
3274.00	39.86	64.56	0.39
3632.00	41.09	68.00	0.38
4197.00	41.22	73.10	0.36

Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)
97.00	4.65	3.13	0.27
176.00	5.24	5.68	0.22
366.00	6.11	11.80	0.18
592.00	7.41	19.09	0.17
1023.00	8.90	32.99	0.16
1372.00	8.85	44.25	0.13
1663.00	9.41	53.63	0.13
1924.00	9.53	62.05	0.12
2216.00	10.20	71.47	0.12

(a) P1 cerrada, P2 cerrada (b) P1 a la mitad, P2 a la mitad (c) P1 abierta, P2 a la mitad

Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)
148.00	57.08	13.73	2.65
356.00	56.89	21.29	1.70
730.00	61.91	30.49	1.25
1135.00	60.16	38.01	1.01
1663.00	55.11	46.02	0.76
2447.00	61.26	55.82	0.70
2958.00	58.94	61.37	0.61
3313.00	51.07	64.95	0.50
3856.00	48.06	70.07	0.44
5160.00	53.44	81.05	0.42
5684.00	54.60	85.07	0.41
6943.00	55.49	94.02	0.38

Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)
32.00	35.21	1.03	3.51
72.00	28.82	2.32	1.92
122.00	32.65	3.93	1.67
216.00	37.72	6.97	1.45
316.00	43.36	10.19	1.38
514.00	52.32	16.58	1.30

Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)
151.00	74.84	13.87	3.44
421.00	70.43	23.15	1.94
514.00	71.13	25.58	1.77
882.00	68.39	33.51	1.30
1321.00	73.21	41.01	1.14
1626.00	71.57	45.50	1.00
2044.00	68.82	51.01	0.86
2644.00	71.36	58.02	0.78
3072.00	69.76	62.54	0.71
3782.00	71.52	69.39	0.66
4584.00	68.83	76.40	0.57
5160.00	70.10	81.05	0.55
5408.00	69.75	82.98	0.54
5610.00	69.36	84.52	0.52
6284.00	68.15	89.45	0.49
7100.00	67.58	95.08	0.45
7705.00	68.87	99.05	0.44

(d) P1 a la mitad, P2 abierta (e) P1 abierta, P2 cerrada (f) P1 cerrada, P2 abierta

Figura A.2: La tabla muestra los datos obtenidos mediante el programa "ImageJ" para graficar la Figura 4.5, se presentan los valores de la irradiancia relativa en función del diámetro además de sus incertidumbres asociadas..

Area	δA	Diàmetro	δD
(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)
102.00	0.00	11.40	0.00
366.00	16.59	21.59	0.49
726.00	30.46	30.40	0.64
1201.00	34.49	39.10	0.56
1741.00	41.93	47.08	0.57
2602.00	49.09	57.56	0.54
3313.00	53.68	64.95	0.53
4362.00	64.01	74.52	0.55
4844.00	63.09	78.53	0.51
5157.00	65.72	81.03	0.52
6079.00	66.36	87.98	0.48
6584.00	69.91	91.56	0.49
7089.00	73.26	95.01	0.49

(a) Solución 1

Area	δA	Diàmetro	δD
(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)
124.00	0.00	12.57	0.00
255.00	0.00	18.02	0.00
592.00	7.33	27.45	0.17
1135.00	8.70	38.01	0.15
2033.00	11.90	50.88	0.15
2549.00	17.86	56.97	0.20
3350.00	21.68	65.31	0.21
4416.00	38.40	74.98	0.33
5090.00	35.47	80.50	0.28
5736.00	35.62	85.46	0.27
6292.00	40.68	89.51	0.29

(b) Solución 2

Area	δA	Diàmetro	δD
(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)
32.00	3.82	6.38	0.38
42.00	4.24	7.31	0.37
74.00	23.62	9.71	1.55
140.00	31.29	13.35	1.49
274.00	43.58	18.68	1.49
586.00	51.25	27.32	1.19
957.00	49.02	34.91	0.89
1850.00	51.70	48.53	0.68
2525.00	50.50	56.70	0.57
3364.00	53.40	65.45	0.52
5035.00	55.86	80.07	0.44
6651.00	57.19	92.02	0.40
7774.00	56.06	99.49	0.36

(c) Solución 3

Area	δA	Diàmetro	δD
(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)
48.00	0.00	1.55	0.00
148.00	0.66	4.77	0.03
344.00	3.52	11.09	0.11
700.00	5.36	22.58	0.11
1232.00	11.83	39.73	0.19
2217.00	34.10	71.50	0.41
2688.00	47.58	86.69	0.52

(d) Solución 4

Figura A.3: La tabla muestra los datos obtenidos mediante el programa "ImageJ" para graficar la Figura 4.7, se presentan los valores de la irradiancia relativa en función del diámetro además de sus incertidumbres asociadas.

Area	δA	Diàmetro	δD
(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)
16.00	0.00	0.52	0.00
31.00	0.00	1.00	0.00
58.00	0.00	1.87	0.00
80.00	5.25	2.58	0.33
133.00	4.12	4.29	0.20
136.00	6.13	4.39	0.30
274.00	39.26	8.84	1.34
315.00	43.47	10.16	1.38
648.00	68.28	20.90	1.51
1232.00	64.07	39.73	1.03
2116.00	62.97	68.24	0.77
3015.00	64.06	97.24	0.66

(a) Solución 1

Area	δA	Diàmetro	δD
(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)
37.00	0.00	1.19	0.00
51.00	0.00	1.64	0.00
86.00	0.00	2.77	0.00
136.00	3.31	4.39	0.16
216.00	11.36	6.97	0.44
293.00	13.03	9.45	0.43
508.00	26.03	16.38	0.65
648.00	35.95	20.90	0.80
1294.00	46.10	41.73	0.72
1930.00	49.90	62.25	0.64
3403.00	64.48	109.75	0.62

(b) Solución 2

Area	δA	Diàmetro	δD
(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)
6.00	0.00	0.19	0.00
24.00	2.06	0.77	0.24
26.00	1.77	0.84	0.20
42.00	50.28	1.35	4.38
84.00	38.89	2.71	2.39
148.00	67.06	4.77	3.11
228.00	84.47	7.35	3.16
320.00	88.91	10.32	2.80
524.00	83.03	16.90	2.05
782.00	73.65	25.22	1.49
1346.00	60.20	43.41	0.93

(c) Solución 3

Area	δA	Diàmetro	δD
(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)	(píxeles)
48.0	0.0	1.5	0.0
96.0	3.7	3.1	0.2
146.0	3.0	4.7	0.1
156.0	3.0	5.0	0.1
341.0	55.7	11.0	1.7
561.0	66.9	18.1	1.6
928.0	69.2	29.9	1.3
1391.0	67.6	44.9	1.0
1804.0	65.3	58.2	0.9
2733.0	64.8	88.1	0.7

(d) Solución 4

Figura A.4: La tabla muestra los datos obtenidos mediante el programa "ImageJ" para graficar la Figura 4.9, se presentan los valores de la irradiancia relativa en función del diámetro además de sus incertidumbres asociadas.

Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)	Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)
11.00	0.00	0.35	0.00	140.00	0.00	4.52	0.00
48.00	0.00	1.55	0.00	256.00	0.00	8.26	0.00
136.00	0.00	4.39	0.00	556.00	0.00	17.93	0.00
256.00	0.00	8.26	0.00	807.00	0.00	26.03	0.00
366.00	0.00	11.80	0.00	994.00	0.00	32.06	0.00
508.00	0.00	16.38	0.00	1294.00	0.00	41.73	0.00
716.00	0.00	23.09	0.00	1597.00	0.00	51.51	0.00
800.00	0.00	25.80	0.00	2044.00	0.00	65.92	0.00
1069.00	0.00	34.48	0.00	2414.00	0.82	77.85	0.01
1346.00	2.14	43.41	0.03	3674.00	3.93	118.49	0.04
1680.00	3.36	54.18	0.05	4792.00	5.29	154.55	0.04
1836.00	3.39	59.21	0.04	6204.00	10.78	200.09	0.08
2004.00	5.19	64.63	0.07	7693.00	14.50	248.11	0.09
2254.00	5.63	72.69	0.07	96.00	7.62	3.10	0.44
2644.00	10.49	85.27	0.12	7774.00	15.48	250.72	0.10
3016.00	11.06	97.27	0.11	9406.00	21.56	303.36	0.13
3482.00	17.25	112.30	0.16	12664.00	31.05	408.43	0.16
70.00	9.02	2.26	0.61	17092.00	40.52	551.24	0.17
3640.00	16.36	117.39	0.15	19480.00	45.00	628.26	0.18
4966.00	25.23	160.16	0.20	21222.00	46.88	684.44	0.18
7556.00	37.11	243.69	0.24	31403.00	55.13	1012.79	0.18
10024.00	42.45	323.29	0.24	44832.00	57.70	1445.89	0.15
14850.00	47.21	478.93	0.22	68116.00	58.74	2196.83	0.13
20754.00	49.15	669.34	0.19	92348.00	57.58	2978.34	0.11
30952.00	49.82	998.24	0.16	118526.00	56.05	3822.62	0.09
40300.00	49.09	1299.73	0.14	155900.00	54.04	5027.98	0.08
61702.00	47.73	1989.97	0.11	213304.00	51.00	6879.33	0.06
102717.00	44.91	3312.76	0.08	219857.00	50.59	7090.68	0.06
148121.00	42.59	4777.10	0.06	243606.00	49.57	7856.61	0.06
188794.00	41.32	6088.85	0.05	285036.00	47.86	9192.78	0.05
236596.00	39.36	7630.53	0.05	297844.00	47.43	9605.86	0.05
274886.00	38.22	8865.43	0.04				
292051.00	37.85	9419.03	0.04				

(a) Solución 1

(b) Solución 2

Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)	Area (píxeles)	δA (píxeles)	Diámetro (píxeles)	δD (píxeles)
592.00	0.00	19.09	0.00	42.00	0.00	1.35	0.00
1422.00	0.00	45.86	0.00	79.00	0.00	2.55	0.00
3274.00	0.00	105.59	0.00	146.00	0.00	4.71	0.00
4783.00	0.00	154.26	0.00	274.00	0.00	8.84	0.00
6948.00	0.00	224.08	0.00	416.00	0.00	13.42	0.00
9936.00	0.00	320.45	0.00	514.00	0.00	16.58	0.00
14384.00	0.00	463.90	0.00	726.00	0.00	23.41	0.00
17564.00	0.00	566.46	0.00	990.00	0.00	31.93	0.00
22574.00	0.00	728.04	0.00	1321.00	0.00	42.60	0.00
25448.00	0.00	820.73	0.00	1592.00	1.54	51.34	0.02
29853.00	0.00	962.80	0.00	2044.00	4.56	65.92	0.06
33166.00	0.00	1069.65	0.00	2338.00	7.07	75.40	0.08
39753.00	0.00	1282.09	0.00	3316.00	17.66	106.95	0.17
45992.00	0.00	1483.30	0.00	3856.00	21.23	124.36	0.19
55708.00	0.03	1796.66	0.00	4250.00	24.91	137.07	0.22
63232.00	0.05	2039.31	0.00	4718.00	29.57	152.16	0.24
69000.00	0.15	2225.34	0.00	68.00	10.07	2.19	0.69
78900.00	0.36	2544.63	0.00	5035.00	33.95	162.39	0.27
91324.00	0.74	2945.32	0.00	6158.00	40.58	198.60	0.29
99144.00	0.98	3197.52	0.00	8406.00	54.30	271.10	0.33
108080.00	2.01	3485.72	0.00	11264.00	59.28	363.28	0.32
127967.00	3.74	4127.10	0.01	14496.00	63.66	467.51	0.30
133255.00	4.48	4297.65	0.01	18462.00	64.72	595.42	0.27
148906.00	10.47	4802.41	0.02	24974.00	65.68	805.44	0.23
160368.00	11.67	5172.08	0.02	35712.00	61.03	1151.76	0.18
459.00	7.06	14.80	0.19	72822.00	51.22	2348.60	0.11
161354.00	10.20	5203.88	0.01	94012.00	47.30	3032.01	0.09
181130.00	15.87	5841.68	0.02	116992.00	43.91	3773.15	0.07
190236.00	18.48	6135.36	0.02	165412.00	38.82	5334.75	0.05
201310.00	21.32	6492.51	0.03	210440.00	35.40	6786.97	0.04
215988.00	25.33	6965.90	0.03	216180.00	35.06	6972.09	0.04
225010.00	28.02	7256.87	0.03	254516.00	32.79	8208.47	0.04
236690.00	31.01	7633.56	0.04	300630.00	30.86	9695.71	0.03
244534.00	33.33	7886.54	0.04				
259560.00	38.24	8371.15	0.04				
276418.00	41.93	8914.84	0.04				
285225.00	44.24	9198.88	0.05				
297998.00	47.77	9610.83	0.05				

(c) Solución 3

(d) Solución 4

Figura A.5: La tabla muestra los datos obtenidos mediante el programa "ImageJ" para graficar la Figura 4.11, se presentan los valores de la irradiancia relativa en función del diámetro además de sus incertidumbres asociadas.

Area	δA	Diámetro	δD	Area	δA	Diámetro	δD	Area	δA	Diámetro	δD
(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)
31	0	0.99979055	0	52	0	1.6771	0	26	0	0.8385	0
84	0	2.70910989	0	72	0	2.3221	0	47	0	1.5158	0
166	0	5.35371716	0	97	0	3.1284	0	126	0	4.0637	0
340	0.597	10.9654448	0.0182667	135	0	4.3862	0	192	0	6.1923	0
466	2.806	15.0291096	0.07333644	215	0	6.5663	0	255	0	8.2241	0
680	11.975	21.9308896	0.25908733	354	0	11.7355	0	396	10.269	12.7715	0.29114254
1104	30.734	35.6054442	0.52186679	540	1.125	17.4157	0.02731374	596	33.12	19.2218	0.76540678
1193	34.924	38.4758107	0.57046482	725	5.32	23.4144	0.111395701	740	37.335	23.8660	0.77432879
1880	52.804	60.6324594	0.68708902	1024	13.489	33.0253	0.237823565	860	46.467	27.7361	0.893965
1550	46.179	49.9895277	0.66176498	1321	19.704	42.6040	0.305863813	1226	61.568	39.5401	0.9920531
2168	56.141	69.9208361	0.68026106	1524	19.038	49.1510	0.275140136	1924	77.483	62.0515	0.99661863
3745	67.358	120.781149	0.6209954	1835	27.542	60.7937	0.357902643	2868	79.074	92.4968	0.8330465
5035	69.245	162.385337	0.55057158	2205	33.389	71.1141	0.401166098	4354	76.565	140.4222	0.65465303
8653	66.419	279.07057	0.40284139	2544	41.485	85.2725	0.455182417	6509	70.657	209.9238	0.49410946
12556	62.027	404.947426	0.31230593	3532	33.313	118.7453	0.495697055	9332	63.833	300.9692	0.37280609
30884	48.009	996.049402	0.15412781	4834	58.769	155.5028	0.476892055	14956	54.715	482.3506	0.25242001
39928	44.037	1287.73023	0.12433805	5928	50.609	191.1858	0.444127975	20452	48.895	659.6038	0.19289531
52256	40.068	1685.32436	0.09889053	8021	52.74	258.6877	0.395234971	32162	41.34	1037.2666	0.1300541
62688	37.545	2021.77001	0.08460285	9703	52.077	313.0557	0.355460171	51688	34.191	1667.0056	0.08484809
115168	30.173	3714.31866	0.05016233	14402	50.026	464.4833	0.282197466	71596	29.827	2309.0647	0.06289126
145546	27.572	4694.0489	0.04077493	21354	55.828	689.0165	0.215494353	135564	22.572	4372.1163	0.0345878
161876	26.435	5220.71276	0.0370692	34733	49.907	1121.5585	0.150963461	176112	20.086	5679.8424	0.02700375
188188	25.105	6069.30918	0.03265047	55009	41.526	2128.7758	0.09119132	253410	17.012	8172.8040	0.0190664
215274	23.862	6942.86812	0.02901591	97515	37.106	3148.2437	0.067005237				
236432	23.178	7625.2413	0.02689354	127459	33.814	4111.0400	0.053434207				
295046	21.289	9515.61947	0.02211238	194135	29.393	6261.1077	0.037637182				
299074	21.179	9645.52774	0.02184949	239132	27.787	7714.2545	0.032054828				
				303850	25.843	9799.5600	0.026450776				

(a) Partículas 429 nm, pupila cerrada (b) Partículas 429 nm, pupila a la mitad (c) Partículas 168 nm, pupila cerrada

Area	δA	Diámetro	δD	Area	δA	Diámetro	δD	Area	δA	Diámetro	δD
(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)	(pixeles)
52	0	1.67706803	0	61	0	1.9673298	0	234	0	7.54680611	0
72	0	2.32209419	0	96	0	3.09612559	0	420	0	13.5455494	0
166	0	5.67623024	0	166	8.847	5.35371716	0.38740667	690	0	22.2534026	0
302	0	9.73989507	0	434	8.21	13.9970678	0.22234297	988	0	31.8642925	0
514	6.874	16.5771724	0.17106182	661	13.03	21.3181147	0.28593597	2188	0	70.5658623	0
832	14.443	26.8330884	0.28250156	1106	21.756	35.6699468	0.36908517	3576	0	115.330678	0
1135	24.221	36.6052348	0.40561989	1664	27.893	53.6661768	0.38578352	4724	0	152.35518	0
1380	30.328	44.5068053	0.46060573	2248	35.747	72.5009408	0.4253697	6796	0	219.17989	0
1592	37.792	51.3440826	0.53438401	3015	39.937	97.2376942	0.41035232	12556	0	404.947426	0
2369	49.376	76.4033491	0.57234578	4468	50.279	144.098845	0.42438024	19482	0.093	628.319986	0.00037592
3676	61.564	118.555809	0.57288069	6278	55.897	202.473713	0.39801822	30172	0.208	973.08647	0.00067559
4930	63.103	158.998949	0.50705101	7022	58.783	226.468686	0.39577326	39588	0.812	1276.76479	0.0023025
5866	64.716	189.186174	0.47672261	11204	69.186	361.343657	0.36877102	46178	1.247	1489.30091	0.00327396
7020	64.839	226.404183	0.43660918	1792	30.826	57.7943443	0.41084053	58194	3.057	1876.83263	0.0071496
9404	64.158	303.291302	0.37326702	7174	61.967	231.370885	0.41276693	82797	9.76	2670.31156	0.01913673
12358	61.423	398.561666	0.31173247	9860	66.363	317.997899	0.37706191	91008	11.945	2935.12705	0.0223394
16380	58.209	528.276428	0.25660097	13954	72.383	450.034754	0.34571031	102512	17.132	3306.1461	0.0301888
22006	54.744	709.722288	0.20820496	17564	75.749	566.461977	0.32247073	97404	14.389	3141.40642	0.02601162
33494	49.907	1080.22532	0.15385197	23211	77.358	748.585114	0.28647282	119550	21.33	3855.64389	0.03480496
50856	44.184	1640.17253	0.11053989	30128	77.369	971.667413	0.25148202	130080	25.167	4195.25017	0.03936872
134222	31.567	4328.83509	0.04861234	37814	76.071	1219.55097	0.22070792	142022	30.023	4580.39529	0.04494707
256863	24.456	8284.16777	0.02722449	47484	74.213	1531.42112	0.19214604	173926	40.057	5609.34103	0.05419026
				61800	71.265	1993.13085	0.16173617	193221	45.728	6231.63002	0.05869217
				75248	68.522	2426.84644	0.14093137	215648	51.03	6954.93011	0.06199804
				104700	63.372	3376.71197	0.11049667	233346	53.991	7525.71376	0.06305889
				133582	59.165	4308.19425	0.09133054	264238	59.918	8522.02117	0.06576348
				167090	55.262	5388.87108	0.07627399	286424	63.383	9237.54869	0.06681796
				196946	52.396	6351.76614	0.06661157	304572	66.296	9822.84543	0.06777468
				214598	50.873	6921.06623	0.06195832				
				236274	49.204	7620.14559	0.05711071				
				268487	47.038	8659.05698	0.05121679				
				287383	45.884	9268.4777	0.04828985				

(d) Partículas 168 nm, pupila a la mitad (e) Partículas 1-4 micras, pupila cerrada (f) Partículas 1-4 micras, pupila a la mitad

Figura A.6: La tabla muestra los datos obtenidos mediante el programa "ImageJ" para graficar la Figura 4.13, se presentan los valores de la irradiancia relativa en función del diámetro además de sus incertidumbres asociadas. Variación de pupilas para 3 tamaños de partículas .

Bibliografía

- [1] HETCH, E., *Óptica*, Addison Wesley Iberoamericana, Madrid, 2000.
- [2] ATCHISON, D. A. and G. SMITH, *Optics of the Human Eye*, Edinburgh, Elsevier Science, 2002.
- [3] ARTAL, P. y R. NAVARRO, *Simultaneous measurement of two-point-spread functions at different locations across the human fovea*, *App. Opt.*, 31, 3646-3656, 1992.
- [4] NAVARRO, R., P. ARTAL, y D. R. WILLIAMS, *Modulation transfer of the human eye as a function of retinal excentricity*, *J. Opt. Soc. Am. A*, 10, 201-212, 1993.
- [5] ARTAL, P., I. IGLESIAS, N. LÓPEZ-GIL y D. GREEN, *Double-pass measurements of the retinal image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system*, *J. Opt. Soc. Am. A*, 12, 2358-2366, 1995.
- [6] ARTAL, P., S. MARCOS, I. IGLESIAS y D.G. GREEN, *Optical modulation transfer and constrast sensitivity with decentered small pupils in the human eye*, *Vision Res.*, 36, 3575-3586, 1996.
- [7] LÓPEZ-GIL, N. y P. ARTAL, *Comparison of double-pass estimates of the retinal image quality obtained with green and near-infrared light*, *J. Opt. Soc. Am. A*, 14, 961-971, 1997.
- [8] KELLY-PEREZ I., N.C. BRUCE, L.R. BARRIEL, *Modelling image formation on the retina and backscattered light in the human eye with cataracts*, INAOE, Puebla, Mexico; CCADET, UNAM, Mexico City, Mexico.
- [9] TRIPATHI, R.C. and B.J. TRIPATHI, *Lens morphology, aging, and cataract*, *J. Gerontol.* 38, pp. 258-270, 1983.
- [10] SPECTOR, A., *The search for a solution to senile cataracts*, Proctor lecture. *Invest. Ophthalmol. Vis Sci.* 25, pp.130-146, 1984.

-
- [11] RUSCOTT, R.J., *Age-related nuclear cataract: a lens transport problem*, Ophthalmic. Res. 32(5), pp.185-194, 2000.
- [12] CONN, P.M., *Handbook of Models for Human Aging*, Academic Press, San Diego, April 2006.
- [13] BENEDECK, G.B., *Theory of transparency of the eye*, Appl. Optics 10, pp.459-473, 1971.
- [14] JEDZINIAK, J.A., J.H. KINOSHITA, E.M. YATES, L.O. HOCKER, and G. B BENEDECK, *On the presence and mechanism of formation of heavy molecular weight aggregates in human normal and cataractous lenses*, Exp. Eye Res. 15, pp.185-192, 1973.
- [15] TRUSCOTT, R.J., *Age-related nuclear cataract-oxidation is the key*, Exp. Eye Res. 80, pp. 709-725, 2005.
- [16] BENEDECK, G.B., J. PANDE, G.M. THURSTON, and J.I. CLARK, *Theoretical and experimental basis for the inhibition of cataract*, Prog. Retin. Eye Res. 18(3), pp. 391-402, 1999.
- [17] VAN DEN BERG, T.J., *Light scattering by donor lenses as a function of depth and wavelength*, Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 38, pp.1321-1332, 1997.
- [18] GILLIALAND, K.O., C.D. FREEL, S. JOHNSEN, W.C. FOWLER, and M.J. COSTELLO, *Distribution, spherical structure and predicted Mie scattering of multilamellar bodies in human age-related nuclear cataracts*, Exp. Eye Res. 79(4), pp.563-576, 2004.
- [19] GILLIALAND, K.O., C.D. FREEL, C.W. LANE, W.C. FOWLER, and M.L. COSTELLO, *Distribution, spherical structure and predicted Mie scattering of multilamellar bodies in human age-related nuclear cataracts*, Mol. Vis. 7, pp.120-130, 2001.
- [20] COSTELLO, M.J., S. JOHNSEN, K.O. GILLIALAND, C.D. FREEL and W.C. FOWLER, *Predicted light scattering from particles observed in human age-related nuclear cataracts using Mie scattering theory*, Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. 48, pp.303-312, 2007.
- [21] LE GRAND, Y. y S. G. EL HAGE, *Physiological Optics*, Springer-Verlag, Heidelberg, 1980.
- [22] VON HELMHOLTZ, H., *Traducción francesa: Optique Physiologique*, En: J. Gabay ed., tomo I, pp. 226-229, Sceaux, 1989.

- [23] FLAMANT, F., *Etude de la repartition de lumiere dans l'image retinienne d'une fente*, Revue d'Optique, 34,433-459, 1955.
- [24] W.D. De Mott, *Direct measures of the retinal image*, J. Opt. Soc. Am., 49,571-579, 1959.
- [25] KRAUSKOPF, J., *Light distribution in human retinal images*, J. Opt. Soc. Am. A, 52, 1046-1050, 1962.
- [26] WESTHEIMER, G. y F.W. CAMPBELL, *Light distribution in the image formed by the living human eye*, J. Opt. Soc. Am., 52, 1040-1045, 1962.
- [27] WESTHEIMER, G., *Optical and motor factors in the formation of the retinal image*, J. Opt. Soc. Am., 53, 86-93, 1963.
- [28] CAMPBELL, F. W. y D.G. GREEN, *Optical and retinal factors affecting visual resolution*, J. Physiol, 181, 576-593, 1965.
- [29] CAMPBELL, F. W. y R.W. GUBISCH, *Optical quality of the human eye*, J.Physiol, 186, 558-578, 1966.
- [30] BERNY, F., *Etude de la formation des images retiniennes et determination de l'aberration de sphericité de l'oeil humain*, Vision Res., 9, 977-990, 1969.
- [31] RÖHLER, R., V. MILLER, V. y M. ABERL, *Zur messung der modulation-subertragungs-funktion des lebenden menschlichen auges in reflektierten licht*, Vision Res., 9, 407-428, 1969.
- [32] GORRAND, J. M., O. DUPUY, F. FARFAL, M.T. PLANTEGENEST y S. SLANSKY, *Contributions de la rétine et du système optique de l'oeil a l'abaissement de la modulation de l'image par double traversée de l'oeil*, J. Optics Paris, 9, 359-364, 1978.
- [33] JENNINGS, J.A.M. y W.N. CHARMAN, *Off-Axis image quality in the human eye*, Vision Res., 21, 445-455, 1981.
- [34] ARNULF, A., J. SABBANARUA y J. BESCOS, *A cinematographic method for the dynamic study of the image formation by the human eye. Microfluctuations of the accommodation*, J. Optics , 12, 123-128, 1981.
- [35] SANTAMARIA, J., A. PLAZA y J. BESCÓS, *Dynamic recording of the binocular point spread function of the eye optical system*, Optica Pura y Aplicada, 17, 57-63, 1984.

- [36] SANTAMARÍA, J., P. ARTAL y J. BESCÓS, *Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method*, J. Opt. Soc. Am. A, 4, 1109-1114, 1987.
- [37] WILLIAMS, D. R., D.H. BRAINARD, M. MACHAHON y R. NAVARRO, *Double-pass and interferometric measures of the optical quality of the eye*, J. Opt. Soc. Am. A, 11, 3123-3135, 1994.
- [38] ARTAL, P., S. MARCOS, R. NAVARRO y D.R. WILLIAMS, *Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality*, J. Opt. Soc. Am. A, 12, 195-201, 1995.
- [39] HOLST, G. C., *CCD arrays, cameras and displays*, SPIE Optical Engineering Press, Washington, 1996.
- [40] WILLIAMS D. R., P. ARTAL, R. NAVARRO, M. MACHAHON y D.H. BRAINARD, *Off-axis optical quality and retinal sampling in the human eye*, Vision Res., 36, 1103-1114, 1996.
- [41] GUIRAO, A., P. ARTAL, *Off-axis monochromatic aberrations estimated from double pass measurements in the human eye*, Vision Res., en prensa, 1998.
- [42] GUIRAO, A., *Calidad Óptica del ojo humano en funcion de la edad*, Dpto. de Física. Univ. de Murcia Murcia, 1988.
- [43] ARTAL, P., S. MARCOS, R. NAVARRO, I. MIRANDA y M. FERRO, *Thorough focus image quality of eyes implanted with monofocal and multifocal intraocular lenses*, Optical Eng., 34 , 772-779, 1995c.
- [44] GOODMAN, J., *Introduction to Fourier Optics*, McGraw Hill, Estados Unidos, 1968.
- [45] [www.edmundoptics.com/learning – and – support/technical/learning – center/application – notes/lasers/understanding – spatial – filters/](http://www.edmundoptics.com/learning-and-support/technical/learning-center/application-notes/lasers/understanding-spatial-filters/)
- [46] [http : //omlc.ogi.edu/calc/mie_alc.html](http://omlc.ogi.edu/calc/mie_alc.html)
- [47] TUAN VO-DINH, *Biomedical Photonics Handbook*, Optical Properties of Tissue; Oak Ridge, Tennessee, February 2003.