



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES CUAUTITLÁN

**“AUTOMATIZACIÓN Y EVALUACIÓN DE UN ABERRÓMETRO
TIPO SHACK-HARTMANN PARA SU APLICACIÓN A LA
OFTALMOLOGÍA”.**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
LICENCIADO EN TECNOLOGÍA**

**PRESENTA:
IRÁN ROBLES GUTIÉRREZ**

**ASESOR:
DR: JOSÉ RUFINO DÍAZ URIBE**

CUAUTITLÁN IZCALLI, ESTADO DE MÉXICO, 2015.



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.



**FACULTAD DE ESTUDIOS SUPERIORES CUAUTITLÁN
UNIDAD DE ADMINISTRACIÓN ESCOLAR
DEPARTAMENTO DE EXÁMENES PROFESIONALES**

U. N. A. M.
FACULTAD DE ESTUDIOS
SUPERIORES - CUAUTITLÁN
ASUNTO: VOTO APROBATORIO

**M. en C. JORGE ALFREDO CUÉLLAR ORDAZ
DIRECTOR DE LA FES CUAUTITLÁN
PRESENTE**

**ATN: M. en A. ISMAEL HERNÁNDEZ MAURICIO
Jefe del Departamento de Exámenes
Profesionales de la FES Cuautitlán.**

Con base en el Reglamento General de Exámenes, y la Dirección de la Facultad, nos permitimos comunicar a usted que revisamos **La Tesis:**

"Automatización y evaluación de un aberrómetro tipo Shack-Hartmann para su aplicación a la Oftalmología"

Que presenta el pasante: **IRÁN ROBLES GUTIÉRREZ**
Con número de cuenta: **41008730-1** para obtener el Título de: **Licenciado en Tecnología**

Considerando que dicho trabajo reúne los requisitos necesarios para ser discutido en el **EXAMEN PROFESIONAL** correspondiente, otorgamos nuestro **VOTO APROBATORIO**.

ATENTAMENTE
"POR MI RAZA HABLARA EL ESPÍRITU"
Cuautitlán Izcalli, Méx. a 13 de abril de 2015.

PROFESORES QUE INTEGRAN EL JURADO

	NOMBRE	FIRMA
PRESIDENTE	<u>Dr. José Rufino Díaz Uribe</u>	
VOCAL	<u>M. en I. Ramón Osorio Galicia</u>	
SECRETARIO	<u>M. en A.I. Pedro Guzmán Tinajero</u>	
1er SUPLENTE	<u>Ing. Ana María Terreros de la Rosa</u>	
2do SUPLENTE	<u>M. en C. José Isaac Sánchez Guerra</u>	

NOTA: Los sinodales suplentes están obligados a presentarse el día y hora del Examen Profesional (art. 127).
En caso de que algún miembro del jurado no pueda asistir al examen profesional deberá dar aviso por anticipado al departamento.
(Art 127 REP)

IHM/yrf

*A mi familia
Robles, Gutiérrez.*

Agradecimientos

Sin duda son muchas las personas que me han apoyado no sólo en este trabajo sino en muchas etapas de mi vida lo que ha permitido llegar hasta aquí.

A mi madre y mi padre por brindarme la vida.

A la UNAM por brindarme una formación académica, permitirme el uso de sus instalaciones durante mis estudios universitarios.

Al Dr. José Rufino Díaz Uribe, quien me apoyo durante el desarrollo de este trabajo, me brindo sus conocimientos, su experiencia y con sus comentarios, me permitió mejorar este trabajo. Quien también me proporciono apoyo para asistir a diversos congresos, escuelas como la física del ojo y la visión, entre otros eventos, me permitió participar como oyente en la cátedra extraordinaria para profesores de la carrera de Optometría de la Facultad de Estudios Superiores Iztacala UNAM. Y su apoyo para asistir y presentar este trabajo en el Congreso Nacional de Física realizado en Mazatlán Sinaloa 2014.

A los profesores de la Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán, quien con su profesionalismo y vocación de servicio me brindaron educación.

A mi esposa Juanita por su paciencia y apoyo sin duda uno de los pilares fundamentales para que yo continuara con mis objetivos, a mi hijo Alejandro de quien espero llegue a ser un hombre con principios y valores.

A mis hermanos, que me han acompañado en la vida, y siempre me han brindado su apoyo.

A mis compañeros de clase que con cada uno de ellos tuve diversas convivencias en la universidad, en particular José Alfredo, Estheffi, Ricardo, Alejandra, Marco, Antonio, Giovanni, Georgina, Leonel, José Enrique, Luis Enrique, e Itzcoatl. Con todos compartí en algún momento apoyo escolar, amistad y a quienes les deseo lo mejor en sus etapas de la vida.

A los compañeros del Laboratorio de Sistemas Ópticos de CCADET-UNAM, en particular a Oliver Huerta por su apoyo y colaboración; a Diana Pineda, Isaías Rodríguez, Cesar Cossio y Amílcar Estrada. Al Dr. Maximino Avendaño, al Dr. Manuel Campos, al Maestro Mario González, por sus comentarios en los seminarios, también a la Dra. Perla García.

Agradezco al proyecto PAPIIT No. IT101414 financiado por DGAPA-UNAM, con título “Métodos Ópticos para la evaluación de superficies esféricas parte II”. Que me otorgo una beca durante la realización de este trabajo de tesis.

Resumen general

En el laboratorio de Sistemas Ópticos de CCADET-UNAM desde hace ya varios años se ha venido realizando investigación en instrumentos aplicados a la óptica del ojo humano. En este trabajo se muestra la automatización y evaluación de un aberrómetro tipo Shack-Hartmann para su aplicación a la Oftalmología.

Para la automatización se desarrollaron algoritmos computacionales y una interfaz gráfica de usuario (GUI, por sus siglas en inglés), para poder evaluar las imágenes obtenidas del instrumento; a la interfaz se le agregaron botones y rutinas, ambos necesarios para habilitar el sistema de adquisición de imágenes. Se desarrollaron algoritmos para el procesamiento de la imagen con la finalidad de eliminar ruido y poder obtener los centroides; estos se comparan con un patrón de referencia para obtener las aberraciones transversales asociadas al frente de onda. Se desarrolló un algoritmo que contiene subrutinas para calcular una integral, esto es para recuperar la forma del frente de onda; después se realiza un ajuste polinomial para conocer la contribución de cada término de aberración del frente de onda; además se montó y evaluó el arreglo experimental proponiendo un sistema compacto, el instrumento fue probado en un modelo de ojo y en un ojo humano. Los resultados de ajustar los datos de integración a un modelo que representa al frente de onda se muestran en un mapa de color y su respectivo gráfico de barras que representa el valor de los coeficientes de ajuste.

El primer capítulo brinda un panorama general sobre las partes más importantes del sistema óptico del ojo y explica los errores refractivos (ametropías), describe los instrumentos más comunes utilizados para la evaluación de ojos humanos, hasta llegar a las normas de seguridad, manejo y uso de fuentes de luz láser; esto nos permite tener un conjunto de consideraciones que debemos tomar en cuenta cuando se quiere evaluar la óptica del ojo humano.

En el capítulo 2 se describen los conceptos básicos de la óptica física y geométrica para poder entender y hacer uso del concepto de frente de onda; también se describe de la manera más simple posible las aberraciones monocromáticas que limitan la calidad de las imágenes que forman los sistemas ópticos. Se muestran los esquemas simples de algunos instrumentos utilizados para medir las aberraciones de ojos humanos, se describe el funcionamiento del sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann para mostrar la relación entre la aberración transversal y la del frente de onda.

El capítulo 3 describe el montaje del arreglo experimental y la alineación del sistema; se explica cómo se obtiene el patrón de referencia utilizado para obtener la aberración transversal; el desarrollo de los algoritmos empleados y la evaluación realizada para estimar las aberraciones de un modelo de ojo y de un ojo humano.

El capítulo 4 presenta las conclusiones y las observaciones a las que se ha llegado durante el desarrollo de este proyecto.

Resumen general

También se presentan las referencias más relevantes consultadas para poder desarrollar este trabajo.

Finalmente se incluye en los apéndices los anexos del trabajo adicional que se realizó durante este proyecto y son relevantes para entender mejor el presente trabajo.

Índice

Resumen general	V
Introducción	1
1. Sistema visual humano y anatomía del ojo humano	3
1.1 Lagrimea	4
1.1.1 Calidad de la lágrima	5
1.2 Córnea	6
1.2.1 Anatomía y parámetros	8
1.2.2 Errores refractivos asociados a la córnea	8
1.2.3 Queratómetro	8
1.2.4 Topógrafo corneal	9
1.3 Humor acuoso	10
1.4 Cristalino	10
1.4.1 Anatomía del cristalino	10
1.4.2 Errores refractivos asociados al cristalino	11
1.5 Humor vítreo	12
1.6 Retina	12
1.6.1 Errores refractivos	13
1.6.1.1 Miopía	13
1.6.1.2 Hipermetropía	13
1.6.1.3 Astigmatismo	14
1.6.2 Retinoscopía	14
1.6.3 Optómetro	15
1.6.3.1 Optómetro de Badal	15
1.7 Modelo del ojo (ojo esquemático)	16
1.8 Calidad de la imagen	17
1.8.1 Agudeza visual	17
1.9 Cirugía refractiva con láser	17
1.9.1 Seguridad ocular con láser	18
2. Principio de funcionamiento de un Sensor de Shack-Hartmann (SSH)	22
2.1 Óptica geométrica	23

Índice general

2.1.1 Principio de Fermat	23
2.1.2 Formación de imágenes	24
2.2 Aberraciones Monocromáticas	25
2.2.1 Aberración Esférica	26
2.2.2 Aberración de Coma	26
2.2.3 Astigmatismo y curvatura de campo	27
2.2.4 Distorsión	28
2.3 Desenfoque	29
2.4 Física de ondas	29
2.4.1 Frente de onda	29
2.5 Función de aberración	31
2.6 Aberrómetros	32
2.6.1 Aberrómetro de Tscherning	32
2.6.2 Aberrómetro de Laser Ray Tracing (LRT)	33
2.6.3 Aberrómetro de tipo Shack-Hartmann	34
2.7 Sensor de Shack-Hartmann	34
3. Desarrollo experimental	38
3.1 Montaje experimental y componentes del sistema	39
3.1.1 Alineación y montaje del haz de referencia	39
3.1.2 Obtención de los puntos de Hartmann de referencia	40
3.1.3 Modelo de ojo y obtención de los puntos bajo prueba	42
3.2 Procesamiento y análisis de los patrones de Shack-Hartmann	44
3.2.1 Umbralización y mejora del contraste	45
3.2.2 Obtención de los centroides	45
3.2.3 Integración	47
3.2.4 Ajuste a un polinomio	48
3.2.4.1 Obtención de los coeficientes de aberración	49
3.2.5 Reconstrucción del frente de onda	49
3.3 Evaluación de un modelo de ojo y de ojos humanos	52
3.4 Desarrollo de una interfaz gráfica de usuario	52
3.4.1 Automatización del procesamiento y análisis de las imágenes	53
4. Conclusiones	60
5. Referencias y Bibliografía	62

6. Anexos	65
Apéndice A. Calibración de la distorsión de la lente de la cámara	65
Apéndice B. Algoritmo para obtener los centroides	70
Apéndice C. Simulación para probar el algoritmo de integración	72

Introducción

La tecnología en el campo de la Oftalmología se ha incrementado rápidamente en las últimas dos décadas debido a la necesidad de realizar procedimientos quirúrgicos tales como cirugías refractivas para compensar errores de refracción, el implante de anillos intra-corneales y el implante de lentes intraoculares (LIO), entre otros [1]. Tales procedimientos requieren técnicas de evaluación más confiables antes y después de estos procedimientos quirúrgicos, sobre todo se debe considerar las aberraciones propias de cada ojo.

El análisis por frente de onda es la manera más moderna de conocer el estado de refracción total del ojo. Este método permite conocer las aberraciones que degradan la calidad de la imagen formada en la retina; también puede servir como parámetro para determinar las características y el diseño de lentes oftálmicas así como lentes intraoculares para corregir errores refractivos.

En los últimos años ha sido posible medir las aberraciones de los sistemas ópticos y puesto a la vanguardia novedosas técnicas para conocer la forma del frente de onda; con éste describir la calidad en la formación de imágenes de los sistemas ópticos. Una de las pruebas más utilizadas para este fin es utilizando un sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann, que en un principio se utilizó en astronomía para conocer las aberraciones del sistema óptico de los telescopios; posteriormente esta técnica se aplicó a la oftalmología para conocer las aberraciones del ojo humano [2, 3].

La prueba de Hartmann, inventado por Hartmann (1900, 1904), tiene sus antecedentes en la medición de defectos de elementos ópticos, como espejos y lentes, utilizando una pantalla con una serie de orificios en la pupila de salida del sistema bajo prueba [4]. Posteriormente Roland Shack propuso utilizar un arreglo de lentes en lugar de sólo orificios, para conocer y compensar las aberraciones en un telescopio astronómico mejorando así las imágenes obtenidas por el instrumento científico [3].

El ojo humano es un caso especial que, para su análisis, podemos considerarlo como un sistema óptico, el cual no está libre de aberraciones, todo ojo sufre algún tipo de aberración, que en mayor o menor medida determina la calidad de las imágenes visuales. Este tema es de amplio interés en grupos ópticos, oftalmólogos, optometristas, fisiología ocular, diseñadores y fabricantes de lentes, todos ellos relacionados con el estudio en ciencias de la visión.

Las aberraciones oculares degradan la calidad de la imagen que el sistema óptico del ojo forma en la retina; un sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann brinda esta información y describe las aberraciones totales introducidas incluso por los procedimientos quirúrgicos. Algunos resultados de medir las aberraciones totales (considerando aberraciones de tercer orden y orden superior) mostraron un aumento estadísticamente significativo después de la cirugía LASIK [1].

Introducción

En la actualidad se practican cirugías láser sobre la córnea que pretenden mejorar la calidad visual asociada a errores refractivos del paciente, más allá de los errores comunes como miopía, hipermetropía y astigmatismo; a tal procedimiento se le conoce como cirugía personalizada o guiada por frente de onda.

Todo sistema óptico es susceptible de aberraciones, la aberración cromática tiene lugar por la iluminación ambiente que está formada por radiaciones de muchas longitudes de onda, y depende del índice de refracción de los materiales. La presencia de aberraciones monocromáticas puede demostrarse, cuando se ha eliminado la aberración cromática, usando luz monocromática [5].

Se considera que los aberrómetros son un importante paso conceptual y técnico en la investigación de la óptica fisiológica [6]. Sin embargo los instrumentos de investigación son aun imperfectos y aun no pueden determinar de manera exacta las aberraciones debido a errores intrínsecos por ejemplo la alineación, así como a la debida calibración de las componentes ópticas que forman el instrumento, entre otras fuentes de error en los algoritmos de evaluación de las imágenes obtenidas; por lo que hay que realizar investigación sobre cómo mejorarlos y optimizarlos. Esto permite conocer la forma de funcionamiento e incluso proponer mejoras.

Usualmente, para obtener el patrón de referencia y calibrar el SSH (Sensor de Shack-Hartmann) es usado un haz colimado bien corregido, con el cual se evalúan los patrones de Hartmann, de tal manera que la evaluación de las aberraciones depende de esta calibración [7].

La reconstrucción del frente de onda, se puede realizar utilizando varios métodos [8].

Un aberrómetro tiene una importancia considerable en la práctica clínica de Oftalmólogos y Optometristas; hoy día en nuestro país no ha sido posible contar en las clínicas con un aberrómetro, debido al costo de este tipo de instrumentos especializados por lo que es relevante aplicarlo de forma extensiva así como desarrollar investigación y formación de recursos humanos especializados en esta área.

Los objetivos de este trabajo son:

1. Construir y evaluar un instrumento oftálmico con un sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann, para medir aberraciones en ojos humanos de manera automatizada.
2. Desarrollar una interfaz gráfica de usuario (GUI), probar el instrumento en un modelo de ojo y en ojos humanos, de voluntarios informados.

Este trabajo también pretende mostrar la necesidad y la importancia que tiene un aberrómetro ocular en la práctica clínica de Optometristas y Oftalmólogos; así como la importancia de investigación en el área de Ciencias de la Visión.

Capítulo 1

Sistema visual y anatomía del ojo humano.

En este capítulo describiremos el sistema visual humano, que incluye su anatomía y parámetros más relevantes desde el punto de vista óptico y fisiológico; esto incluye la importancia de considerar la calidad y composición de la película lagrimal; la forma promedio de la córnea así como los errores refractivos más comunes; las características ópticas y geométricas del cristalino y su influencia en la acomodación, el iris como diafragma que contiene a la pupila para controlar la cantidad de luz y la influencia que tiene sobre las aberraciones.

Mencionaremos algunos instrumentos utilizados en la práctica clínica de oftalmólogos y optometristas, el modelo de ojo de Gullstrand para describir el ojo humano promedio, el uso de la cirugía refractiva del tipo LASIK; se abordará el tema de seguridad, manejo y uso de láseres en ojos humanos.

Capítulo 1. Sistema visual y anatomía del ojo humano.

El ojo humano tiene forma casi esférica excepto por la córnea que es más pronunciada. Es un órgano especializado en la detección de la luz. Está compuesto por varias estructuras, cada una de las cuales tiene una función específica. Las componentes y estructuras más importantes del sistema óptico del ojo humano son:

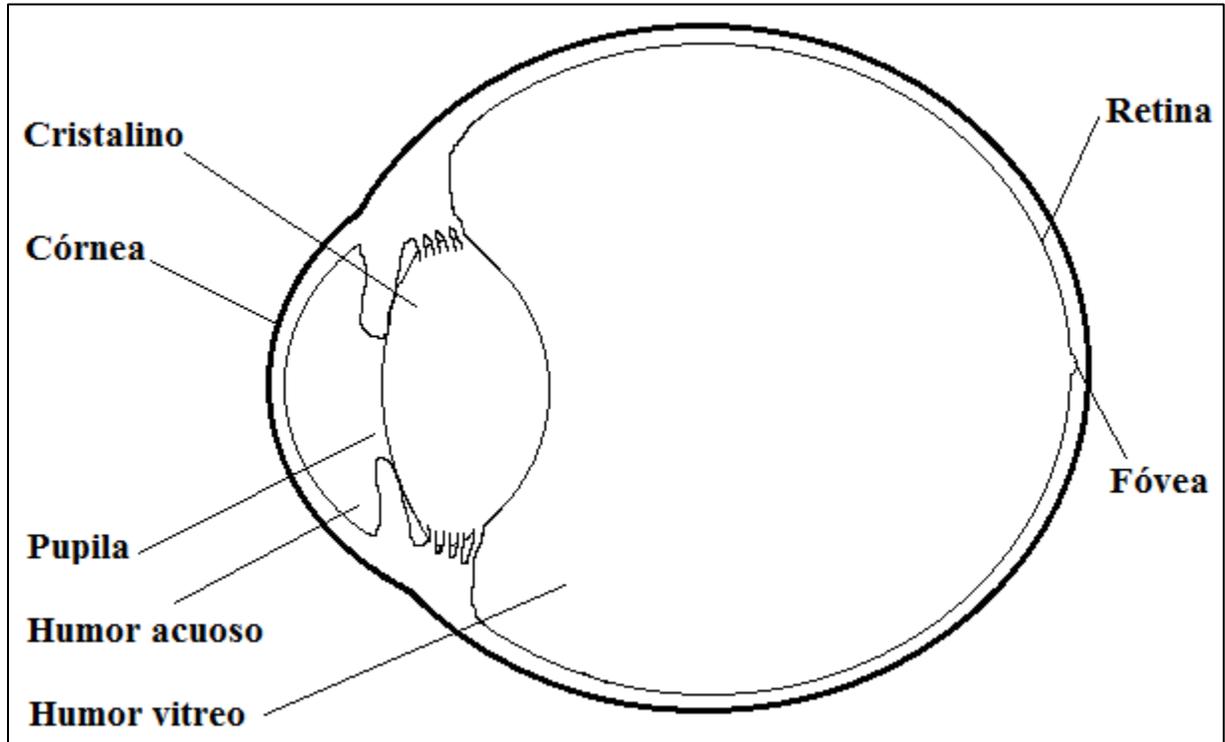


Figura 1.1. Anatomía del ojo humano y estructuras que participan en la formación de imágenes.

1.1 Lágrima

Las lágrimas son un líquido producido por el aparato lagrimal, y glándulas secretoras. Intervienen fundamentalmente para limpiar y lubricar el ojo, permitiendo el funcionamiento normal del globo ocular y de sus estructuras. Su función más importante es mantener la transparencia de la córnea. Cualquier alteración en la composición de la película lagrimal influye en la agudeza visual [9].

La lágrima presenta un índice de refracción de 1.336. La luz se refracta primero en la interfase aire-lágrima, y luego en la interfase lágrima-córnea. Cuando el optometrista prescribe lentes de contacto rígidos se modifica el radio de curvatura de la película lagrimal, formando lo que en optometría se conoce como lente fluida o lente lagrimal [5].

Algunos estudios han mostrado la influencia en el cambio de las aberraciones debido a la película lagrimal. Encontraron aproximadamente 2.5 veces más aberraciones de 3er a 6to orden en un grupo de pacientes con ojo seco. El incremento de estas aberraciones fue atribuido a las irregularidades de la película lagrimal. Las aberraciones de alto orden en pacientes con ojo seco se reduce con el uso de lagrима artificial [10].

1.1.1 Calidad de la lágrima

Con el parpadeo, la película lagrimal se distribuye sobre la superficie anterior del globo ocular, así mantiene humedecida la córnea y a la conjuntiva; aproximadamente un 25% de la lágrima se pierde por evaporación, el resto sale del saco conjuntival. Cuando el ojo está abierto la película lagrimal tiene un espesor aproximado de 7 a 10 micrómetros. Su función principal es aportar una atmosfera oxigenada al epitelio corneal y eliminar sustancias de desechos depositados en conjuntiva y córnea [9]. La película lagrimal está formada por tres sustancias (mucina, acuosa y oleosa).

La mucina tiene un espesor aproximado de 0.5 micrómetros, el epitelio corneal y conjuntival forman mucina, está disminuye la capacidad de los microorganismos para adherirse al epitelio y es la última línea de defensa contra los microorganismos. La función de la mucina es convertir a la superficie corneal en hidrofílica y como consecuencia humedecerla. Si hay ausencia de mucina, las células epiteliales son hidrofóbicas, por tanto la lágrima acuosa no las humedece.

La película lagrimal, normal tiene un pH 7.4; cuando la lágrima es hipertónica ocasiona deshidratación corneal, cuando la lagrima es hipotónica aumenta el contenido de solvente (componente acuosa) y disminuye el soluto (sales) y, como consecuencia, se disuelve tendiendo a difundirse hacia la córnea, ocasionando edema corneal y pérdida de la transparencia, la figura 1.2 muestra una córnea con edema. La glucosa constituye la principal fuente de energía de todos los tipos celulares del organismo, para el globo ocular este nutriente al ser metabolizado aporta energía para mantener la transparencia corneal ayudando a conservar sus propiedades ópticas.



Figura 1.2. Edema corneal, se observa una opacidad (Leucoma) en la parte central y cómo afecta en mayor medida la zona óptica [11].

1.2 Córnea

Es considerada el primer elemento refractor del ojo, la córnea es transparente y no tiene vasos sanguíneos; la córnea está constituida principalmente por 5 capas: epitelio, membrana de Bowman, estroma, membrana de Descemet y endotelio; cada capa se diferencia porque realiza y aporta características diferentes, que dan soporte a la córnea [9]. Las principales funciones de la córnea consisten en la refracción y transmisión de la luz, así como proteger las estructuras internas del ojo.

La córnea forma la estructura refractiva más importante del ojo con una potencia aproximada de 43 Dioptrías, el radio de curvatura promedio de la cara anterior es de 7,8mm y el posterior de 6,6mm el espesor central es de aproximadamente 0,5mm y el espesor periférico de 0,8mm, la córnea se nutre del humor acuoso, la película lagrimal y los capilares limbares. Está innervada por los nervios ciliares y otros nervios de la conjuntiva, la densidad de nervios es muy elevada, lo que la convierte en la estructura más sensible de todo el cuerpo humano [9]. Su transparencia se debe a la perfecta colocación de sus fibras de colágeno (aproximadamente 200 capas en el estroma), cualquier alteración en esta colocación afecta a su transparencia.

La córnea se va aplanando desde el centro hacia la periferia. Para determinar el espesor corneal se realiza una prueba denominada paquimetría corneal, el resultado de la prueba muestra sobre un mapa de colores etiquetas del espesor calculado, con este dato el cirujano oftalmólogo evalúa si el paciente es candidato a una cirugía refractiva para corregir errores refractivos como miopía e hipermetropía, incluso astigmatismo corneal.

La zona central tiene más nervios que la zona periférica, el epitelio periférico tiene actividad mitogénica, esto hace que la córnea central tenga diferencia al cicatrizar respecto a la córnea periférica, la concentración de células madre epiteliales en la córnea periférica es mayor. El oxígeno lo obtiene de la película lagrimal, y en menor porción del humor acuoso, cuando la córnea carece de aporte de oxígeno (hipoxia) los vasos sanguíneos del limbo esclero-corneal crecen para aportar el oxígeno (ver la figura 1.3) [9].



Figura 1.3. La córnea carece de vasos sanguíneos, cuando se presenta hipoxia (disminución del aporte de oxígeno) los vasos sanguíneos del limbo esclero-corneal crecen para aportar el oxígeno al tejido y conservar la transparencia [12].

Capítulo 1. Sistema visual y anatomía del ojo humano.

Aunque la superficie central y periférica de la córnea parecen iguales, existen diferencias a nivel anatómico, fisiológico y patológico.

El epitelio es una estructura de la parte anterior de la córnea, compuesto de capas de células, capaces de regenerarse rápidamente, las células madre del limbo esclero-corneal se encargan de la regeneración constante del epitelio, al interactuar con la lagrime la superficie debe ser lisa y reflejante; de aproximadamente 50 micrómetros de espesor, variando de la parte central a la periferia, en ausencia de lagrime es rugoso y opaco, absorbiendo gran parte de la luz y evitando que parte de esta se refracte hacia el interior del ojo. La lágrime juega un papel importante en la transparencia de la córnea, influye de manera importante para mantener la superficie corneal libre de bacterias y suciedad, permitiendo la transparencia de la superficie.

La membrana de Bowman compuesta de fibras de colágeno, con un espesor de 8-14 micrómetros, diferencia al epitelio del estroma es una barrera entre ambos tejidos, brindando soporte. Una de las características más notables es que no se regenera como en el caso del epitelio, si se llega a lesionar se forma una cicatriz que solo puede ser eliminada por trasplante, influyendo en la visión. Se dice que la membrana de Bowman forma parte del estroma debido a que también está compuesto de fibras de colágeno.

El estroma corneal es el que tiene mayor espesor en la córnea aproximadamente 400 micrómetros, compuesta por aproximadamente 80% de agua y el resto fibras de colágeno, entre otros [9, 13]. Su configuración permite la transparencia de la córnea. Cuando una persona padece de alguna ametropía, los cirujanos realizan ablación con láser torneando la superficie del estroma dependiendo de la configuración del error refractivo, para que los rayos de luz se refracten hacia la retina. Si el espesor corneal no es el adecuado para realizar la ablación, se dice que el individuo no es candidato a tal procedimiento. Algunos estudios mostraron cambios en las aberraciones debido a los cambios de curvatura en pacientes sometidos a cirugía tipo LASIK, incrementando en particular aberración esférica [10].

En presencia de queratocono, los cirujanos implantan anillos llamados intra-estromales fabricados de material PMMA (polimetilmetacrilato), para detener el avance del queratocono, logrando una mejoría en la agudeza visual del paciente. Estudios de aberrometría en pacientes con queratocono mostraron incremento de hasta 7.3 veces más en aberraciones de tercer orden comparados con ojos normales [10].

La membrana de Descemet situada entre el estroma y el endotelio, compuesta de colágeno, y fibronectina, entre otros con un espesor aproximado de 5 a 7 micrómetros, permite unir al estroma con el endotelio.

El endotelio formado por células que cubren la superficie posterior de la córnea, nutre a la córnea absorbiendo nutrientes del humor acuoso, permitiendo la transparencia de la córnea. Las células del endotelio no se regeneran. Las células endoteliales centrales se alargan en lugar de dividirse para ocupar espacios vacíos entre células; a este fenómeno se le conoce como polimegatismo [9].

1.2.1 Anatomía y parámetros de la córnea

El radio de curvatura corneal de un individuo cambia con los primeros años de vida, a la edad adulta, por tanto, cambia la potencia dióptrica de la córnea; el radio de curvatura de un recién nacido es aproximadamente de 6.8mm y de un adulto es de 7.8mm [5, 9, 13, 14]. Esto sugiere una superficie corneal esférica, pero con el paso del tiempo esta superficie se aplanan y adquiere una forma esférica aproximadamente elipsoidal [14].

1.2.2 Errores refractivos asociados a la córnea

El astigmatismo corneal forma (esfero-cilíndrica) es el error refractivo más asociado a la topografía de la córnea, aparece cuando hay diferencia en el radio de curvatura de los meridianos principales horizontal y vertical en la superficie anterior de la córnea; en menor proporción se asocia el astigmatismo a la cara posterior de la córnea, o al cristalino. Cuando el optometrista adapta lentes de contacto rígidos, compensa en su mayoría el error refractivo asociado al astigmatismo debido al cambio de curvatura de la película lagrimal; para conocer los radios de curvatura principales de la superficie anterior de la córnea, se utilizan instrumentos como un queratómetro o un topógrafo corneal.

1.2.3 Queratómetro

El queratómetro es utilizado para medir el radio de curvatura (aproximadamente 3 mm) de la zona central de la córnea. El queratómetro más utilizado es el tipo Bausch and Lomb, éste proyecta una circunferencia sobre la córnea (ver figura 1.4); la película lagrimal permite que se refleje una circunferencia pues actúa como un espejo convexo, formando una imagen virtual, entonces se estima el tamaño del reflejo, alineando los meridianos principales horizontal y vertical del instrumento. El mecanismo está calibrado para calcular el radio de curvatura, y su conversión a dioptrías, la diferencia de curvatura medida en los meridianos principales del queratómetro indican la cantidad de astigmatismo corneal de la zona óptica de la cara anterior de la córnea, con esta información los optometristas adaptan lentes de contacto, y lentes oftálmicas, la figura 1.4 muestra un queratómetro tipo Bausch and Lomb.

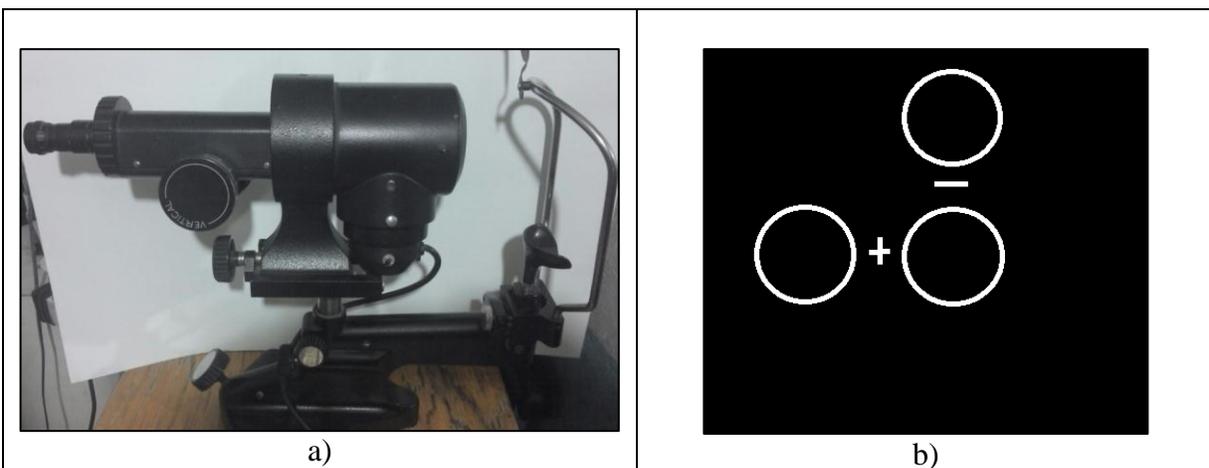


Figura 1.4. a) Queratómetro tipo Bausch and Lomb, b) miras internas alineadas del queratómetro.

1.2.4 Topógrafo corneal

El sistema de topografía corneal más conocido, proyecta un conjunto de anillos igualmente espaciados llamado disco de Placido, cubre una mayor zona de la córnea que un queratómetro, y es ampliamente utilizado por oftalmólogos para conocer la curvatura de la superficie anterior de la córnea antes de una cirugía refractiva. Este tipo de sistemas permite estimar astigmatismos irregulares aunque los meridianos principales no sean ortogonales; también permite detectar queratocono y otras irregularidades de la córnea, la figura 1.5 muestra un conjunto de anillos de Placido. Algunos topógrafos permiten obtener la curvatura de la cara posterior de la córnea utilizando una cámara de Scheimpflug; la figura 1.6, muestra una imagen obtenida con un topógrafo modelo SIRIUS el topógrafo evalúa 25 meridianos para estimar la curvatura posterior de la córnea [15], también permite comparar la superficie anterior y posterior de la córnea en términos del frente de onda, ajustando los datos a polinomios de Zernike; la figura 1.7 muestra un mapa de aberración corneal. Los términos de mayor interés son los coeficientes de astigmatismo desenfoque coma y aberración esférica.

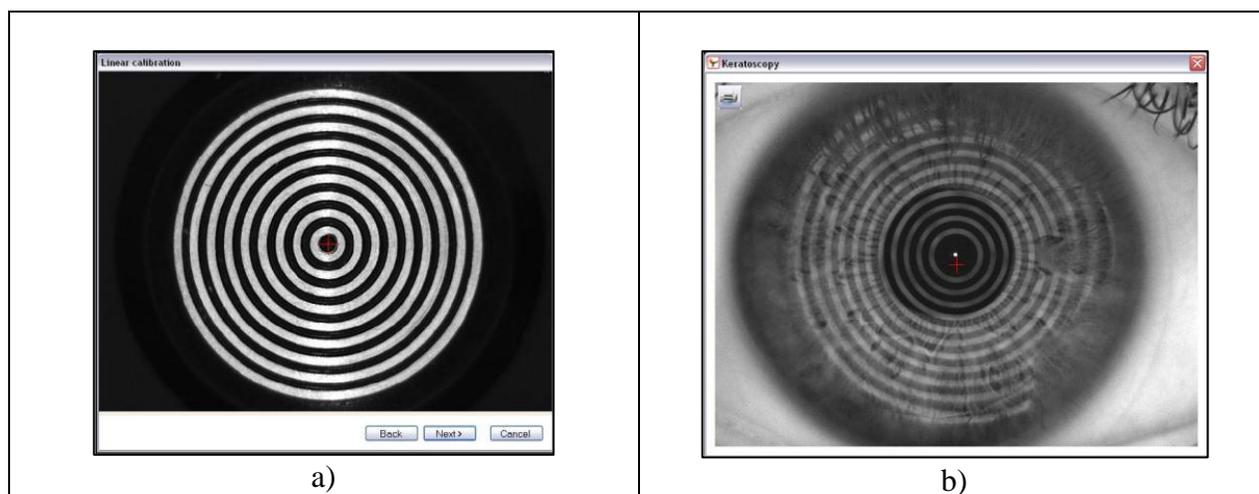


Figura 1.5. a) Patrón de calibración, b) discos de Placido proyectados sobre la córnea.

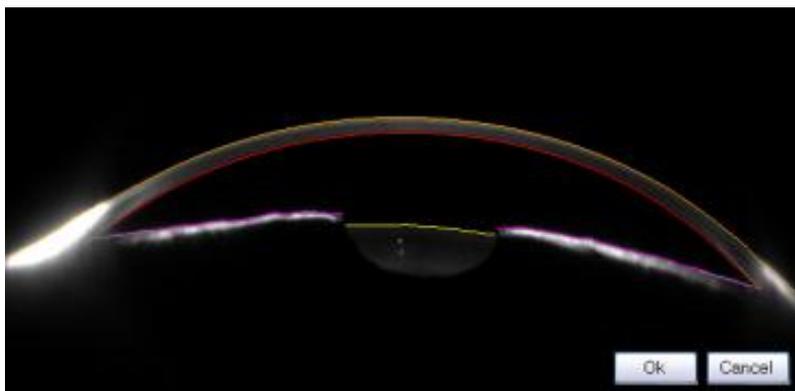


Figura 1.6. Imagen obtenida del manual del topógrafo SIRIUS, el instrumento utiliza una cámara de Scheimpflug, para estimar la curvatura posterior de la córnea, el equipo evalúa 25 meridianos [15].

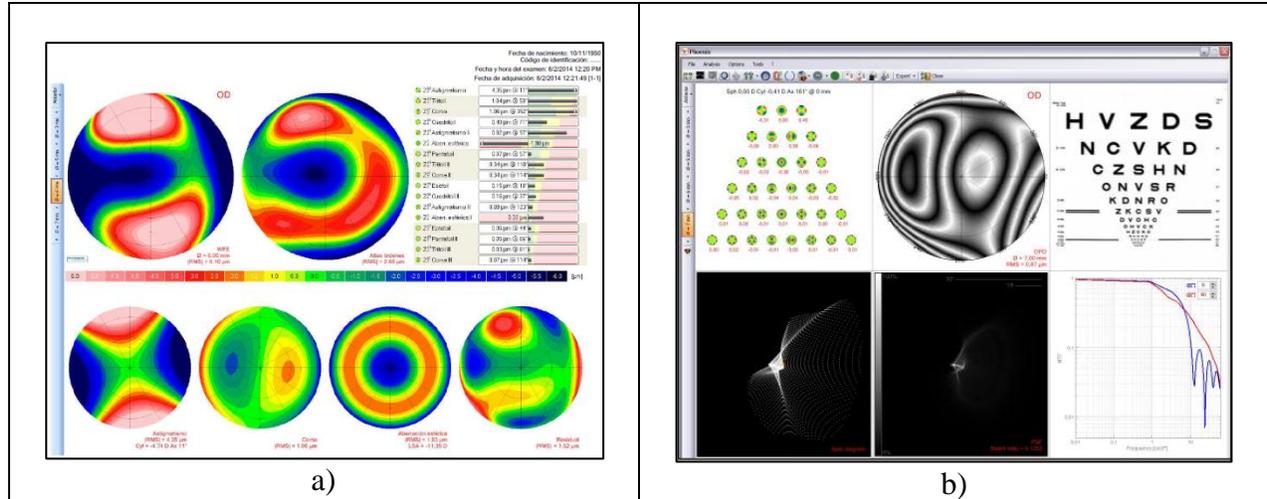


Figura 1.7. Estimación del frente de onda corneal utilizando polinomios de Zernike. Los coeficientes de mayor interés son los términos de astigmatismo, defoco, coma y aberración esférica. Con el mapa de aberración se obtiene la PSF (Point Spread Function) y se simula la agudeza visual [15].

1.3 Humor acuoso

El proceso ciliar es el encargado de producir el humor acuoso; la función del humor acuoso es la nutrición y excreción de procesos metabólicos de la córnea, cristalino iris y cuerpo ciliar. La presión intraocular (PIO) está regulada por la producción del humor acuoso, la PIO es de 15mmHg en promedio [9]. El glaucoma está asociado a una PIO alta (mayor a 20mmHg). Este aumento es ocasionado por exceso de producción del humor acuoso. El glaucoma provoca disminución de la agudeza visual, dolor intenso, edema corneal y por consecuencia percepción de halos de colores alrededor de las luces.

1.4 Cristalino

Estructura intraocular que produce junto con la córnea la imagen en la retina. El cristalino es una lente de forma biconvexa y está localizado en la cámara posterior; la zónula sostiene al cristalino. Es transparente y participa en la acomodación permitiendo enfocar objetos cercanos; también es importante mencionar que el cristalino absorbe la luz ultravioleta evitando que esta llegue a la retina, esta es quizá la razón por la que se generan cataratas en el cristalino.

1.4.1 Anatomía del cristalino

El cristalino sigue creciendo durante toda la vida, tiene dos radios de curvatura el anterior de 8 a 14 mm y el posterior de 4.5 a 7 mm, el índice de refracción medido es de 1.42 pero varía continuamente del borde hacia el centro, la cara anterior del cristalino es la que cambia durante la acomodación [9].

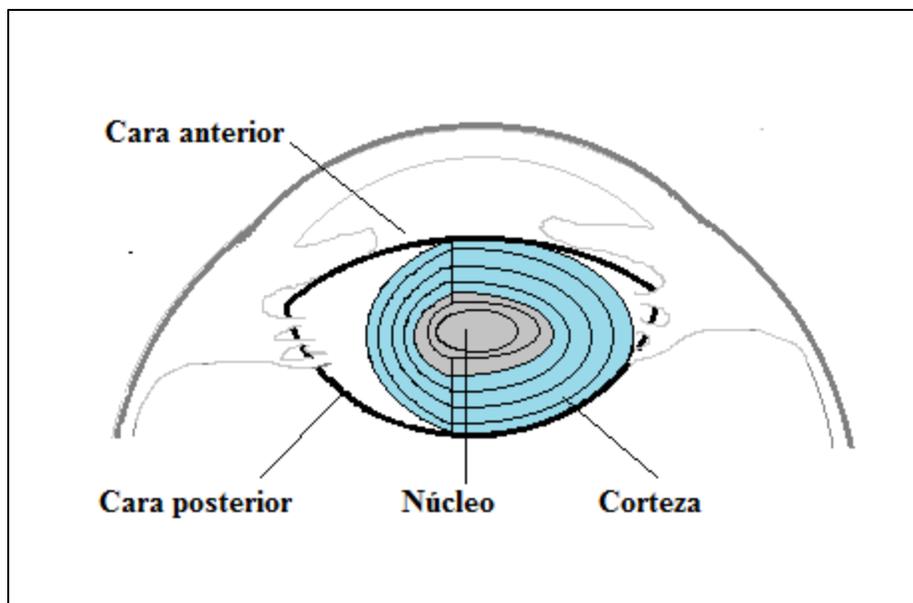


Figura 1.8. Anatomía del cristalino.

1.4.2 Errores refractivos asociados al cristalino

La acomodación (cambio de curvatura del cristalino para colocar la imagen en la retina) se pierde con la edad, a este problema se le conoce como presbicia; aunque a la presbicia no se le considera propiamente una ametropía, este error de refracción es notorio a partir de los 40 años de edad. El poder de acomodación del cristalino gradualmente disminuye y los objetos cercanos no pueden observarse con claridad; se vuelve necesario alejar el objeto de lectura. Para compensar la falta de acomodación se adaptan lentes oftálmicas llamadas bifocales, o multifocales (lentes de adición progresiva).

Las cataratas son otro problema asociado al cristalino. Son una opacidad que disminuye la transparencia del cristalino. Existen varias categorías, las cataratas congénitas se considera que pueden ser causadas por infecciones intrauterinas, rubéola, ingestión de fármacos durante el embarazo, sífilis, diabetes mellitus y síndrome de Down; otro tipo de catarata son las seniles, aparecen con el envejecimiento, exposición prolongada a luz ultravioleta y son las más comunes en la población, presenta disminución de la agudeza visual, por la evolución de la opacidad, en presencia de catarata moderada la prueba de aberrometría disminuye su eficiencia, debido al esparcimiento de la luz lo que se traduce en pérdida de información en el ojo examinado; cuando el estado de opacidad del cristalino es alto e impide visibilidad, la catarata se encuentra en estado avanzado, el cirujano Oftalmólogo extrae el cristalino, comúnmente por facoemulsificación (aspiración de cristalino), seguido de la implantación de una lente intraocular (LIO). El estudio de la aberrometría ha permitido conocer los cambios en las aberraciones inducidas por este procedimiento quirúrgico se ha observado mayor cambio en aberración esférica [1, 10], lo que sugiere fabricar lentes intraoculares que equilibren la aberración esférica propia de la córnea. Un aberrómetro es de utilidad para conocer las aberraciones de la córnea, y antes de implantar la lente intraocular las aberraciones de la córnea deben ser medidas para que sean consideradas.

1.5 Humor vítreo

El humor vítreo es un cuerpo tipo gel transparente que llena la cavidad ocular detrás del cristalino, el índice de refracción 1.3345, pH 7.5. Contiene un 98% de agua, transmite el 90% de luz. Su función es servir de soporte para la retina, permite el intercambio de elementos así como de almacén de materiales de desecho. El vítreo del ojo emétrope tiene longitud axial de 16.5mm. En el vítreo aparecen unas opacidades fisiológicas, que consisten en residuos del sistema vascular; los pacientes las ven en iluminación brillante, flotan dentro y fuera del campo visual; son comunes en pacientes con miopía, a estos residuos se le nombra miodesopsias, comúnmente moscas volantes, y se alejan del campo visual cuando se intenta mirar sobre ellas [9].

1.6 Retina

Es la más interna de las tres membranas del globo ocular. Es delicada y transparente, es la membrana fotosensible del ojo y contiene los foto-receptores que permiten la visión diurna y en color (conos), denominada visión fotópica, así como la visión nocturna denominada visión escotópica (bastones), el espesor es variable. La retina puede ser considerada como una porción móvil del cerebro, es una estructura del sistema nervioso central que se mueve junto con el ojo. En el ser humano como en el de todos los vertebrados, existe una retina invertida, en la que los foto-receptores se encuentran en la capa más externa y las neuronas que intervienen en el procesamiento y transmisión de la información al cerebro en las capas internas.

Los foto-receptores están en contacto con el epitelio pigmentado (capa de células pigmentadas). Una consecuencia es que la luz debe atravesar otras neuronas retinianas antes de chocar con los foto-receptores, para permitir que la luz llegue a los foto-receptores sin ser absorbida o dispersada (lo que distorsiona la imagen visual). Las capas neurales de la retina son amielínicas (ausencia de pigmento melanina) y por tanto relativamente transparentes [9].

Bastones. Funcionan con luz tenue, son muy sensibles a la luz. La pérdida total de los bastones provoca ceguera nocturna. Contienen mayor pigmento visual fotosensible que los conos, lo que les permite captar más luz, debido a que sólo contienen un tipo de pigmento visual. Se cree que responden igual a distintas longitudes de onda variando la intensidad. La visión de los bastones es acromática. Los bastones establecen mayor sinapsis sobre una misma célula bipolar, las señales de varios bastones se juntan en una misma célula bipolar (neurona de dos ramificaciones conectada a conos y bastones) incrementando la capacidad del encéfalo para detectar luces poco intensas. En contraste sólo unos pocos conos convergen sobre una célula bipolar.

Conos. Permiten mayor agudeza visual y proporcionan mejor resolución a los cambios rápidos de la imagen visual. Los conos funcionan en la visión de color; hay tres tipos, cada uno contiene un pigmento visual sensible a una parte distinta del espectro visible. Los conos están concentrados en la fóvea, donde la imagen visual presenta menor distorsión y donde los conos presentan una mejor resolución espacial.

La capa de conos y bastones da lugar a una capa de aspecto estriado y con espesor de 40 micrómetros, hay alrededor de 120 millones de bastones y más 6 millones de conos [9].

1.6.1 Errores refractivos

Los errores refractivos del ojo humano son la miopía, la hipermetropía, y el astigmatismo.

1.6.1.1 Miopía

El error de refracción denominado miopía (ver figura 1.9) es la incapacidad del ojo humano para formar en la retina una imagen clara de un objeto lejano. Los rayos de luz que atraviesan los medios refringentes del ojo convergen o enfocan antes de llegar a la retina. Esto puede ser por varias causas, por ejemplo si la longitud axial del globo ocular es mayor comparada con la longitud axial promedio 24.5mm de un ojo emétrope, esto supone que los medios refringentes del ojo no tiene defectos y sólo la longitud axial es la responsable del desenfoque. En otros casos es posible que el poder dióptrico de la córnea sea mayor comparado con una córnea promedio o un ojo emétrope, en otro caso puede ocurrir que el cristalino del ojo humano debe tener mayor potencia dióptrica haciendo que la luz se enfoque antes de llegar a la retina, debido a la complejidad para localizar el elemento refractor del ojo que influye en la miopía en la práctica clínica los optometristas determinan la potencia dióptrica que corrige este error de desenfoque con una técnica muy conocida denominada retinoscopia o esquiascopia. La miopía se corrige utilizando lentes divergentes frente al ojo [16].

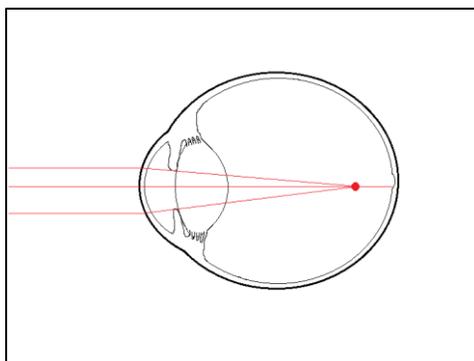


Figura 1.9. Miopía.

1.6.1.2 Hipermetropía

Si el ojo se encuentra relajado (sin acomodación) enfoca la imagen de objetos muy lejanos detrás de la retina, como se muestra en la figura 1.10, decimos que el ojo tiene hipermetropía, la hipermetropía puede pasar desapercibida en personas jóvenes, pero sus síntomas irán apareciendo, cuando se pierda el poder de acomodación aproximadamente a partir de los 30 años de edad, pero será más notorio a partir de los 40 años de edad cuando comience el problema visual denominado presbicia. Para compensar este error de refracción se coloca frente al paciente una lente positiva (convergente) [16].

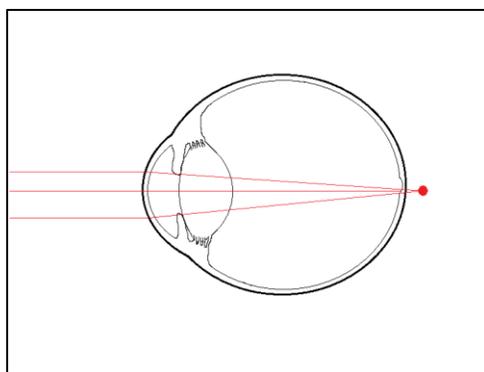


Figura 1.10. Hipermetropía.

1.6.1.3 Astigmatismo

Cuando la curvatura de la superficie anterior de la córnea se deforma y adquiere una forma de toroide en lugar de una forma con el mismo radio de curvatura en todos sus meridianos, bajo estas condiciones, en el defecto llamado astigmatismo (ausencia de un punto) los rayos en el plano paralelo al eje del toroide enfocan en un lugar diferente a los rayos del plano perpendicular; en la región cercana a los focos se forma el llamado círculo de menor confusión. El astigmatismo más común es el de la cara anterior de la córnea (75%), aunque también existe el astigmatismo interno. Se tiene astigmatismo con la regla cuando el meridiano vertical es más convergente que el horizontal, el cual se presenta en un 70% de los casos. El astigmatismo es contra la regla cuando el meridiano horizontal tiene mayor convergencia y se presenta en un 15% de los casos. El astigmatismo es oblicuo cuando uno de los meridianos está inclinado (entre 30 y 60 grados). El astigmatismo pocas veces cambia con la edad, el astigmatismo muy frecuentemente aparece combinado con miopía o hipermetropía. La figura 1.11, muestra las combinaciones posibles de astigmatismo.

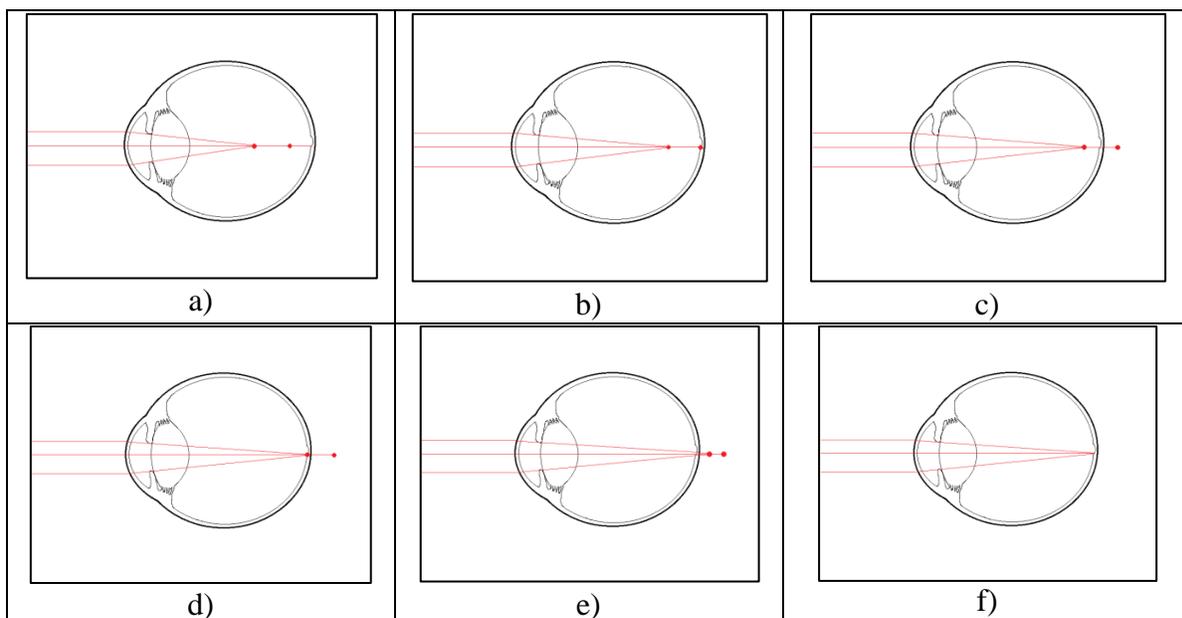


Figura 1.11. Vista de un plano meridional, a) Astigmatismo miópico compuesto, b) astigmatismo miópico simple, c) astigmatismo mixto, d) astigmatismo hipermetrópico simple, e) astigmatismo hipermetrópico compuesto, f) ojo emétrope.

1.6.2 Retinoscopía

La Retinoscopía o esquiastopía es un método objetivo muy simple y el más utilizado para medir los errores de refracción del ojo. Su principio de funcionamiento es similar a una prueba óptica muy conocida que se usa para medir el radio de curvatura de espejos cóncavos, que se llama prueba de Foucault. Tiene su origen en el descubrimiento accidental en 1861 de W. Bowman, quien observó usando un oftalmoscopio desde lejos observaba un reflejo en éste, el cual se desplazaba al mover el instrumento. La dirección de movimiento dependía de si el ojo era miope o hipermetrope [16]. Joseph Cuignet (1873) trabajó con esta técnica para determinar el estado de refracción del ojo, Edmund Landolt divulgó la técnica. Mientras que a Parent (1881) se le atribuye el nombre de retinoscopía [17], debido a que dedujo que el reflejo provenía de la retina y no de la cara posterior de la córnea como propuso Cuignet. Posteriormente Jack Copeland (1920-1926) desarrolló el retinoscopio de banda.

En un retinoscopio actual la fuente luminosa es un foco con un filamento lineal, que proyecta una banda sobre el ojo; a este tipo de retinoscopios se les conoce con el nombre de retinoscopio de banda, tipo Copeland o tipo Welch-Allyn. Es el más utilizado debido a que permite identificar con mayor facilidad los meridianos principales de un ojo con ametropía. La figura 1.12, muestra una representación gráfica del reflejo de la luz para errores refractivos más comunes utilizando un retinoscopio de banda.

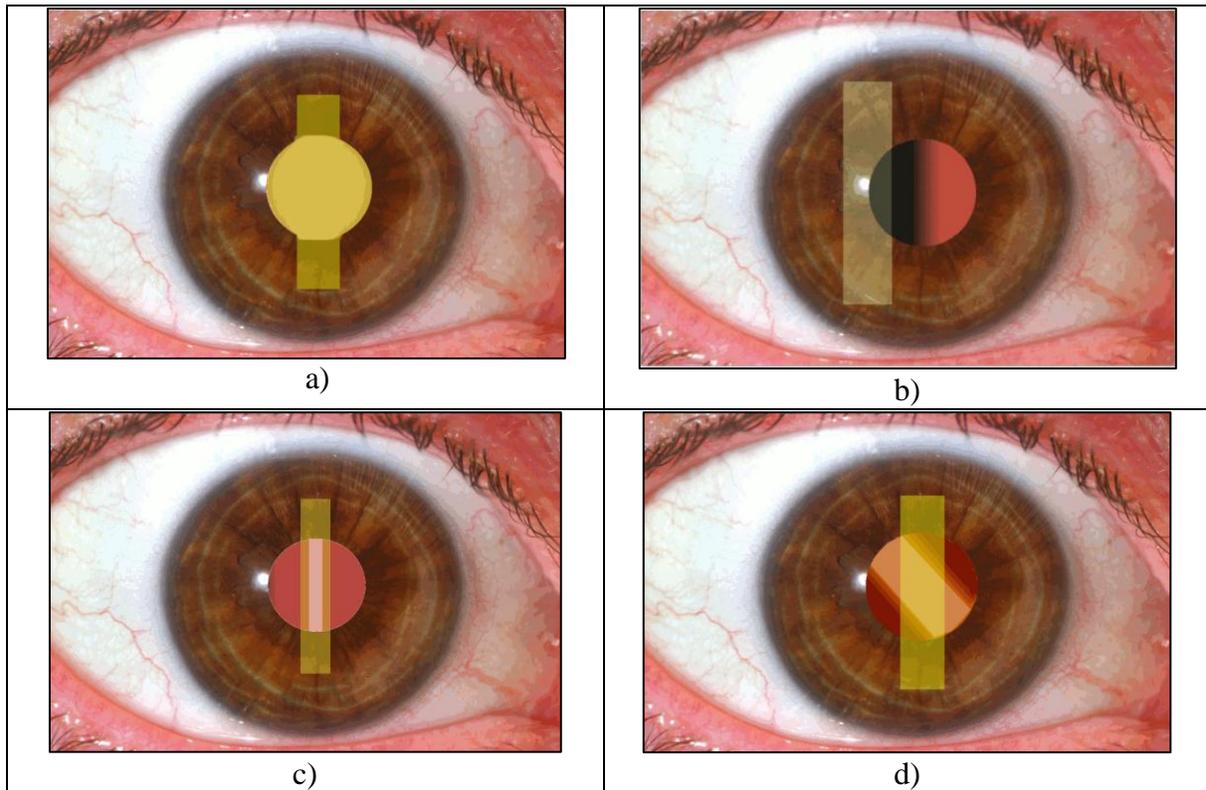


Figura 1.12. Representación gráfica de errores de refracción vistos con un retinoscopio de banda, a) Emétrope, b) Miopía, c) Hipermetropía, d) Astigmatismo oblicuo.

1.6.3 Optómetro

Con el nombre genérico de optómetros o refractómetros se designa a los instrumentos, tanto objetivos como subjetivos, que miden de forma directa el estado refractivo ocular. El principio de funcionamiento de los optómetros se utiliza en una variedad de optómetros más complejos, tanto manuales como automáticos (auto-refractómetros) [17].

1.6.3.1 Optómetro de Badal.

Una versión del optómetro simple fue propuesta en 1876 por el oftalmólogo francés J. Badal. Éste instrumento subjetivo, muestra en una escala lineal la ametropía. La figura 1.13 muestra en un esquema el principio de funcionamiento de un optómetro de Badal [17]. El sujeto coloca el ojo a examinar detrás de la lente (el vértice de la córnea se coloca en el plano focal imagen de la lente), la posición dónde se forma la imagen que el paciente ve, puede variarse desplazando axialmente el optotipo sobre la escala, hasta que el ojo consigue enfocar con nitidez.

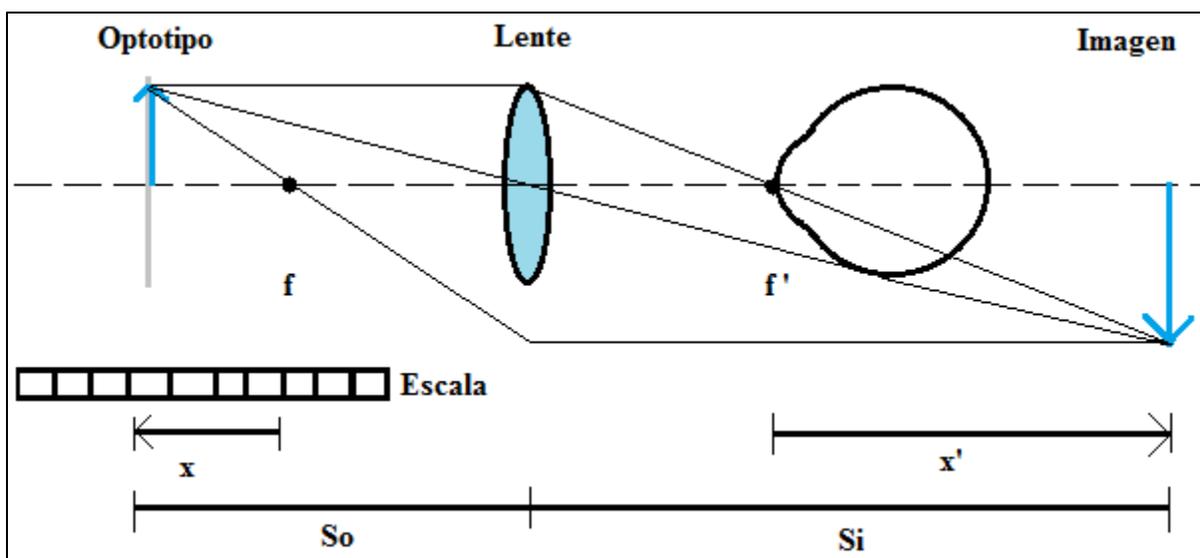


Figura 1.13. Optómetro simple de Badal.

Para que un sujeto vea con nitidez un objeto lejano, la imagen del optotipo debe caer sobre su punto remoto (lejano), el error refractivo es directamente proporcional al desplazamiento axial del test.

En la figura 1.13, x : desplazamiento del optotipo respecto a la escala, el cero en la escala debe coincidir con el foco anterior de la lente, x : distancia donde se forma la imagen vista por el observador (en el punto remoto del observador). S_o : distancia objeto del optotipo respecto a la lente, S_i : distancia imagen respecto a la lente, f : distancia focal anterior de la lente, f' : distancia focal posterior de la lente, cuando el optotipo es claro para el observador y es desplazado a la izquierda de la lente, el paciente tiene Hipermetropía, mientras que si el observador indica que el optotipo es claro entre f y la lente, tiene Miopía. La principal fuente de error en el sistema simple de Badal es la acomodación propia del ojo.

1.7 Modelo del ojo (ojo esquemático)

La importancia de un modelo de ojo, es que brinda una idea de las dimensiones promedio del ojo humano, este tipo de modelos permite conocer los principios físicos involucrados. El oftalmólogo Allvar Gullstrand (1862-1930) recibió el premio Nobel en 1911 por el diseño un modelo de ojo, que se compone de un sistema óptico centrado de superficies esféricas (ver figura 1.14); este modelo fue y sigue siendo usado para estudiar el funcionamiento óptico del ojo. La tabla 1, muestra los valores de las constantes que componen el modelo de ojo esquemático [18].

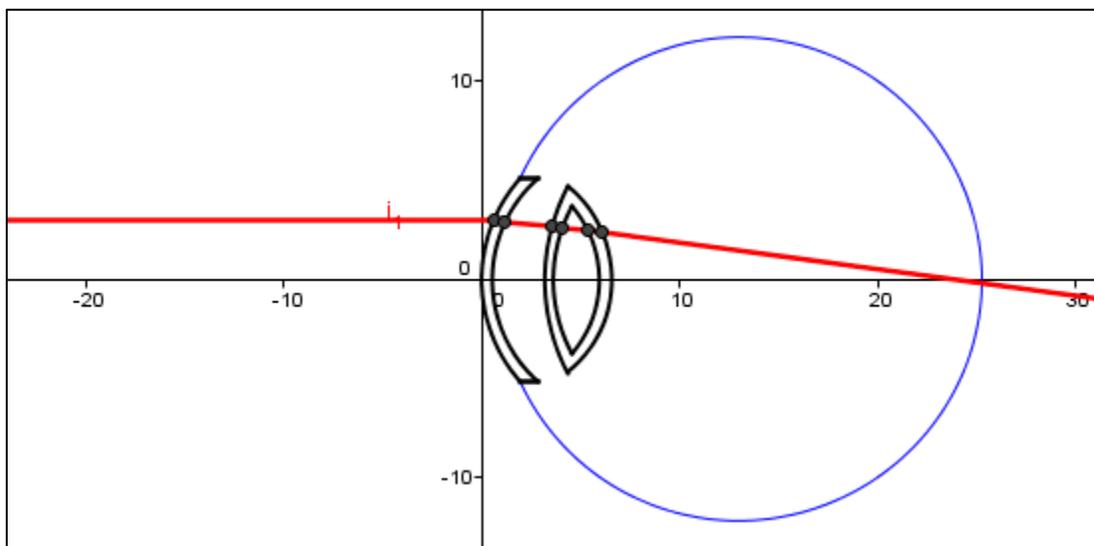


Figura 1.14. Ojo esquemático de Gullstrand.

Tabla 1. Constantes del modelo de ojo esquemático de Gullstrand

Parámetro	Valor
Aire	1
Radio de curvatura anterior de la córnea	7.7 mm
Radio de curvatura posterior de la córnea	6.8 mm
Índice de refracción córnea	1.376
Espesor de la córnea	0.5 mm
Humor acuoso	1.336
Espesor Acuoso (cámara anterior)	3.1 mm
Radio de curvatura anterior del cristalino	10 mm
Índice de refracción de la capsula del cristalino	1.386
Espesor de la corteza anterior del cristalino	0.546mm
Radio de curvatura anterior del núcleo cristalino	7.91 mm
Espesor del núcleo del cristalino	2.419
Índice de refracción del núcleo de el cristalino	1.406
Radio de curvatura posterior del núcleo cristalino	-5.76 mm
Radio de curvatura posterior de la capsula de el cristalino	-6.00
Espesor de la corteza posterior del cristalino	0.635
Índice de refracción del humor vítreo	1.336
Espesor del vítreo	17.185

Existen otros modelos más actuales que describen el comportamiento óptico del ojo; por ejemplo se tiene el modelo de Navarro, este modelo se diferencia porque está compuesto de superficies esféricas [18].

1.8 Calidad de la imagen

Las aberraciones en los sistemas ópticos degradan la calidad de la imagen; el ojo humano no está libre de aberraciones. La pupila del ojo humano controla la cantidad de luz, las aberraciones se modifican con el tamaño de la pupila; para pupilas grandes las aberraciones incrementan, para pupilas pequeñas disminuye la aberración, pero incrementa el efecto de la difracción. La prueba de la agudeza visual realizada por optometristas con un optotipo es subjetiva, sólo es un parámetro para estimar el límite visual, pero no es una prueba definitiva para estimar la calidad de la imagen que un ojo puede tener. Para determinar la calidad de la imagen la PSF (del inglés, Point Spread Function (función de esparcimiento de un punto)) permite, a partir de conocer la forma del frente de onda, estimar la formación de la imagen de un punto y con éste, simular la imagen de un objeto extendido; con esto se puede tener una idea de la visión del paciente.

1.8.1 Agudeza visual

La agudeza visual se define como la capacidad para ver dos objetos próximos como separados. A menudo, dicha capacidad es denominada mínimo separable. Los primeros astrónomos observaron que era posible ver dos estrellas separadas si la distancia entre ellas subtendía un ángulo por lo menos de un minuto de arco. Para medir la agudeza visual lejana se utiliza una cartilla de prueba conocida como cartilla de Snellen; la cartilla está construida de manera que el ancho de una línea es igual a un minuto de arco [5]. En el optotipo de Snellen, las letras tienen una altura de cinco unidades y un ancho de cuatro unidades (ver figura 1.15), el ancho de la línea se calcula como:

$$\tan \theta = \frac{x}{d}. \quad (1)$$

Dónde: $x = d \tan \theta$, $\theta = 1/60$, x es el ancho de la línea en metros y d es la distancia de observación en metros.

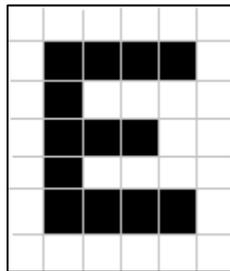


Figura 1.15. Letra E, de la cartilla de Snellen.

La prueba de agudeza visual se realiza a una distancia de 20 pies (aproximadamente 6 metros), cuando una persona logra ver con cada ojo sin dificultad las letras de la línea 8 (calculada a 20 pies) en el optotipo de Snellen a una distancia de 20 pies se dice que tiene visión 20/20.

1.9 Cirugía refractiva con láser

LASIK (del inglés, Laser Assisted in Situ Keratomileusis), es un método alternativo (a los de anteojos, o a otro tipo de cirugías) para corregir errores de refracción como miopía e hipermetropía, la técnica consisten en remover parte del tejido corneal con el uso de una navaja denominada microqueratomo, aproximadamente 100-150 micras; el estroma corneal queda expuesto y es moldeado por un láser de excimero. Para corregir miopía la curvatura de la córnea es aplanada, para corregir hipermetropía se incrementa la curvatura (ver figura 1.16). Estos cambios en la curvatura de la córnea han mostrado también cambios en aberraciones propias de la córnea, sobre todo aberración esférica, provocando incomodidades en los pacientes sometidos a este procedimiento quirúrgico. Un topógrafo corneal muestra los cambios de la curvatura de la superficie anterior de la córnea, mientras que un aberrómetro puede mostrar los cambios de todo el sistema óptico del ojo [1, 10].

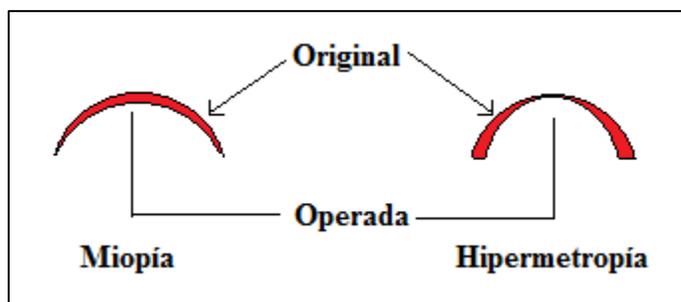


Figura 1.16. Cambios de curvatura después de una cirugía.

A finales del siglo pasado, con la tecnología de frente de onda, es posible medir aberraciones de alto orden en el ojo humano, el incremento de la cirugía refractiva tipo LASIK y PRK (del inglés, Photo-Refractive Keratectomy), ha traído como consecuencia desarrollar nuevos métodos de evaluación, que en la práctica clínica de Oftalmólogos y Optometristas no era posible medir. Estos métodos de evaluación también han permitido a las compañías fabricantes de instrumentación quirúrgica aplicar nuevos algoritmos basados en el análisis del frente de onda para proporcionar mejores resultados en la cirugía, a tal procedimiento se le denomina cirugía guiada por frente de onda, o personalizada.

1.9.1 Seguridad ocular con láser

Una variedad de instrumentos ópticos son utilizados durante la examinación y diagnóstico oftálmico. Durante los estudios el ojo está expuesto a un conjunto de fuentes de luz coherentes e incoherentes de radiación óptica (ultravioleta, visible, o radiación infrarroja), el primer mecanismo de defensa ante un estímulo de luz muy brillante es la contracción de la pupila, otra reacción es entrecerrar los ojos, parpadear y movimientos del ojo o la cabeza para evitar el deslumbramiento.

El uso de fármacos para dilatar la pupila inhibe la contracción natural de ésta y expone un mayor tiempo el ojo a la fuente de luz. Mientras dura la examinación es común el uso de una mentonera para evitar movimientos de la cabeza, además se le indica al paciente que mire a un optotipo para reducir los movimientos del ojo con respecto a la fuente de luz.

Capítulo 1. Sistema visual y anatomía del ojo humano.

La comisión internacional para la protección de radiación no ionizante (ICNIRP por sus siglas en inglés) ha propuesto una serie de lineamientos y cuidados que se deben considerar para limitar la exposición del ojo humano a radiaciones ópticas emitidas por láseres y fuentes de luz intensas utilizadas en instrumentos oftálmicos [19].

El nivel de radiación para la cual la superficie del cuerpo humano (ojos y piel) es expuesta, se puede expresar en términos de la que es permitido sobre el tejido. Esto se hace usualmente por las especificaciones de la longitud de onda, la potencia o energía, el área irradiada, y la duración de la exposición. Para proteger el ojo se debe cumplir con la norma ANSI. Z80-136.1-1986, actualmente ANSI Z136.1-2014 [20], esta proporciona recomendaciones para la seguridad y uso de sistemas láser que operan en longitudes de onda entre 180nm y 1000 micrómetros; la cual indica que la máxima exposición permitida sobre la córnea para láseres de He-Ne en observación directa y para tiempos de exposición comprendidos entre 18 μ s y 450s es de $1.8t^{3/4}$ mJ/cm², donde t es el tiempo de exposición en segundos [19, 20].

La clasificación de un láser en categoría de riesgo, permite identificar la peligrosidad del mismo y está basado en el Límite de Emisión Accesible (LEA) para el usuario. Dependiendo del LEA el láser obtendrá una clasificación:

Tabla 2. Clasificación de los láseres

Clase	Consideraciones
1	Seguros, incluyendo el uso de instrumentos ópticos en visión directa. Antes clase IIa.
1M	Seguros en condiciones normales de operación, no seguros cuando se mira a través de instrumentos ópticos como lupas.
2	Láseres visibles (400-700nm), la protección del ojo es en respuesta a los reflejos de aversión.
2M	Como la clase 2, pero no son seguros cuando se utilizan instrumentos ópticos como lupas.
3R	La visión directa son peligrosos, pero el riesgo es menor que los de clase 3B. Antes clase IIIa. La potencia de estos láser es entre 5 y 10 mW.
3B	La visión directa del haz es siempre peligrosa, mientras que la reflexión difusa es segura. Se debe utilizar una llave de control para habilitar el haz láser, el uso de un atenuador del haz es obligatorio; con el uso de óptica de observación la emisión (LEA) del láser debe ser del tipo clase 1. No produce contaminantes en el aire.
4	La exposición directa en ojos y piel es peligrosa, la reflexión difusa también es peligrosa. Puede originar incendios.

Capítulo 1. Sistema visual y anatomía del ojo humano.

Para láseres de He-Ne, el principal mecanismo por el cual se origina daño ocular, es el daño térmico en la retina [6, 19, 20]. El uso de un atenuador es obligatorio.

En este capítulo se presentó un preámbulo y una serie de consideraciones que nos permiten conocer el comportamiento del ojo, así como parámetros que deben ser tomados en cuenta cuando se quiere evaluar la óptica del ojo humano.

En el siguiente capítulo se hace una revisión de los conceptos básicos de la óptica geométrica y la óptica física que nos permitirá hacer uso del concepto de frente de onda; tener un panorama sobre las aberraciones monocromáticas que afectan la calidad de imagen en los sistemas ópticos, hasta llegar con el funcionamiento del sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann.

Capítulo 2.

Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann.

En este capítulo comenzaremos describiendo los conceptos básicos de la óptica geométrica y óptica física, para poder hacer uso del concepto de frente de onda con el que se puede describir el comportamiento de sistemas ópticos. Mencionaremos las aberraciones monocromáticas y cómo estas aberraciones afectan la formación de imágenes de un sistema óptico simple; la función de aberración para describir la contribución de cada aberración que forma al frente de onda, el esquema básico de otros instrumentos usados para medir las aberraciones de ojos humanos. Finalmente describir como un sensor tipo Shack-Hartmann es usado para muestrear el frente de onda y cómo se obtiene la aberración transversal asociada a la pendiente local promedio del frente de onda.

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

2.1 Óptica geométrica

La óptica es la ciencia que estudia los orígenes, la propagación y la detección de la luz [16]. La definición de luz se entiende como la radiación electromagnética visible, infrarroja y la ultravioleta. La luz es una onda electromagnética, y esta se puede estudiar desde la perspectiva de la óptica geométrica, o desde óptica física o la óptica cuántica. La óptica geométrica permite entender el comportamiento de la luz utilizando el concepto de rayo de luz. Con ella se pueden describir fenómenos físicos como la reflexión, la refracción y la propagación de los rayos luminosos a través de distintos medios. La óptica geométrica está limitada y no puede describir los fenómenos de difracción e interferencia de la luz, para ese estudio se utiliza la óptica física. A nivel atómico el comportamiento de la luz se describe con la óptica cuántica.

Un rayo de luz, por definición, representa la dirección en la que se propaga la energía de una onda de luz. Los rayos son perpendiculares al frente de onda, el frente de onda es una superficie de fase constante; el principio de Fermat permite describir con rayos a la óptica geométrica y en este principio se basa toda la óptica geométrica.

2.1.1 Principio de Fermat

Un rayo luminoso va de un punto a otro a lo largo de una trayectoria que le toma el mayor o el menor tiempo posible o equivalentemente Longitud de Camino Óptico (L.C.O) extremal, dicho de otra manera el tiempo de viaje debe ser un extremo (máximo, mínimo o estacionario) con respecto al de otras trayectorias. Utilizando el principio de Fermat se pueden deducir las Leyes de la Reflexión y la Refracción o ley de Snell. La velocidad de la luz en el vacío es aproximadamente 300,000 km/seg y se representa por la letra c ; en cualquier otro medio transparente la velocidad de la luz es menor que c y se representa con la letra v , el índice de refracción es función del color o de la longitud de onda de la luz y del medio material donde se propaga.

El índice de refracción n de un material se define como:

$$n = \frac{c}{v} \quad (2)$$

Utilizando el principio de Fermat se pueden deducir las leyes de la óptica geométrica. La ley del plano de incidencia dice que los rayos reflejados y refractados se encuentran contenidos en el plano de incidencia, definido por el rayo incidente y la normal a la superficie en el punto de incidencia. La ley de la refracción también llamada ley de Snell, se puede deducir de la figura 2.1, donde la longitud de camino óptico (LCO) está dado por:

$$LCO = n(x^2 + y_1^2)^{1/2} + n'[(x_2 - x)^2 + y_2^2]^{1/2} \quad (3)$$

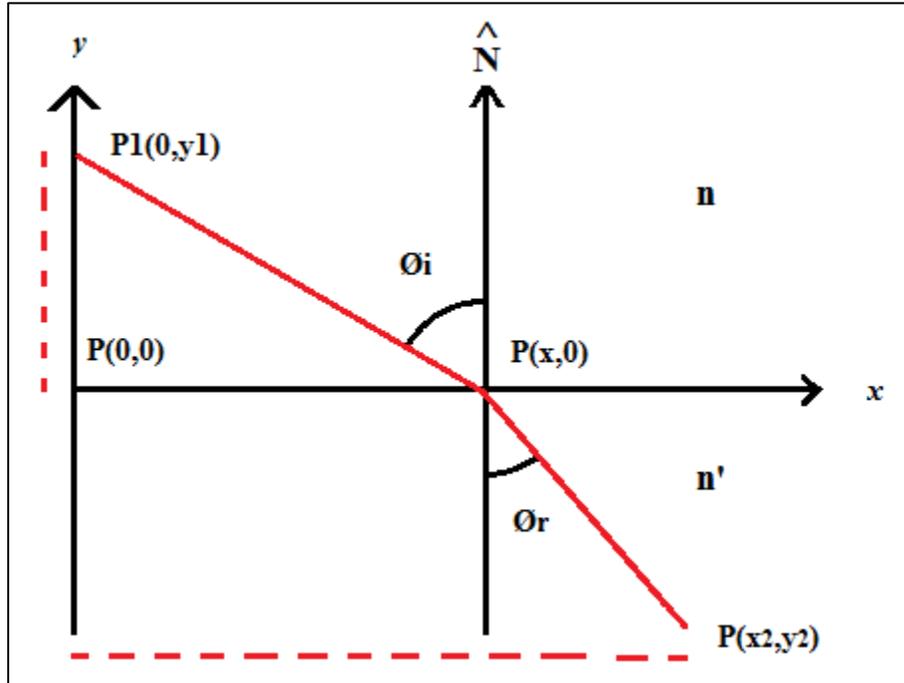


Figura 2.1. Ley de la refracción o ley de Snell.

Utilizando el principio de Fermat se debe imponer la condición de mínimo:

$$\frac{dLCO}{dx} = \frac{nx}{(x^2 + y_1^2)^{1/2}} - \frac{n'(x_2 - x)}{[(x_2 - x)^2 + y_2^2]^{1/2}} = 0 \quad (4)$$

De la figura 2.1, se puede observar que la ecuación 4 es la ley de Snell.

$$n \text{sen}(\theta_i) = n' \text{sen}(\theta_r) \quad (5)$$

La ley de la reflexión se obtiene de manera análoga a la ecuación 4, considerando que el índice de refracción está en el mismo medio.

$$\theta_i = \theta_r \quad (6)$$

2.1.2 Formación de imágenes

Una lente es un sistema óptico compuesto por un material con diferente índice de refracción que el medio que la rodea y que está limitada por dos superficies, curvas no paralelas. Su función es desviar los rayos de luz y producir imágenes de objetos luminosos o iluminados externamente.

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

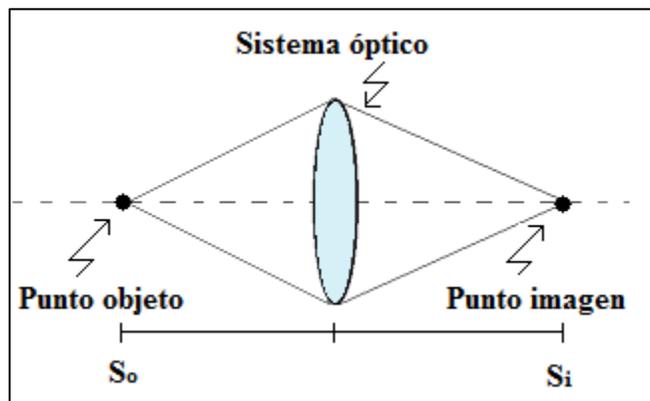


Figura 2.2. Sistema óptico ideal.

Esto supone que todos los rayos que salen de un punto en el objeto llegan a un punto común en la imagen, esto es válido sólo cuando se consideran rayos paraxiales. La óptica geométrica que considera sólo rayos paraxiales recibe el nombre de óptica de primer orden o gaussiana. Aunque esta óptica no es exacta, funciona bien y supone el comportamiento ideal de los sistemas ópticos, es de utilidad para calcular distancias focales, las posiciones ideales objeto e imagen, así como los puntos nodales y los planos principales.

La potencia del sistema óptico de la figura 2.2, se obtiene de la ecuación de Gauss:

$$\frac{1}{S_o} + \frac{1}{S_i} = \frac{1}{f} \quad (7)$$

So: distancia objeto [m], Si: distancia imagen [m], f: distancia focal [m].

En un sistema óptico real, la imagen de un punto objeto no es un punto, sino, más bien algo como una mancha, conocida como función de punto extendido PSF, el efecto sobre la imagen de un objeto extendido será un deterioro en la calidad de la imagen como disminución de contraste y resolución (Agudeza Visual). El deterioro en la calidad de la imagen de un sistema óptico se debe principalmente a las aberraciones.

2.2 Aberraciones Monocromáticas

La mayor parte de las propiedades de las lentes y sistemas ópticos se puede obtener con bastante precisión usando la óptica gaussiana, con la excepción de las aberraciones monocromáticas. La teoría de primer orden predice que un sistema óptico formado por lentes tiene diferentes distancias focales para distintos colores. Estas variaciones están relacionadas con el cambio del índice de refracción con el color, esta variación hace que tanto la posición como el tamaño de la imagen sean diferentes para cada color. El cambio en la posición se conoce como aberración cromática axial, y el cambio del tamaño como aberración cromática lateral y aparecen cuando la luz que ilumina el objeto es blanca. Las aberraciones monocromáticas se pueden observar tanto cuando la luz que forma la imagen es blanca como cuando es monocromática [16]. A estas

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

aberraciones se les conoce también con el nombre de aberraciones monocromáticas o de Seidel y son las siguientes:

2.2.1 Aberración Esférica

La aberración esférica (ver figura 2.3), es la más importante de las aberraciones de Seidel o monocromáticas, ya que es la única que afecta a todo el campo, esta aberración se produce aun con las superficies esféricas. Los rayos marginales enfocan en un punto distinto al descrito por la teoría paraxial. La aberración de esfericidad es una desviación de los rayos que produce diversos puntos de convergencia.

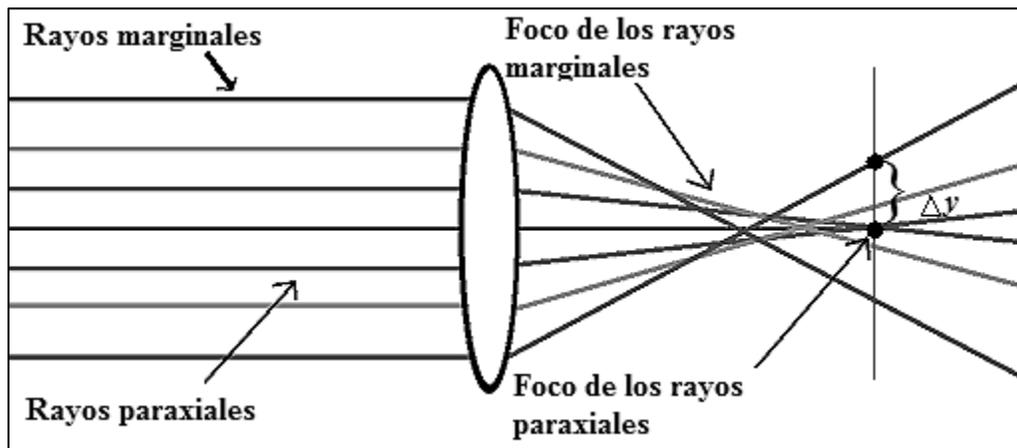


Figura 2.3. Esquema de la aberración esférica, los rayos marginales enfocan en un lugar distinto a los rayos paraxiales.

$$\begin{aligned}\Delta x &= 4A(x^2 + y^2)x, \\ \Delta y &= 4A(x^2 + y^2)y.\end{aligned}\tag{8}$$

2.2.2 Aberración de coma

Para puntos objeto fuera de eje, la aberración de coma distorsiona la imagen de un punto en una mancha en forma de cometa. Cualquier rayo que llegue a la pupila de entrada de una lente simple sobre su diámetro vertical es un rayo tangencial y cualquier rayo que llegue sobre el diámetro horizontal es un rayo sagital. La figura 2.4 muestra un esquema para ejemplificar la aberración de coma considerando rayos tangenciales, se puede observar que la coma se debe a que la amplificación paraxial es diferente a la amplificación marginal [16].

$$\begin{aligned}\Delta x &= 2Bxy, \\ \Delta y &= B(3x^2 + y^2).\end{aligned}\tag{9}$$

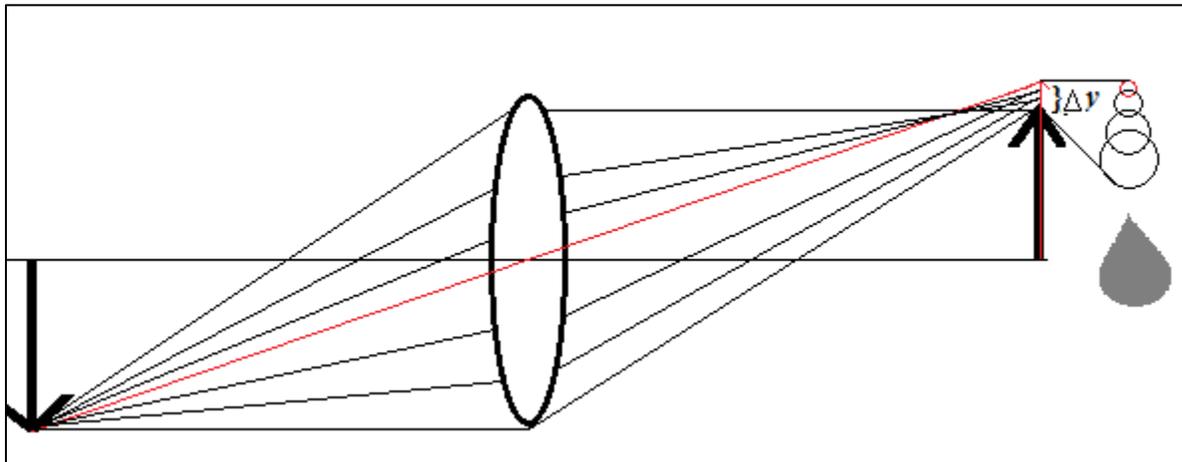


Figura 2.4. Aberración de coma para un sistema óptico simple.

2.2.3 Astigmatismo y curvatura de campo

El astigmatismo, al igual que la coma también contribuye a la degradación de la imagen fuera del eje. Este defecto es la separación entre el punto de convergencia de los rayos meridionales y el punto de convergencia de los rayos sagitales ver figura 2.5.

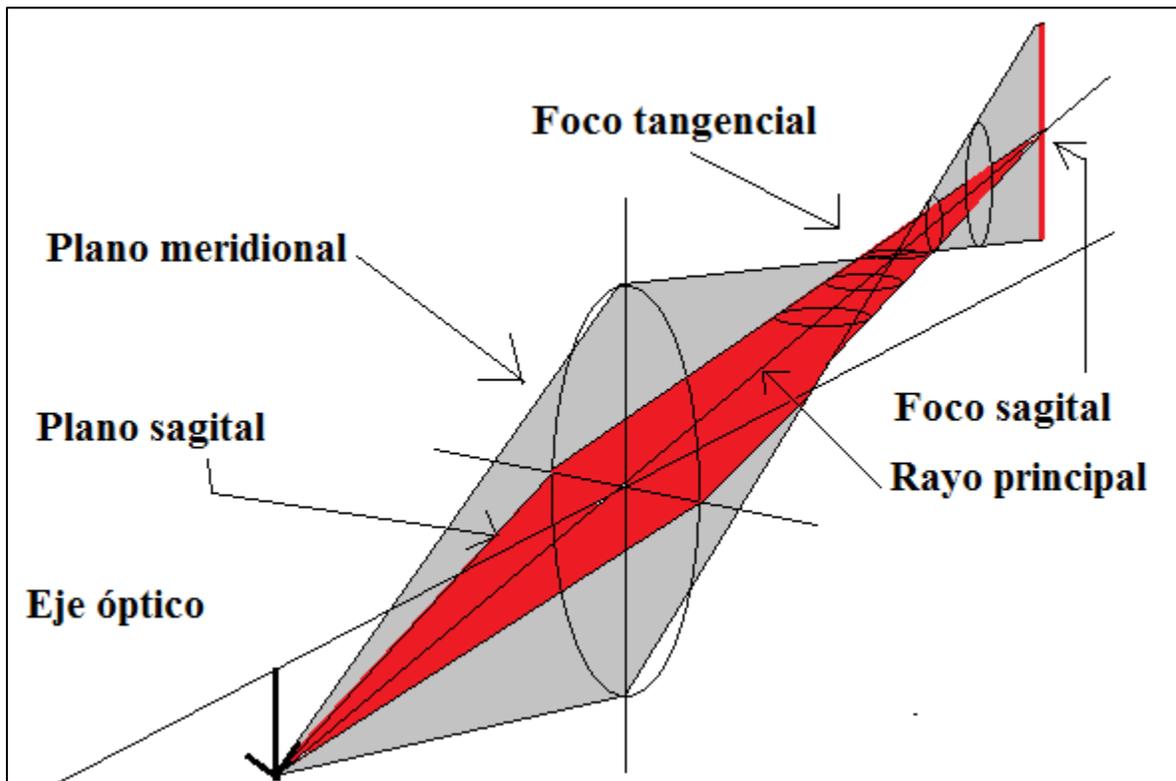


Figura 2.5. Esquema que muestra las posiciones de los focos tangencial y sagital, debidas al efecto de astigmatismo.

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

$$\begin{aligned}\Delta x &= 2(C+D) x, \\ \Delta y &= 2(3C+D) y.\end{aligned}\tag{10}$$

Si se forma una imagen de un objeto plano por medio de una superficie refractora o lente, la imagen no será en general plana como el objeto, sino que tendrá por lo común una curvatura. La figura 2.6, muestra un diagrama de curvatura de campo.

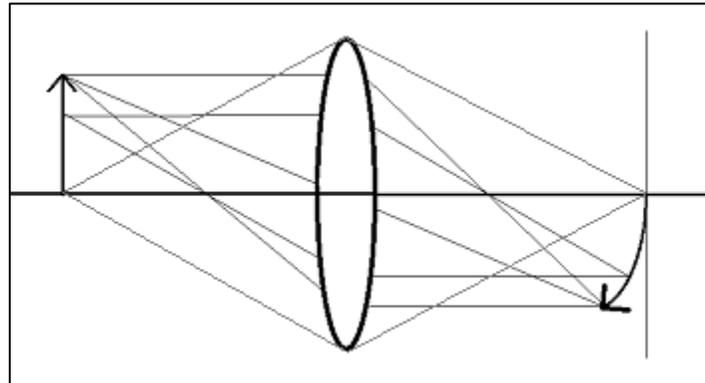


Figura 2.6. Curvatura de campo.

2.2.4 Distorsión

Aun si todos los rayos que salen de un punto en el objeto llegan a un solo punto en el plano focal, puede existir un tipo de aberración denominada distorsión. La distorsión puede ser positiva (barril), o negativa (corsé). Por ejemplo si el objeto es un cuadrado la imagen tiene forma de barril cuando la distorsión es positiva, cuando la distorsión es negativa la imagen del objeto cuadrado es de corsé de ahí su nombre. La figura 2.7 muestra en un diagrama el efecto de distorsión.

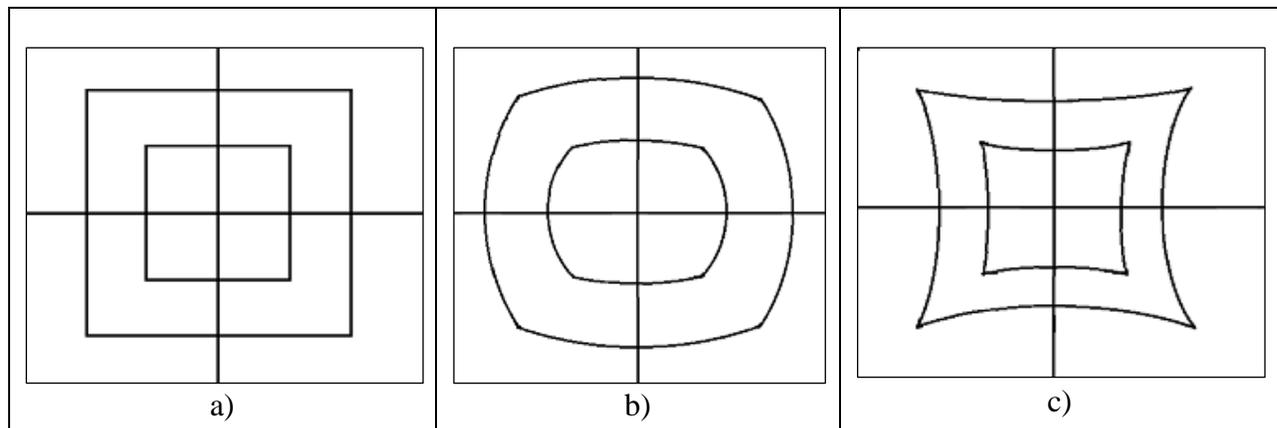


Figura 2.7. Distorsión a) objeto cuadrado, b) imagen con distorsión positiva c) imagen con distorsión negativa.

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

$$\begin{aligned}\Delta x &= -E(x^2 + y^2)^{3/2}, \\ \Delta y &= -E(x^2 + y^2)^{3/2}.\end{aligned}\tag{11}$$

2.3 Desenfoque

Cuando un sistema óptico no puede formar su imagen en un plano debido a que este plano imagen gaussiano se encuentra en una posición axial distinta, adelante o atrás de donde el sistema óptico puede formar la imagen (ver figura 2.8), en el plano imagen gaussiano se observará una mancha circular, cuyo diámetro es proporcional a la longitud de desenfoque, en óptica geométrica el defoco no se considera una aberración, ya que este se puede corregir desplazando la pantalla de observación o plano de detección, sin embargo en ciencias de la visión el defoco permite describir a la miopía o la hipermetropía, por lo que se le nombra aberraciones oculares de segundo orden [22].

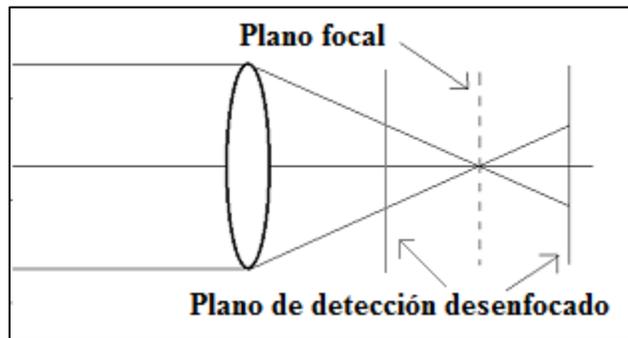


Figura 2.8. Desenfoque.

2.4 Física de ondas

Una onda electromagnética puede ser escrita como:

$$\psi = A(\vec{r}, t)e^{i\theta(\vec{r}, t)}\tag{12}$$

Dónde, A : es la amplitud y θ : es la fase, $\theta(\vec{r}, t) = cte$.

Las superficies de fase constante definen al frente de onda.

2.4.1 Frente de onda

En una onda luminosa podemos imaginar superficies sobre las cuales las crestas (máximo de amplitud), forman una superficie a la que se le llama frente de onda, en un frente de onda la fase luminosa es constante. La luz emitida por una fuente puntual seguirá trayectorias radiales en todas las direcciones, localizando un punto sobre cada rayo y considerando que hay una distancia d desde la fuente puntual hasta un punto elegido sobre una de las trayectorias del rayo, la L.C.O entre la fuente y el punto será nd , considerando que de la fuente salen infinitos rayos, uniendo todos los puntos separados una distancia d , se forma una superficie, para este caso la superficie es una esfera y todos los rayos considerados son perpendiculares a la superficie [22].

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

La figura 2.9, muestra una fuente puntual de la cual emergen varios rayos, que forma un frente de onda esférico, mientras el frente de onda se aleja de la fuente puntual, el radio de la esfera crece, si el índice de refracción en un medio no es homogéneo las trayectorias de luz o rayos se curvan, y la forma de la superficie que representa el frente de onda ya no será una esfera sino una superficie más compleja.

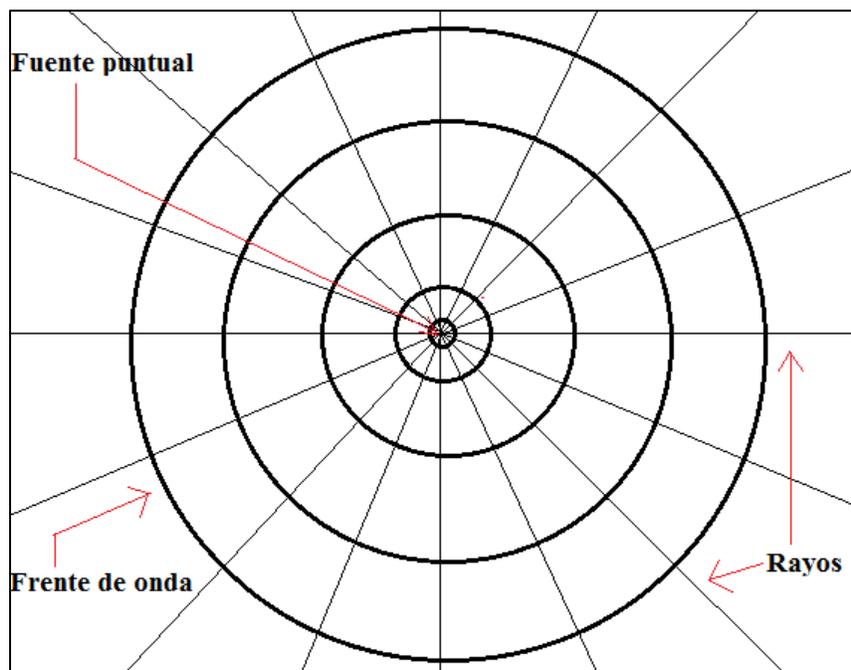


Figura 2.9. Esquema de una fuente puntual, emerge un frente de onda esférico.

Cuando un frente de onda se propaga en un medio de índice de refracción homogéneo como el vidrio óptico, pero de superficie irregular, a la salida del sistema el frente de onda será irregular y este se sigue propagando, por lo tanto la distorsión del frente de onda se debe medir en la pupila de salida (determinan la cantidad de luz que sale del sistema óptico).

Un concepto utilizado en óptica adaptativa es la fase conjugada del frente de onda [8], éste se utiliza en el manejo de cirugías refractivas guiadas por frente de onda.

Para ejemplificar el concepto de fase conjugada la figura 2.10 muestra: a) cuando una onda plana se propaga hacia un espejo plano, el reflejo del frente de onda es conjugado e igual al frente de onda que incide, solo cambia la dirección con desfase de $\pi/2$; b) un frente de onda deformado cuando es reflejado por un espejo plano es conjugado, sin embargo c) cuando se utiliza un espejo deformable y este espejo toma la forma del frente de onda que incide el reflejo de este será una onda plana; cuando un frente de onda incide a través de una lente y la forma física de la superficie de la lente es conjugada con el frente de onda como se muestra en la figura 2.10 d), el frente de onda a la salida será una onda plana.

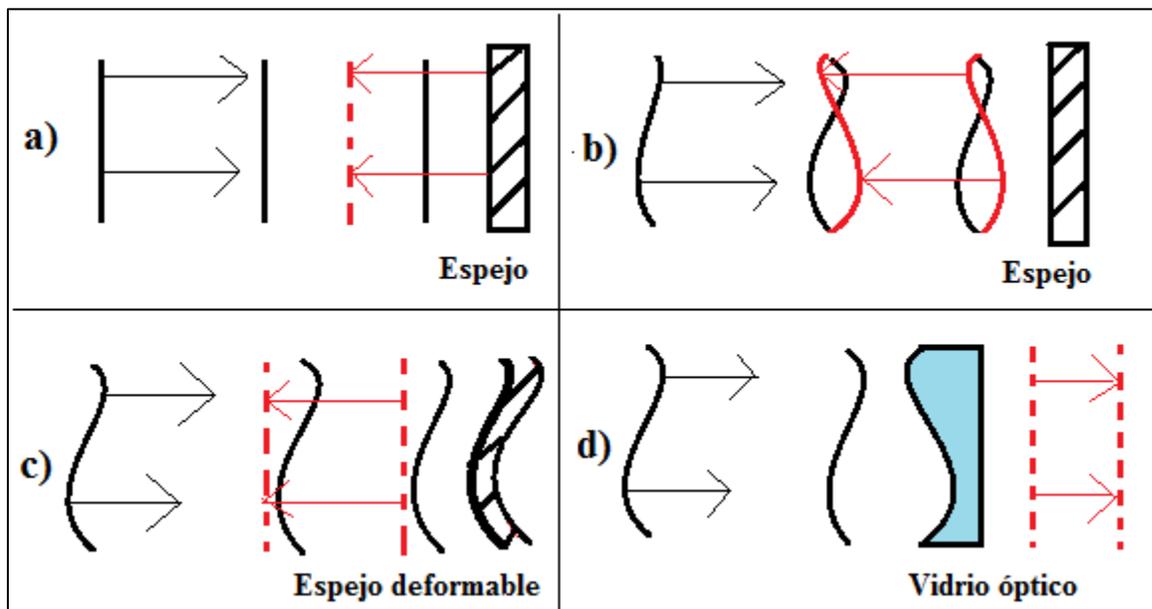


Figura 2.10. Principio de fase conjugada, a) Una onda plana incide en un espejo plano, b) una onda reflejada por un espejo plano es invertida, c) una onda deformada hacia un espejo deformable refleja una onda plana, d) Una onda deformada hacia una lente con su superficie conjugada a la salida de la lente la onda se aplanan.

En la cirugía refractiva guiada por frente de onda se utiliza el principio de conjugación de fase como el ejemplo del d), la idea es modificar la forma de la córnea haciendo que la diferencia de camino óptico compense las aberraciones en diferentes puntos de la córnea.

2.5. Función de aberración

La aberración de frente de onda es la diferencia en la dirección normal al frente de onda ideal que hay entre un frente de onda medido en un sistema óptico respecto a un frente de onda ideal el cual corresponde a un frente de onda esférico. El frente de onda deformado contiene la información de las aberraciones que un sistema óptico formador de imagen tiene, para representar el frente de onda aberrado se utiliza una expresión matemática conocida como función de aberración $W(x, y)$. Howland & Howland [23], proponen representar la función de aberración de frente de onda $W(x, y)$, por una suma de monomios de la siguiente forma:

$$\begin{aligned}
 W(x, y) = & A + \dots \\
 & Bx + Cy + \dots \\
 & Dx^2 + Exy + Fy^2 + \dots \\
 & Gx^3 + Hx^2y + Ixy^2 + Jy^3 + \dots \\
 & Kx^4 + Lx^3y + Mx^2y^2 + Nxy^3 + Oy^4 + \dots
 \end{aligned}
 \tag{13}$$

Donde A, B, C,.....O son coeficientes; cada monomio representa una superficie, la suma de monomios forma un polinomio, los coeficientes de estos monomios permiten modificar la forma de la superficie, y este modelo puede ser utilizado para describir la forma de un frente de onda.

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

En principio se puede utilizar un número infinito de términos de la forma $C_{qp}x^qy^{p-q}$ con $q = 0, 1, 2, \dots, p = 0, 1, 2, \dots, q$ [4, 8, 21].

Otra de las maneras de describir las aberraciones que un sistema puede tener es con las llamadas aberraciones de tercer orden, las más conocidas son las aberraciones de Seidel [16] y se representan con el siguiente polinomio:

$$WA(x, y) = A(x^2 + y^2)^2 + Bx(x^2 + y^2) + C(x^2 + 3y^2) + D(x^2 + y^2) + Ey + Fx, \quad (14)$$

Dónde los coeficientes son: A: aberración de esfericidad; B: aberración de coma; C: astigmatismo; D: defoco; E: inclinación en y F: inclinación en x.

Aun así las aberraciones del sistema óptico del ojo no pueden ser representadas fácilmente por un polinomio de Seidel, debido a que hacen falta más términos en el polinomio.

Los polinomios de Zernike son los más usados debido a sus propiedades y con estos polinomios se puede describir con mejor facilidad los errores de refracción y las aberraciones del ojo humano [22], en este trabajo no mostraremos el uso de los polinomios de Zernike, en lugar de eso haremos una comparación entre los polinomios (13) y (14), debido a que son términos más simples.

2.6 Aberrómetros

Para caracterizar un sistema óptico es necesario conocer el frente de onda en la pupila de salida. Un aberrómetro puede estimar el frente de onda a partir de la aberración transversal o las desviaciones que sufren los rayos de su referencia ideal. La medida de las aberraciones oculares resulta de utilidad para conocer el estado refractivo y los defectos del sistema óptico total. Para medir estas aberraciones se han desarrollado y propuesto varios métodos, como el aberrómetro de Tscherning [23], el sistema laser para trazo de rayos (LRT, del inglés Laser Ray Tracing) [10] y el Sensor de Shack-Hartmann (SSH) [2, 10], existen otras técnicas de aberrometría que aquí no mencionaremos, pero se pueden consultar en [10].

2.6.1 Aberrómetro de Tscherning

Consta de dos trayectos, en el trayecto de entrada se colima un haz láser sobre una rejilla igualmente espaciada, que es proyectada sobre el ojo, la luz al pasar por los medios refringentes oculares, se deforma hasta llegar a la retina, el patrón de puntos en la retina es el que se capta con una lente oftalmoscópica (permite ver el fondo del ojo), del patrón de puntos proyectado en la retina se calculan las desviaciones de la trayectoria que sufre cada punto comparando los puntos con un patrón de referencia, el número de puntos observados dependerá de las características de la rejilla y del diámetro de la pupila [6,10, 22].

La compañía Alcon WaveLight fabrica un aberrómetro ocular con este principio [24].

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

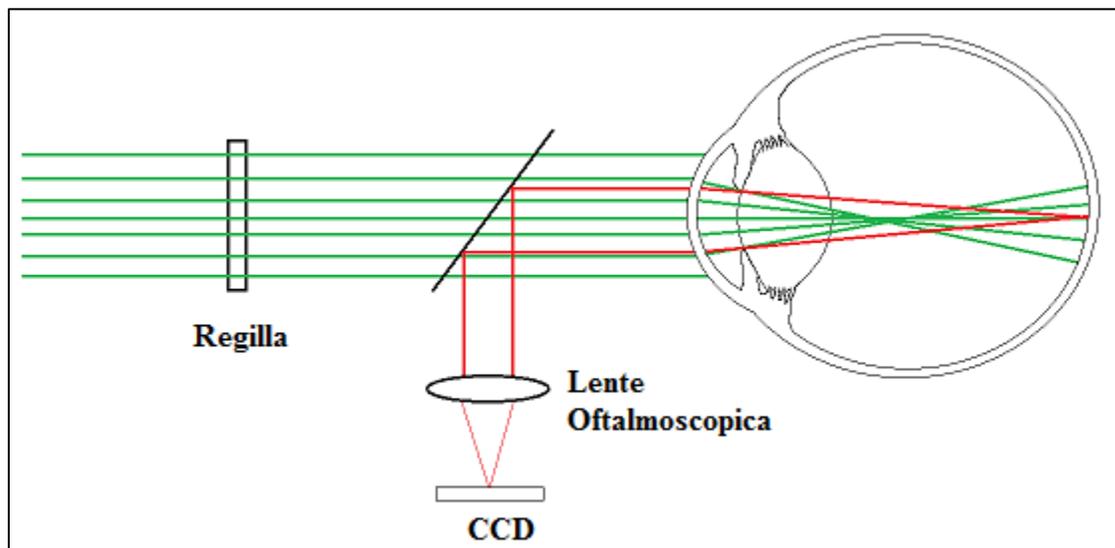


Figura 2.11. Aberrómetro con el principio de Tscherning.

2.6.2. Laser Ray Tracing (LRT)

Este tipo de aberrómetro proyecta rayos individuales en diferentes zonas de la pupila, la trayectoria de cada rayo es comparada con un punto de referencia donde los rayos individuales deberían llegar, se mide la diferencia que existe entre ambos puntos y se calcula el mapa de las desviaciones y con esta información se puede estimar el frente de onda; este instrumento utiliza un sistema de vídeo para seguir el movimiento ocular llamado vídeo tracking, cuando el ojo está centrado el instrumento permite el paso de la luz láser, esto hace que el sistema de medición sea más tardado, aumentando el tiempo de exposición del ojo al láser, el mérito de este aberrómetro es que para ciertos casos se puede programar el número de puntos y la zona a evaluar, permitiendo evitar el traslape de puntos, la compañía Tracey Technologies, USA, fabrica aberrómetros con este principio [25].

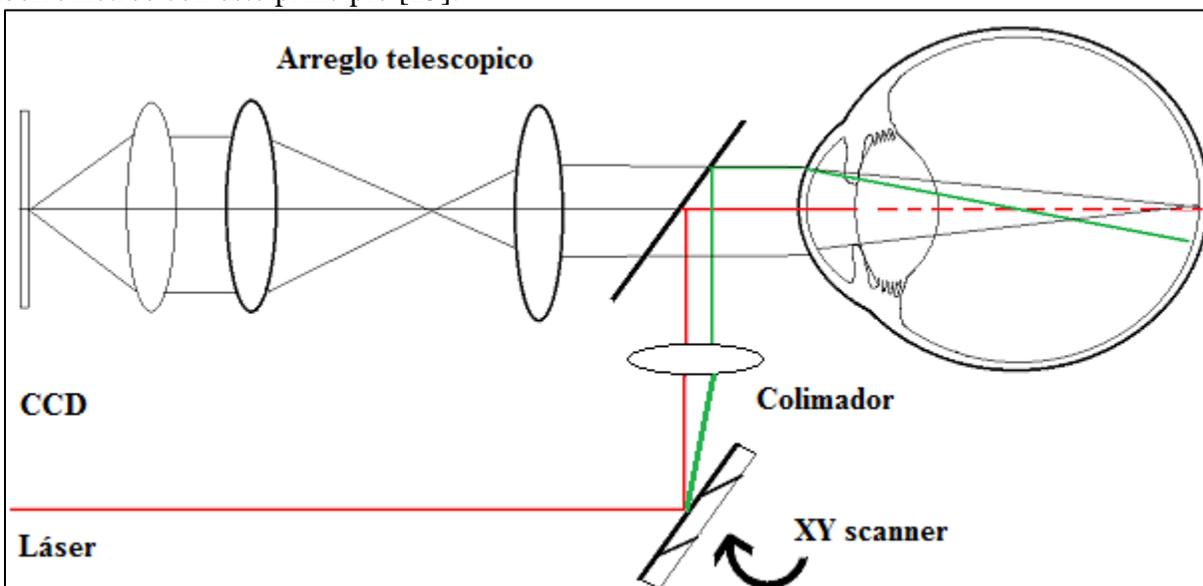


Figura 2.12. Esquema de un Aberrómetro tipo (LRT).

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

2.6.3 Aberrómetro tipo Shack-Hartmann

Este tipo de aberrómetro, se basa en el principio de la prueba de Hartmann [2, 3, 4, 10]. Un láser de baja energía ingresa en el ojo, hasta llegar a la retina donde forma casi un punto, la luz que incide es reflejada y el cono de rayos reflejado atraviesa los medios refringentes del ojo, formando un frente de onda, la forma de este frente de onda será detectado en la pupila de salida, el plano de la pupila de salida es conjugado con el plano de detección del sensor de Shack-Hartmann formado por un conjunto de microlentes, cada microlente muestrea una parte del frente de onda, enfocando la imagen correspondiente en una mancha luminosa (casi un punto) en el plano focal imagen del arreglo de microlentes como se muestra en la figura 2.13:

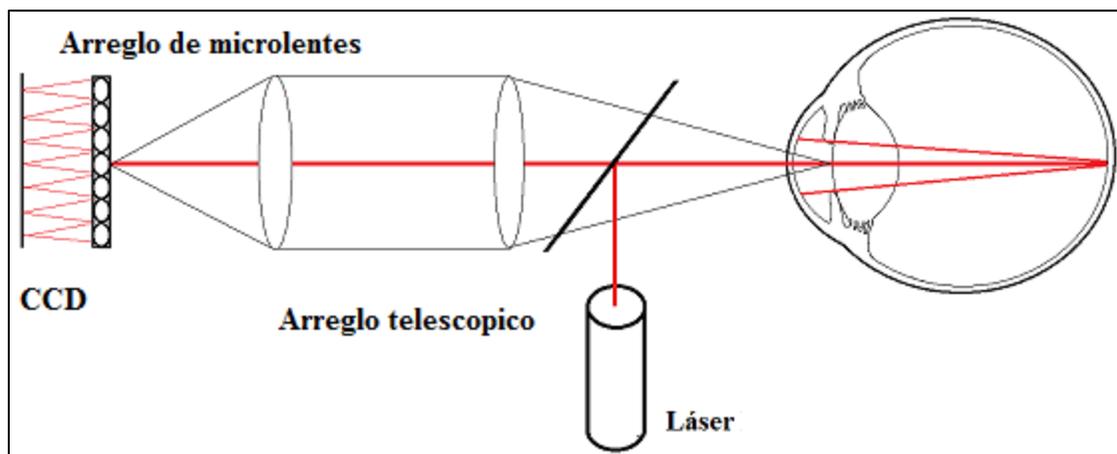


Figura 2.13. Esquema básico de un aberrómetro con un sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann.

Varias compañías fabrican aberrómetros con este principio, debido a que es muy versátil y permite hacer mediciones en corto tiempo, entre 1 y 2 segundos, asegurando un menor tiempo de exposición del ojo a un láser, en los laboratorios de investigación y experimentación es común trabajar con un láser como el de He-Ne, mientras que los instrumentos comerciales utilizan infrarrojo; la compañía Carl Zeiss fabrica un aberrómetro con el nombre comercial de WASCA [27].

2.7. Sensor de Shack-Hartmann

Los antecedentes del sensor de Shack-Hartmann se basan en la prueba de Hartmann (1900, 1904) para probar las irregularidades de un espejo cóncavo, esta prueba tiene sus antecedentes en la prueba de Scheiner (1619) utilizada para estimar errores refractivos del ojo [28] y la prueba de Tscherning (1894) [2, 3, 4, 6, 10, 22]. Hartmann utilizó una pantalla con un arreglo igualmente espaciado de agujeros, colocada a la salida del sistema bajo prueba, la figura 2.14 muestra un esquema de la prueba de Hartmann aplicada a un espejo cóncavo.

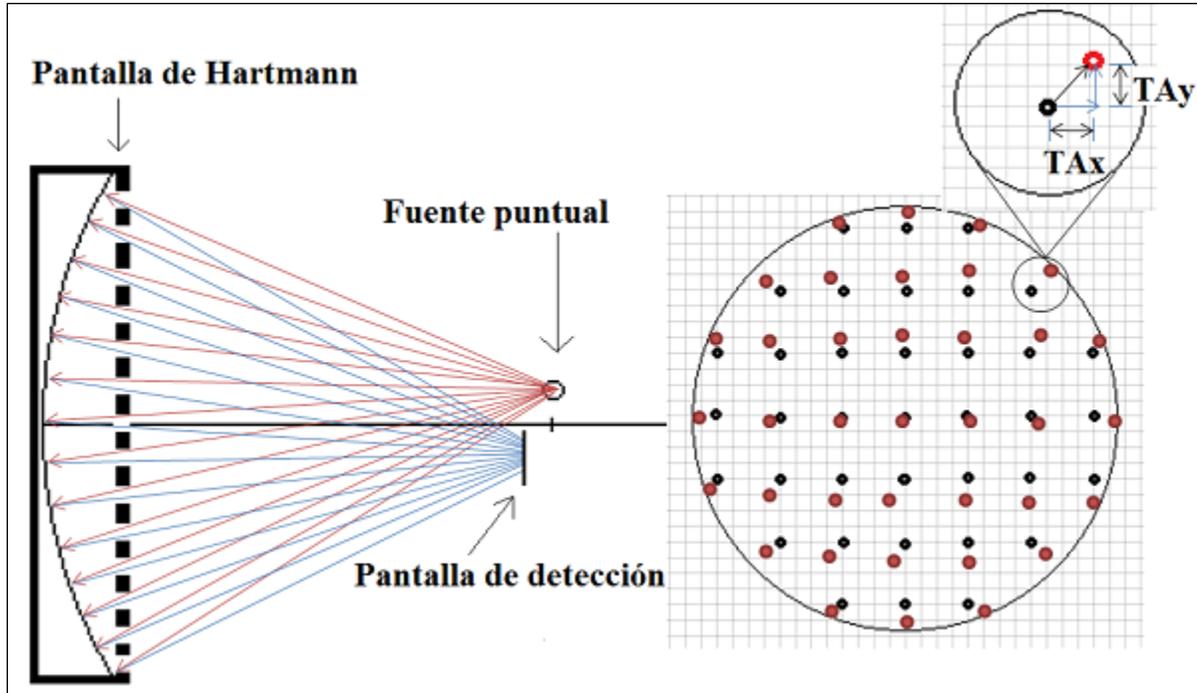


Figura 2.14. Principio de la prueba de Hartmann.

A finales de la década de 1960 Roland Shack sugirió agregar un conjunto de lentes convergentes en cada orificio de la pantalla de Hartmann para aumentar la señal de la luz proveniente de un telescopio astronómico terrestre [3]. Con este principio el sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann fue utilizado para medir las aberraciones de ojos humanos [2, 3, 10]. Con el uso de óptica adaptativa es posible corregir las deformaciones del frente de onda debidas a la turbulencia de la atmosfera, pudiendo mejorar la calidad de las imágenes obtenidas por telescopios terrestres.

De la diferencia que existe entre el patrón de puntos de prueba respecto al patrón de puntos de referencia se obtiene la aberración transversal [2, 4, 21]. Las derivadas parciales del frente de onda $W(x, y)$ con respecto de las aberraciones Transversales $TA(x, y)$ son obtenidas de las relaciones de Rayces [26]:

$$\begin{aligned} \frac{\partial W(x, y)}{\partial x} &= \frac{TA_x(x, y)}{f}, \\ \frac{\partial W(x, y)}{\partial y} &= \frac{TA_y(x, y)}{f}. \end{aligned} \tag{15}$$

Dónde: TA_x , Aberración transversal en x , TA_y , Aberración transversal en y , f , distancia focal del arreglo de microlentes.

Cada microlente del sensor muestrea una parte del frente de onda, enfocando esta porción en el plano imagen del arreglo de microlentes; idealmente, si el frente de onda que incide en el arreglo de microlentes es plano las microlentes deben formar un conjunto de puntos igualmente

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

espaciados y este es considerado el patrón de puntos de referencia. Cuando incide un frente de onda distorsionado, el patrón de puntos no será equidistante, este es el patrón de puntos bajo prueba. En la figura 2.15 se muestra un esquema del funcionamiento de cada microlente cuando incide un frente de onda plano y cuando incide una porción del frente de onda inclinado.

La pendiente local del frente de onda se puede escribir como:

$$\tan \theta = \frac{\Delta y}{f}. \quad (16)$$

Dónde f : es la distancia focal del arreglo de microlentes.

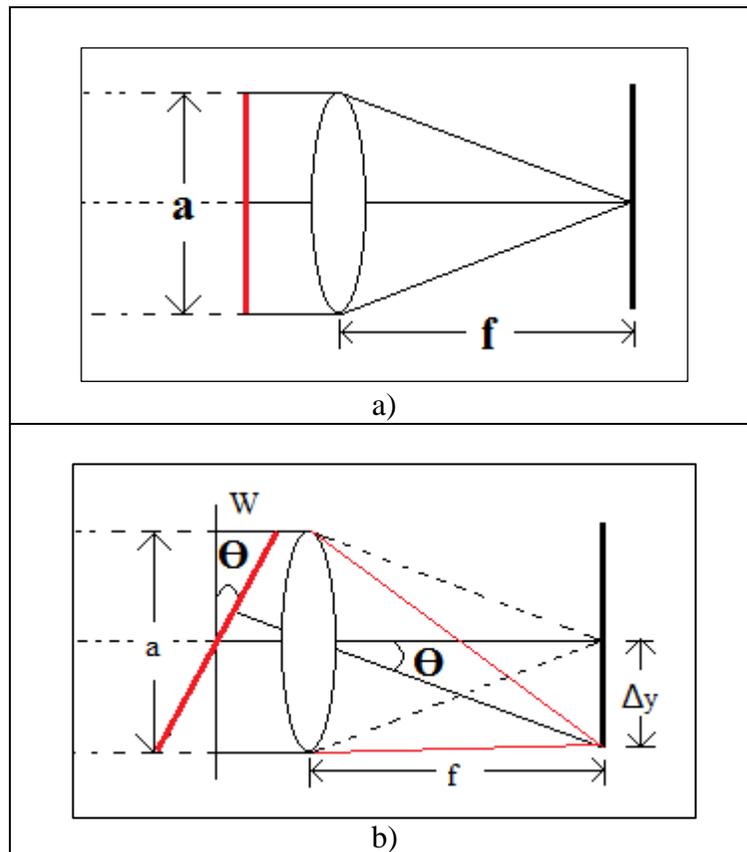


Figura 2.15. Análisis de las microlentes a) frente de onda plano, b) porción del frente de onda inclinado.

El diámetro de las microlentes debe ser pequeño, para considerar a la porción del frente de onda incidente una porción de un plano inclinado como lo muestra el b) de la figura 2.15, que será enfocado a la distancia focal del arreglo de microlentes como una mancha. Esto permite considerar al plano inclinado como un plano promedio de la superficie del frente de onda, por tanto el frente de onda pasa de ser continuo a discreto [22].

Capítulo 2. Principio de funcionamiento de un sensor de Shack-Hartmann (SSH)

Una vez conocidas las pendientes locales del frente de onda se realiza una integración para estimar la forma del frente de onda [4, 6, 22].

Con la relación que existe entre la figura 2.15 y las expresiones (15 y 16), se puede observar que el sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann muestrea porciones del frente de onda considerando a esas porciones como pendientes locales (planos inclinados), la prueba es de tipo geométrico y en el plano de detección no se obtiene directamente el frente de onda, lo que se obtiene es la aberración transversal, una vez conocidas estas aberraciones transversales y para obtener la forma del frente de onda es necesaria una integración de la expresión (15). Un ajuste polinomial, se utiliza para conocer cada término de aberración que forma al frente de onda por tanto los datos de integración son ajustados a un modelo matemático usualmente del tipo (13), (14); más adelante en este trabajo se muestra el ajuste a un polinomio del tipo (13), con la finalidad de comparar los resultados con un polinomio de Seidel (expresión 14).

En el siguiente capítulo describiremos, el montaje del arreglo experimental, los algoritmos empleados para evaluar el patrón de Hartmann de puntos de referencia y el patrón de puntos de prueba, se muestra como se obtienen los centroides y la aberración transversal; la integración para conocer la forma del frente de onda, los resultados de la integración y del ajuste a los modelos del tipo (13), (14) se muestran en mapas de color, para poder hacer una comparación; también se describe el desarrollo de la Interfaz Gráfica de Usuario (GUI).

Capítulo 3

Desarrollo experimental

En este capítulo describiremos el arreglo experimental para probar el funcionamiento del sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann. El primer paso consiste en alinear el láser sobre las trayectorias en las que se montarán las demás componentes. Una vez alineado se agregan los demás elementos al sistema óptico; uno de los requisitos del sistema es poder obtener una imagen que contiene el patrón de puntos de referencia; posteriormente se agregaron otros elementos ópticos y mecánicos al experimento para probar las imágenes obtenidas de un modelo de ojo.

Una vez obtenidas las imágenes del experimento, para realizar una evaluación cuantitativa, se desarrollaron algoritmos computacionales que obtienen los centroides ponderados de las imágenes formadas por el arreglo de microlentes. Después se realiza una integración numérica para conocer la forma del frente de onda, los datos obtenidos de la integración son ajustados a un conjunto de polinomios con los que se pueden describir las aberraciones.

Ya probado el experimento y los algoritmos, se procedió a modificar el arreglo experimental en un sistema más compacto y se agregó una mentonera para estabilizar los movimientos de la cabeza y poder medir aberraciones de ojos humanos.

Se desarrolló una interfaz gráfica de usuario (GUI, por sus siglas en Ingles), para facilitar y mostrar los resultados de la evaluación de manera automatizada.

3.1. Montaje experimental y componentes del sistema

Para el arreglo experimental (ver figura 3.4) se utilizó un láser He-Ne polarizado, que emite en rojo con una longitud de onda de 632.8nm modelo 1125p marca Edmund Optics, con una potencia máxima de 10mW, un filtro espacial con su respectivo *pinhole*, una lente colimadora, dos cubos divisores de haz polarizados, un divisor de haz sin polarizar, un arreglo telescópico formado por dos lentes convergentes, un arreglo de 10x10 microlentes con una distancia focal de 61.1mm, un sensor CCD, un modelo de ojo (ver figura 3.3) para simular errores refractivos como miopía e hipermetropía, elementos mecánicos de soporte y equipo de cómputo.

3.1.1. Alineación y montaje del haz de referencia

El primer elemento que se colocó fue el láser, una vez colocado debe ser alineado antes de adaptar otras componentes ópticas y mecánicas del arreglo experimental, el a) de la figura 3.1 muestra la punta de referencia con la que es alineado el láser, esta punta es utilizada para mantener la misma altura del láser sobre las trayectorias que debe recorrer cada vez que se agregan elementos ópticos.

A la salida del láser se coloca un polarizador para atenuar la intensidad del láser. Un cubo divisor de haz es colocado después del polarizador para dirigir el haz en dos caminos, un camino es utilizado para obtener el patrón de puntos de referencia (ver figura 3.2), y el otro para obtener el arreglo de puntos de un sistema óptico bajo prueba (ver figuras 3.4 y 3.5).

El haz que sigue el primer camino debe ser expandido para cubrir todo el arreglo de microlentes y obtener el patrón de puntos de referencia, para hacerlo se utiliza un objetivo de microscopio y un filtro espacial utilizando un *pinhole* de 10 μ m colocado a la distancia focal posterior del objetivo de microscopio para eliminar ruido y perturbaciones del perfil de intensidad del haz láser mejorando así la resolución. De la salida del *pinhole* se puede considerar que emerge un frente de onda esférico.

En el arreglo experimental (ver figura 3.4. 6) se utilizó una lente para colimar el haz, esta lente se colocó a la distancia de 125mm. La figura 3.1. b) muestra el haz expandido y colimado, con ayuda de un interferómetro de desplazamiento lateral [29], se prueba el haz colimado. Las figuras 3.1. c), d), e), muestran los interferogramas obtenidos, estos interferogramas fueron evaluados cualitativamente con las referencias obtenidas de la guía de usuario [29], donde el c) indica que el haz diverge, el d) es formado por rayos paralelos lo que supone una onda plana, en la imagen del e) el frente de onda que converge. La figura 3.1 f) muestra que el haz expandido cubre todo el arreglo de microlentes, ya colimado el haz se obtiene el patrón de puntos de referencia.

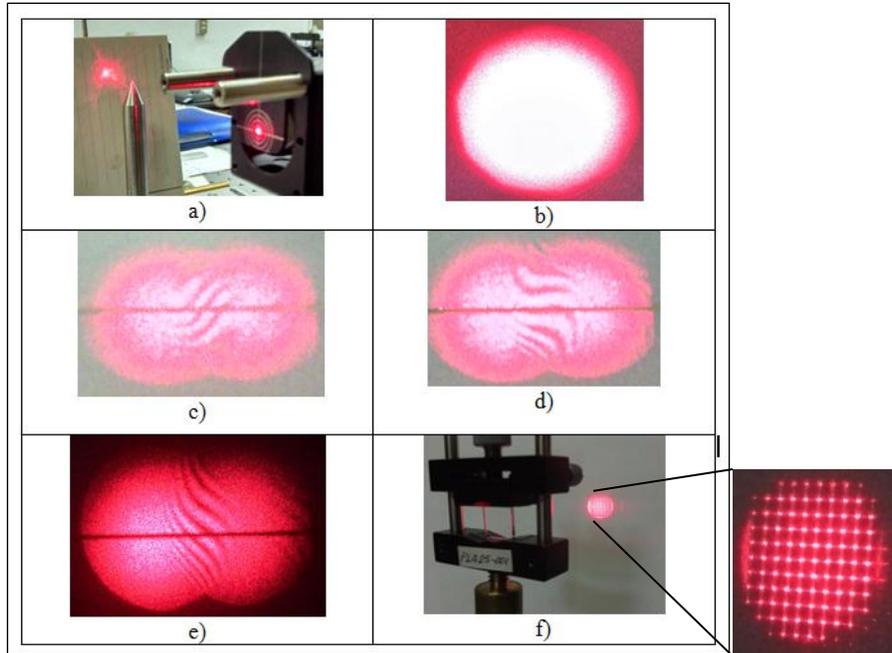


Figura 3.1. a) Punta para alinear el haz, b) haz colimado, c) divergencia del haz, d) haz colimado, e) convergencia del haz, f) el haz colimado cubre todo el arreglo de lentes.

3.1.2. Obtención de los puntos de Hartmann de referencia

El patrón de puntos de referencia es necesario para poder hacer una medición cuantitativa de los puntos de prueba obtenidos del modelo de ojo o de ojos de voluntarios. Idealmente el patrón de referencia es un conjunto de puntos igualmente espaciados, una alternativa sería generar por computadora un patrón de referencia, pero éste no contendría la información directa del arreglo de microlentes, además esto no se realizó debido a que en la práctica el patrón de puntos simulados y el real pueden tener discrepancias.

Para no depender de una simulación y para obtener el patrón de puntos de referencia se utiliza el haz colimado, este conjunto de puntos se puede comparar con el de puntos simulados para conocer las discrepancias que introduce el arreglo de microlentes.

La figura 3.2 muestra el diagrama del arreglo experimental para obtener el patrón puntos de referencia, en el primer camino el haz fue expandido, filtrado y colimado para cubrir el arreglo de microlentes.

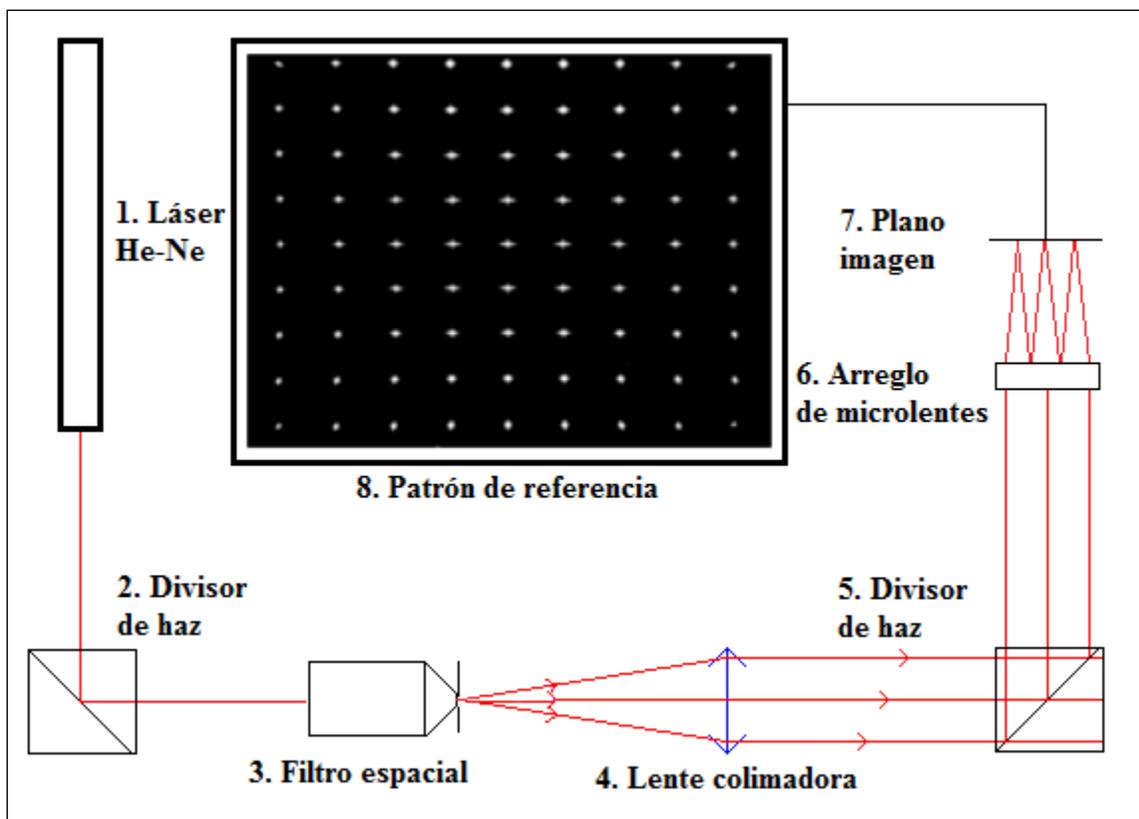


Figura 3.2. Diagrama para obtener el patrón de referencia.

Una vez que el haz colimado cubre el arreglo de microlentes, cada microlente enfoca una porción del haz en una pantalla de observación colocada en el plano imagen del arreglo de microlentes (ver figura 3.2: 7), para capturar la imagen se adaptó un sistema de adquisición de imagen formado por una cámara que contiene un chip sensor de CCD, una lente de distancia focal 25mm marca Computar y un anillo espaciador, el anillo espaciador es utilizado cuando el objeto de captura se encuentra a una distancia muy corta; el sistema de adquisición de imagen es conectado a una computadora y con algoritmos en MATLAB fue habilitada la cámara para la captura de la imagen.

El patrón de puntos de referencia debe ser corregido debido a la distorsión propia de la lente utilizada en la cámara cuando se obtiene la imagen, en el apéndice A se muestra el proceso de la calibración y corrección debidas a la distorsión que introduce la lente de la cámara, se obtiene la amplificación transversal ($M_T = 0.30057$) y el coeficiente de distorsión ($E = -1.881 \times 10^{-6}$).

Para las primeras pruebas y obtener imágenes de puntos experimentales con la finalidad de no exponer de manera prolongada ojos humanos al haz láser, se utilizó un modelo de ojo elaborado en el Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET) de la UNAM [6].

3.1.3. Modelo de ojo y obtención de los puntos bajo prueba

El modelo consta de una lente de distancia focal aproximada 22mm, el diámetro de la lente es de 10mm, el espesor de 5mm, un diafragma mecánico simula los cambios de la pupila del ojo y es utilizado para controlar la cantidad de luz que entra y sale, una pantalla de papel bond color rojo mate simula la retina, además la pantalla es móvil para simular errores refractivos como miopía e hipermetropía la longitud de la cuerda es de 15.5mm.

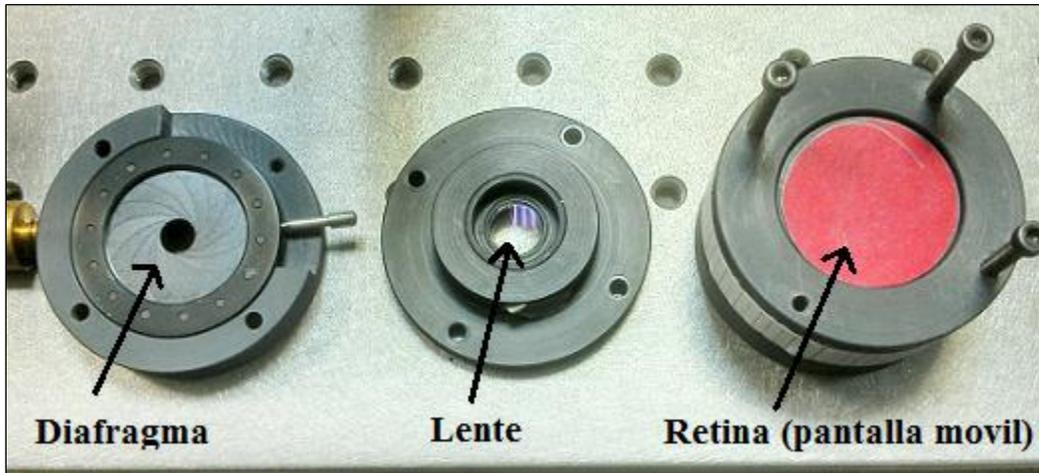


Figura 3.3. Componentes del modelo de ojo.

Para obtener las imágenes provenientes del modelo de ojo se utilizó el segundo camino del haz láser generado por el primer divisor, un espejo (figura 3.4: 4) cambia la dirección del haz hacia un divisor polarizado (figura 3.4: 8) y de ahí hacia el modelo de ojo (figura 3.4:9), estos elementos fueron agregados con la finalidad de poner en paralelo el haz de referencia y el de prueba.

Cuando el haz incide en el modelo de ojo, una pantalla simula la reflexión difusa como ocurre en la retina del ojo humano, se puede considerar que se forma una fuente casi puntual en la pantalla donde el haz es reflejado; un conjunto de rayos atraviesan la lente del modelo de ojo formando el frente de onda a la salida del sistema. El ancho del haz reflejado es controlado con un diafragma a la salida del modelo de ojo, el diafragma puede ajustar su abertura entre 2-8mm, este haz es más pequeño que el arreglo de microlentes, por lo que es necesario expandirlo. Para ello se utilizó un arreglo telescópico (figura 3.4: 11), la suma de las distancias focales es de 175mm. La cámara que se utilizó para capturar el patrón de referencia es usada para capturar los puntos bajo prueba, la información es almacenada en una computadora para su análisis posterior.

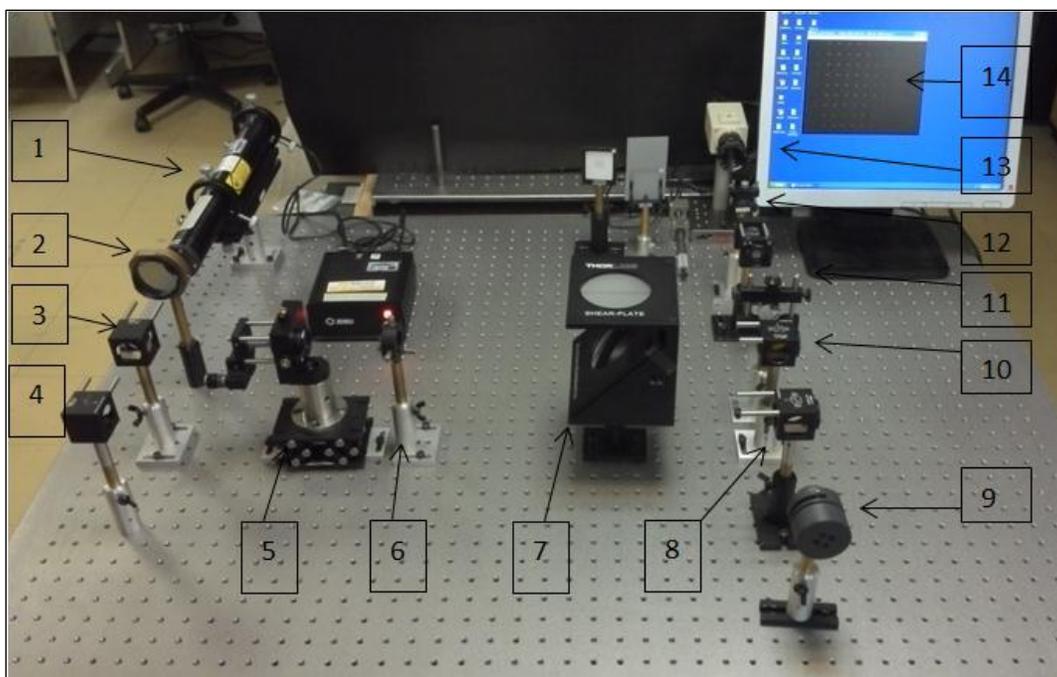


Figura 3.4. Arreglo experimental, 1. Laser He-Ne, 2. Polarizador, 3. Divisor de haz, 4. Espejo, 5. Objetivo de microscopio y filtro espacial, 6. Lente colimadora, 7. Interferómetro, 8. Divisor de haz polarizado, 9. Modelo de ojo, 10. Divisor de haz polarizado, 11. Arreglo telescópico, 12. Arreglo cuadrado de microlentes, 13. CCD, 14. Monitor.

Tabla 3. Características de las componentes del arreglo experimental

Componentes	Especificación
Laser He-Ne	632nm
pinhole	10 μm
Lente colimadora	120 mm
Arreglo telescópico	L2 distancia focal 75mm L3 distancia focal 100mm
Arreglo cuadrado de 10x10 microlentes	distancia focal de 61.1mm
CCD	3.6x4.8mm, el tamaño del pixel es de 7.5 μm marca SONY

El arreglo experimental se probó en el modelo de ojo; después el arreglo experimental de la figura 3.5, fue modificado por el de la figura 3.12, ésta modificación se realizó debido a que el plano de la pupila de salida del sistema bajo prueba debe ser conjugado con el plano de detección del arreglo de microlentes, considerando que la suma de las distancias focales del arreglo telescópico es de 175mm y este sólo es utilizado para obtener amplificación de la pupila de salida del sistema óptico bajo prueba, tal modificación se realizó considerando no afectar la alineación del haz láser propuesto en el primer arreglo experimental; del arreglo experimental también se fue modificado el sistema de detección sustituyéndolo por una cámara modelo Guppy, la cual contiene un sensor CCD de mayor resolución (1032x778 pixeles), el tamaño del sensor es de 4.8x3.6 y el tamaño de cada pixel es de 4.46 μm .

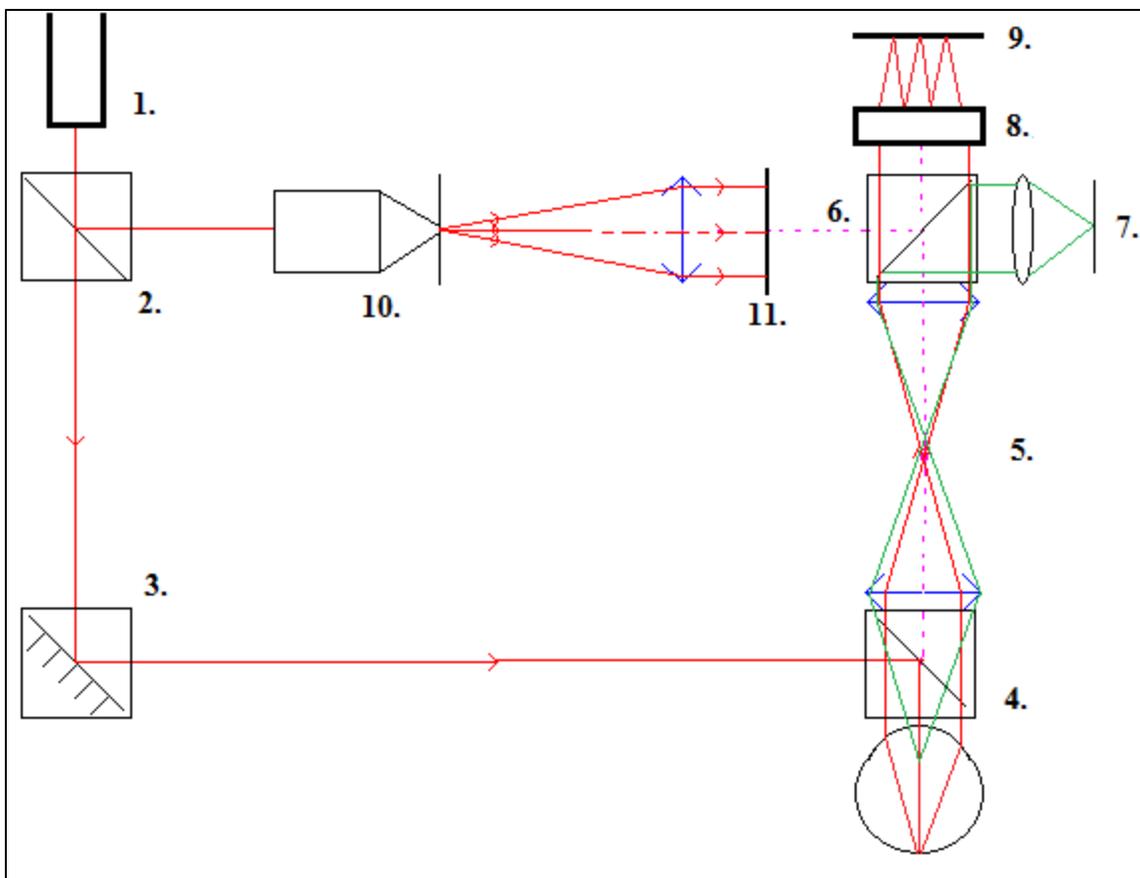


Figura 3.5. 1. Láser, 2. Divisor de haz polarizado, 3. Espejo, 4. Divisor de haz polarizado, 5. Arreglo telescópico, 6. Divisor de haz, 7. Detector de alineamiento, 8. Sensor de Shack-Hartmann, 9. Plano imagen del arreglo de microlentes, 10, filtro espacial, 11. Pantalla para ocultar el camino 1 del haz de referencia.

3.2 Procesamiento y análisis de los patrones de Shack-Hartmann

Para el procesamiento y análisis de las imágenes obtenidas del arreglo experimental se desarrollaron algoritmos computacionales en el entorno de MATLAB. Se utilizó tal software debido a que contiene algoritmos y herramientas importantes para el manejo de imágenes; esto permite hacer más eficiente y rápido el proceso de la evaluación, además contiene un entorno de desarrollo (GUIDE, por sus siglas en inglés) para diseñar y generar la interfaz gráfica de usuario.

Una vez obtenida la imagen es necesario un conjunto de pasos ordenados. Las imágenes contienen ruido en parte debido a que el haz utilizado para la evaluación no es filtrado, también el efecto de difracción que ocurre entre la unión de cada microlente introduce ruido; otro factor que puede afectar la evaluación son las imágenes de Purkinje debidas a reflexiones en las superficies de la lente del modelo de ojo (este tipo de imágenes fue descartada en el proceso de selección de la imagen a evaluar), de las imágenes elegidas, se realiza un proceso de umbralización antes de la obtención de los centroides.

3.2.1. Umbralización y mejora del contraste

Debido a la distribución del perfil de intensidad del haz gaussiano, la zona central de la imagen tiene mayor intensidad provocando que en la periferia disminuya la intensidad, un histograma es necesario para conocer de manera gráfica en una escala de grises el valor de intensidad de cada pixel que forman la imagen.

El valor de intensidad mínimo y máximo que un pixel puede tener es de 0-255 respectivamente, se elige un valor constante de umbralización de corte para mejorar el contraste y el cálculo del centroide en la imagen cuando es posible evitando perder puntos en la evaluación, la figura 3.6 a) muestra el patrón de referencia obtenido en el experimento, de su histograma se puede observar que existen muchos pixeles con valores de intensidad entre 0 y 50, en b) el resultado el umbral de corte eliminando valores de intensidad menores de 50 se observa la mejoría en contraste.

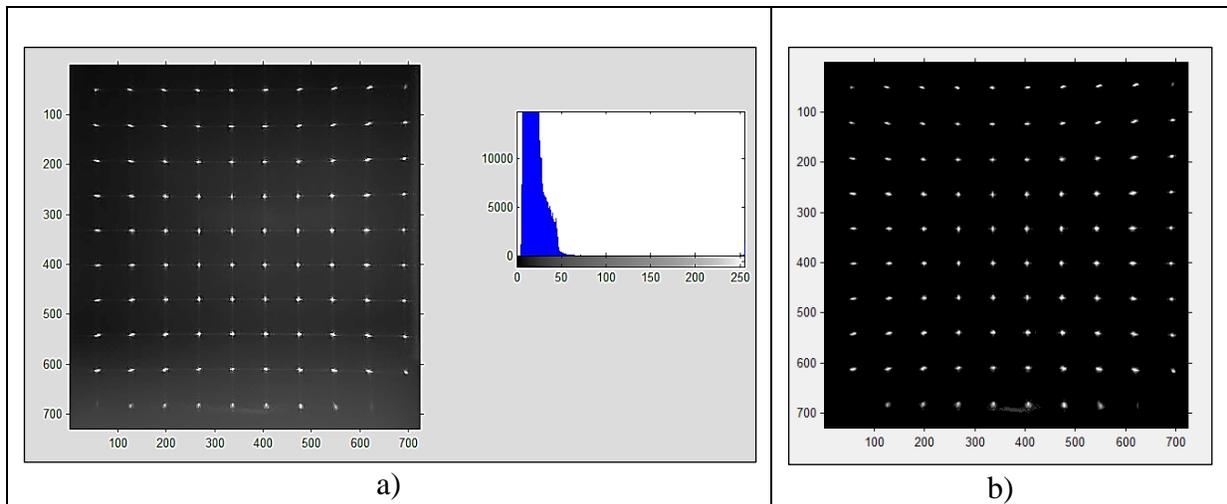


Figura 3.6. a) patrón de referencia en escala de grises y su histograma, b) imagen mejorada en contraste.

Ya mejorada la imagen en contraste se procede al cálculo de los centroides.

3.2.2. Obtención de los centroides

Para el caso de los patrones de Hartmann, realizaremos el cálculo de los centroides ponderados, las coordenadas del centroide se desplazan en función de la distribución del nivel de intensidad para hacerlo generamos una malla cuadriculada (ver figura 3.7) esto es con la finalidad de evitar el traslape de las manchas, el área de cada cuadrícula debería contener una sola mancha, de ahí se obtiene cada uno de los centroides ponderados, utilizando la siguiente expresión:

$$Cx = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n X_{(i,j)} * I_{(i,j)}}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n I_{(i,j)}}; \quad Cy = \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n Y_{(i,j)} * I_{(i,j)}}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n I_{(i,j)}}. \quad (17)$$

Capítulo 3. Desarrollo experimental

Donde C_x : es el centroide ponderado en la coordenada x , C_y : es el centroide ponderado en la coordenada y , $I_{(i,j)}$: es el valor de intensidad del pixel, $X_{(i,j)}$: arreglo de coordenadas x , $Y_{(i,j)}$: arreglo de coordenadas y , $i = 1,2,3,\dots,m$, $j=1,2,3,\dots,n$. En el apéndice B se muestra el programa generado en MATLAB, para calcular el centroide de una mancha dentro de cada cuadrícula.

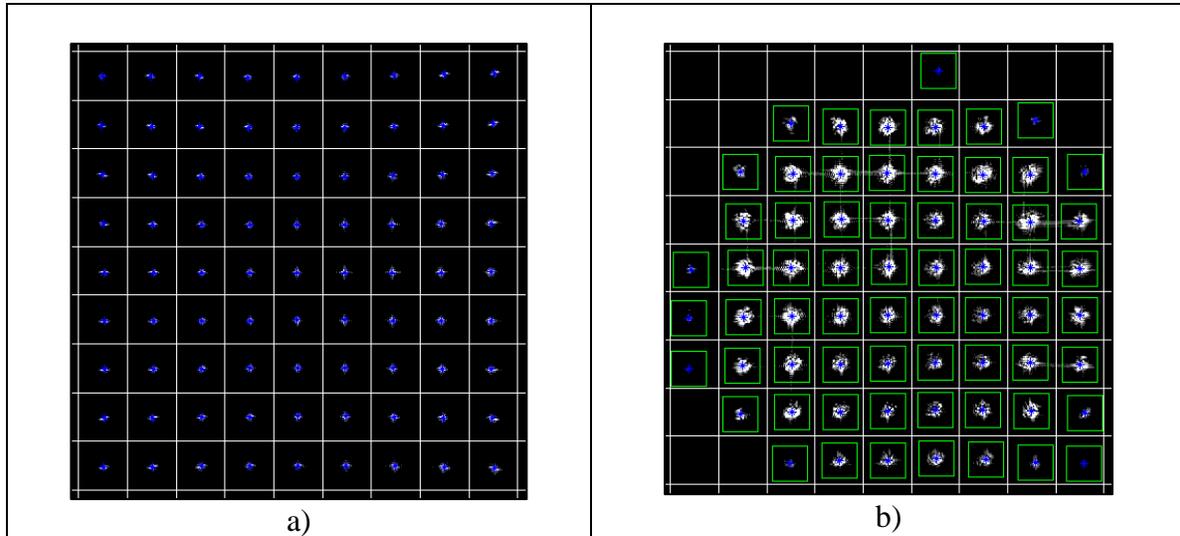


Figura 3.7. Obtención de los centroides, a) centroides de referencia, b) centroides de prueba obtenidos del modelo de ojo.

Una vez obtenidos los centroides ponderados, se debe realizar una correspondencia entre los puntos de referencia y los de prueba. Para hacerlo se desarrolló un algoritmo con el que genera una malla con puntos de intersección no equidistantes, esto permite obtener los centroides de un conjunto de puntos bajo prueba cuando estos no pueden ser obtenidos con una cuadrícula tradicional equidistante. Esto ha permitido una mejoría en el algoritmo para la obtención de centroides evitando el traslape de centroides y realizando una mejor correspondencia.

De la diferencia que existe entre los centroides de puntos de referencia y los de prueba se obtiene la aberración transversal:

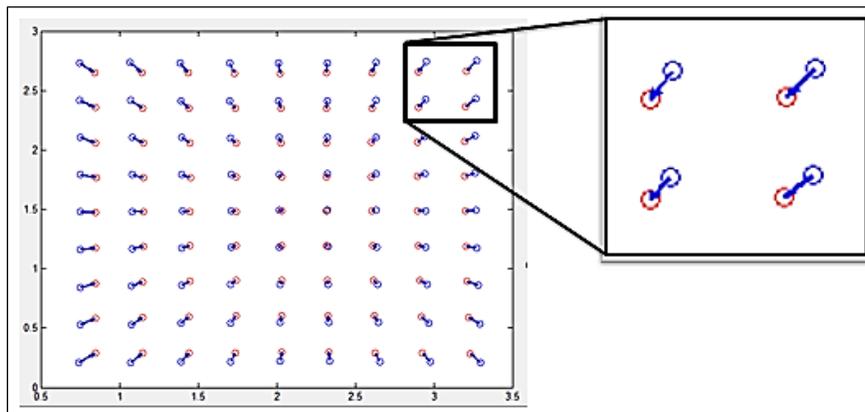


Figura 3.8. Aberración Transversal.

La Aberración Transversal $TA(x, y)$, es proporcional a la pendiente local promedio del frente de onda (ver de la expresión (15)) de Rayces [26]. Para estimar la forma del frente de onda, es necesaria una integración, debido a que se trata de puntos discretos se realiza la integración numérica utilizando el método del trapecio ya que es una forma simple y estable muy utilizada en métodos numéricos y ha permitido recuperar la forma del frente de onda [6].

3.2.3 Integración

Para cualquier punto P de una trayectoria Ψ de puntos sobre una superficie S , el punto P puede ser descrito por el vector de posición $\vec{r} = (x, y, z)$; su diferencial $d\vec{r} = (dx, dy, dz)$; es tangente a la superficie y perpendicular a la normal $\vec{N} = (n_x, n_y, n_z)$ en el punto P.

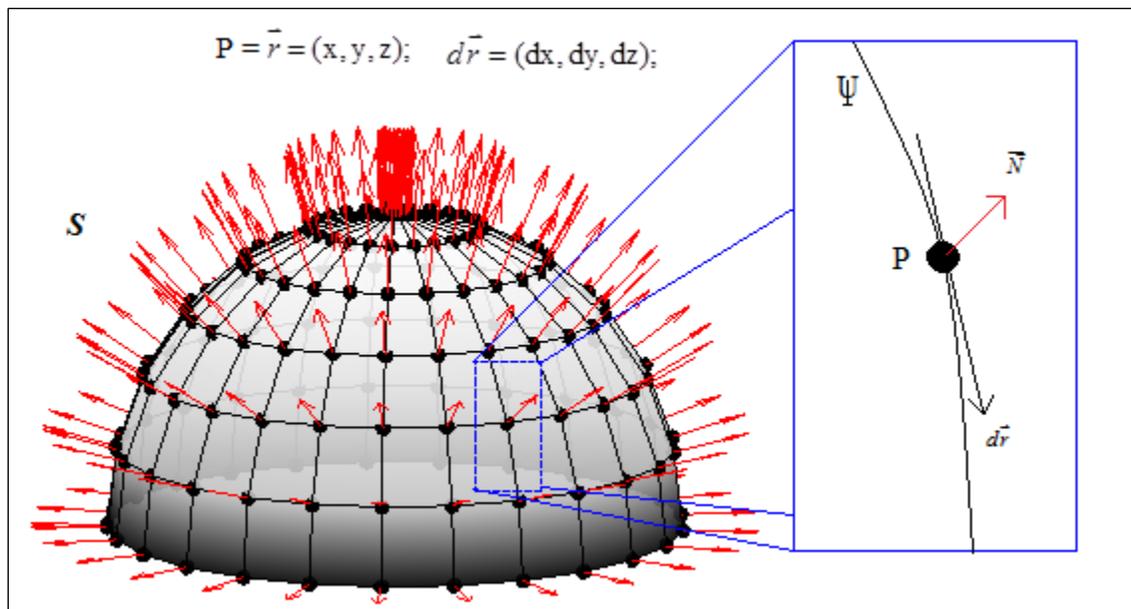


Figura 3.9. Normales de una superficie.

En los sistemas ópticos es común evaluar la aberración del frente de onda en la pupila de salida del sistema respecto de una esfera de referencia ideal. Para el caso de ojos humanos utilizando la prueba de Shack-Hartmann la superficie de referencia es un plano, la aberración del frente de onda resulta de la diferencia del frente de onda medido respecto a un frente de onda de referencia. Además esta aberración sólo depende de las coordenadas (x, y) por lo tanto es posible escribirla como: $z = W(x, y)$ o de manera implícita como:

$$F(x, y, z) = W(x, y) - z = 0; \quad (18)$$

El vector normal al frente de onda:

$$\vec{N} = \nabla F(x, y, z) = \left\langle \frac{\partial W(x, y)}{\partial x} \hat{i}, \frac{\partial W(x, y)}{\partial x} \hat{j}, \hat{k} \right\rangle$$

$$\vec{N} = \left\langle \frac{\Delta x}{f} \hat{i}, \frac{\Delta y}{f} \hat{j}, \hat{k} \right\rangle. \quad (19)$$

Integrando la expresión (15) y aplicando la regla del trapecio:

$$W = W_0 - \sum_{i=1}^k \left[\left(\frac{\Delta x_i + \Delta x_{i+1}}{f} \right) \left(\frac{x_{i+1} - x_i}{2} \right) + \left(\frac{\Delta y_i + \Delta y_{i+1}}{f} \right) \left(\frac{y_{i+1} - y_i}{2} \right) \right] \quad (20)$$

Dónde $W_0=0$, f es la distancia focal del arreglo de microlentes.

La integral es una integral de línea y debe elegirse el camino de integración. En cada iteración para calcular el valor de integración se va acarreado un error, con la finalidad de disminuir dicho error se eligen las trayectorias de integración más cortas. La figura 3.10 muestra las trayectorias elegidas para la integración y así obtener la forma del frente de onda.

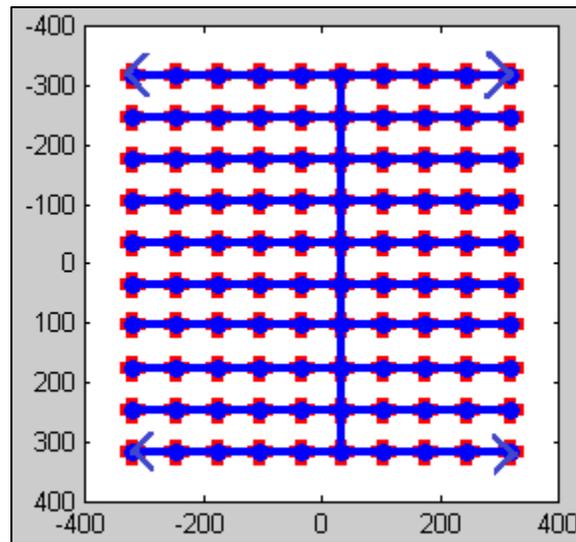


Figura 3.10. Trayectorias de integración.

El error numérico asociado a la regla del trapecio está asociado a la curvatura de la superficie [30, 31], para probar el algoritmo del trapecio se realizó una simulación numérica en el apéndice C, se muestra el resultado.

3.2.4 Ajuste a un polinomio

De la integración se conoce el valor del frente de onda evaluado en cada punto obtenido experimentalmente (x, y, z) , con esa información se pueden unir los puntos conocidos para obtener la forma del frente de onda [6]. Para conocer cada término de aberración que forma el frente de onda los datos de integración son ajustados a un modelo matemático (ver expresiones 13 y 14 del capítulo 2). En nuestro caso se realizó un ajuste polinomial donde los valores (x, y, z) son conocidos, mientras que los coeficientes C , toman el papel de la variable desconocida.

El ajuste permite estimar la superficie de manera continua, además permite conocer el valor de los coeficientes con lo que describe la contribución de cada término de aberración del frente de onda [2, 22].

3.2.4.1 Obtención de los coeficientes de aberración

El resultado del ajuste polinomial es la obtención de los coeficientes, existen diversos métodos de ajuste. Una manera de ajustar los datos es por medio de la forma matricial de acuerdo al conjunto de polinomios (modelo) que se quiere ajustar los datos experimentales, resolviendo el sistema de ecuaciones de la siguiente forma de ahí se obtienen los coeficientes:

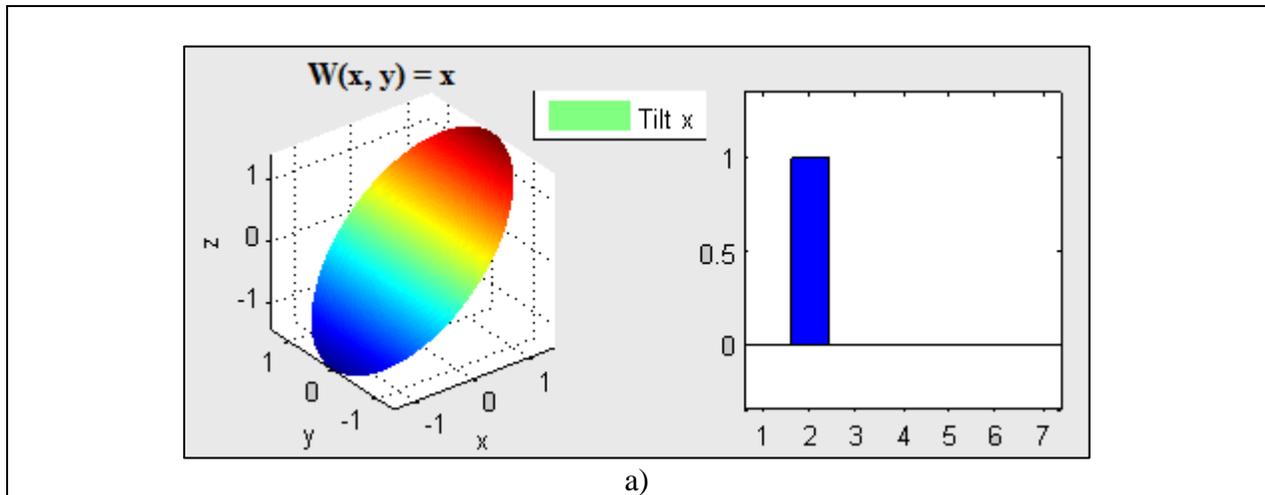
$$C = (M^T M)^{-1} M^T I \quad (21)$$

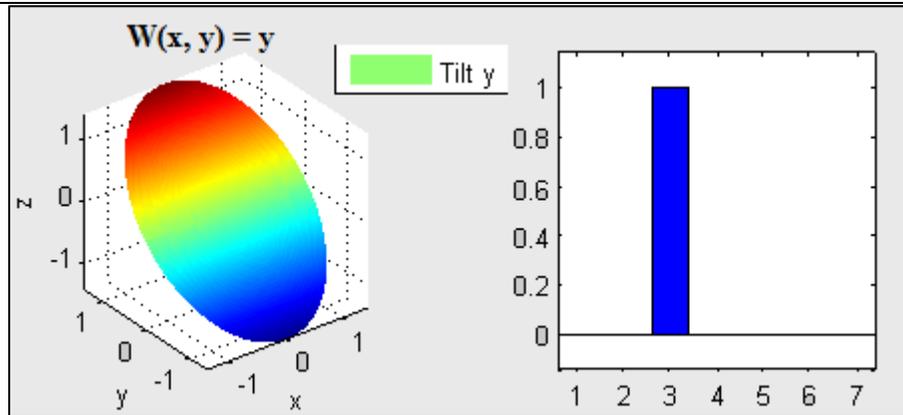
Dónde: C: arreglo de coeficientes, M: matriz del modelo de ajuste, M^T : matriz transpuesta, I: datos de integración.

Matlab implementa esta rutina utilizando el operador **backslash** (`\`). Para el ajuste polinomial y de Seidel se utilizó la paquetería de Matlab con el uso de la función **fittype**.

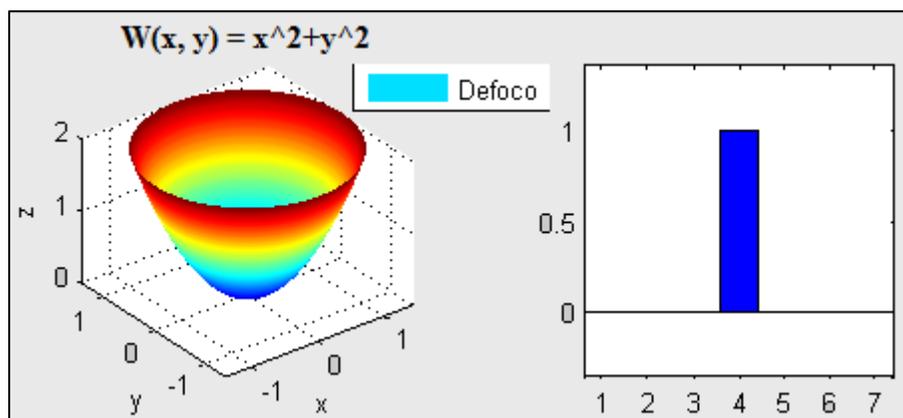
3.2.5 Reconstrucción del frente de onda

Después del ajuste polinomial conociendo los coeficientes se gráfica el resultado de la superficie que forma la aberración de frente de onda, esta superficie describe las aberraciones de acuerdo al polinomio utilizado. La figura 3.11 muestra la gráfica de las superficies utilizando el modelo de Seidel, cuando el coeficiente es 1.

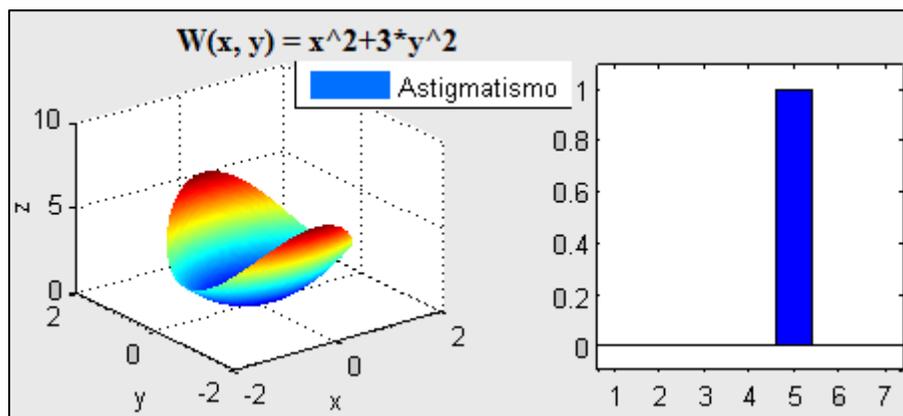




b)



c)



d)

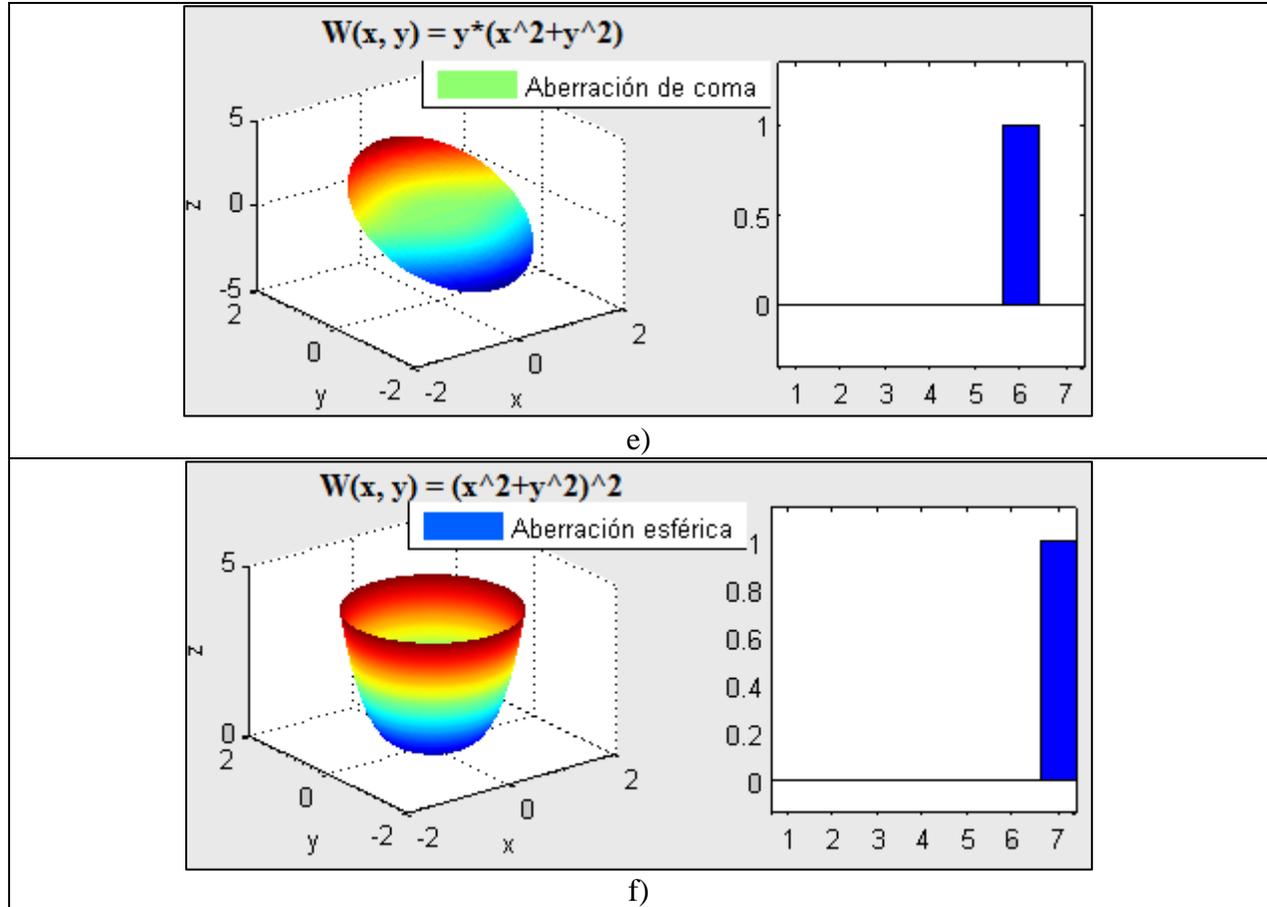


Figura 3.11. Superficies generadas del polinomio de Seidel a) inclinación x, b) inclinación y, c) Desenfocado, d) Astigmatismo, e) Aberración de coma, f) Aberración de esférica. Una gráfica de barras muestra la contribución de cada coeficiente.

Una de las interrogantes que existen es ¿Qué tan bueno es el ajuste? Para responder esta interrogante se debe considerar el error del ajuste, este se calcula como la diferencia entre el valor de integración y el valor de ajuste en cada punto:

$$\Delta Z_r(x, y) = Z_i(x, y) - W(x, y) \quad (22)$$

Dónde ΔZ_r : residuo, Z_i : Valor de Integración, W : Ajuste del modelo.

El índice sse (suma del error cuadrático), es un indicativo de que tan bueno fue el ajuste, el valor esperado es aquel cercano a cero, a medida que este parámetro se aleja de cero el ajuste pierde confianza.

$$sse = \sum_{i=1}^n w_i (Z_i - W_i)^2 \quad (23)$$

Dónde $w = 1/(\sigma_i^2)$, σ : Desviación estándar.

3.3. Evaluación de un modelo de ojo y de ojos humanos

Como se mencionó al principio de este capítulo el experimento se probó en un modelo de ojo, después se adaptó una mentonera para mantener fija la postura de la cabeza y poder evaluar ojos humanos, la figura 3.12 muestra el arreglo experimental, en este arreglo la lente colimadora tiene una distancia focal de 75mm, la longitud del arreglo telescópico es de 225mm, con esta modificación se logró hacer el sistema más compacto (pasando de 70X90cm, a un sistema de 30X40cm, excepto por el láser), el resultado y análisis de las imágenes obtenidas se observa en las figuras 3.14, 3.15 y 3.16.

La fuente del haz de He-Ne, tiene una potencia promedio de 10mW. De acuerdo a la clasificación de los láseres, para la seguridad en la exposición de un ojo humano a la fuente láser, es necesario el uso de un atenuador. La potencia del haz se midió con el uso de un sensor denominado fotómetro modelo 2832C marca Newport, de lo cual se realizaron varias mediciones, a la salida del haz la medida es de 9.5mW, después del atenuador la medida fue 5mW, posteriormente el haz debe atravesar otras componentes, en las cuales va disminuyendo la potencia, la máxima medición de potencia del haz en la pupila de entrada al modelo de ojo fue 1mW, para el ojo humano se utilizó una potencia menor de 0.5mW, el tiempo de exposición sin causar daño debe ser de 0.25 segundos.

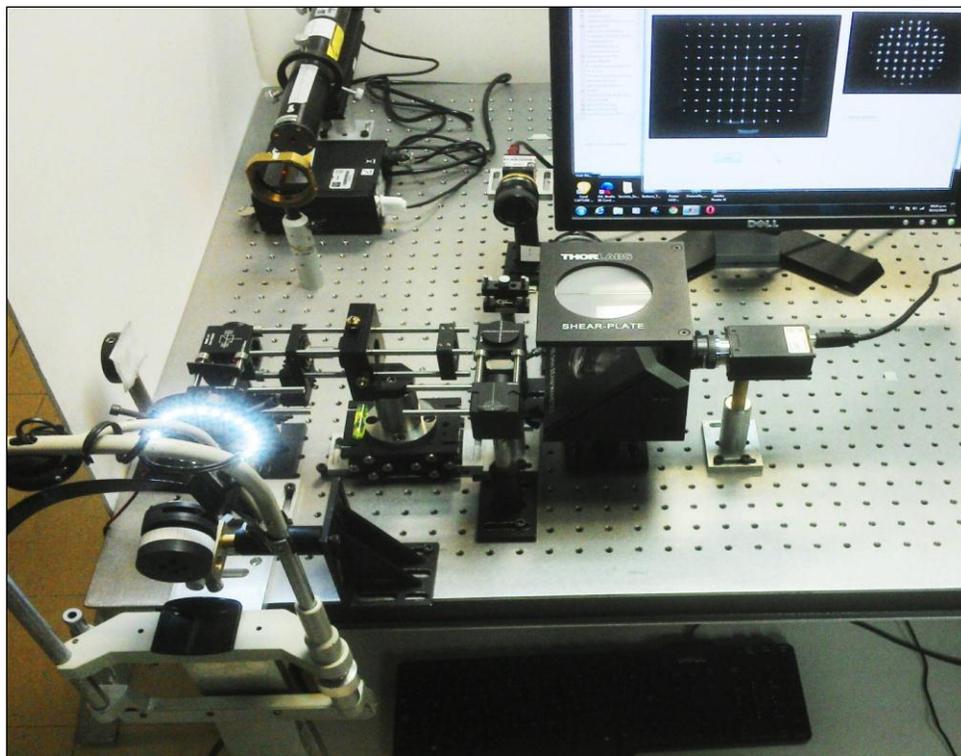


Figura 3.12. Arreglo experimental para probar ojos humanos.

3.4 Desarrollo de la interfaz gráfica de usuario

Para el desarrollo de la interfaz gráfica se utilizó el entorno de desarrollo de Matlab GUIDE, que permite agregar los botones necesarios a la ventana principal y sus correspondientes menús (ver

figura 3.13). En la interfaz gráfica el menú principal cuenta con botones de sub-menú, para buscar y abrir una imagen, editar (convertir a escala de gris, cortar, y umbralizar la imagen), cuenta con botones para iniciar el procesamiento y obtener los centroides, realizar la integración y el ajuste de los datos a un polinomio, se muestra el resultado en un mapa de color, los coeficientes se muestran en un gráfico de barras correspondiente, también cuenta con un botón para inicializar el sistema de adquisición de imagen.

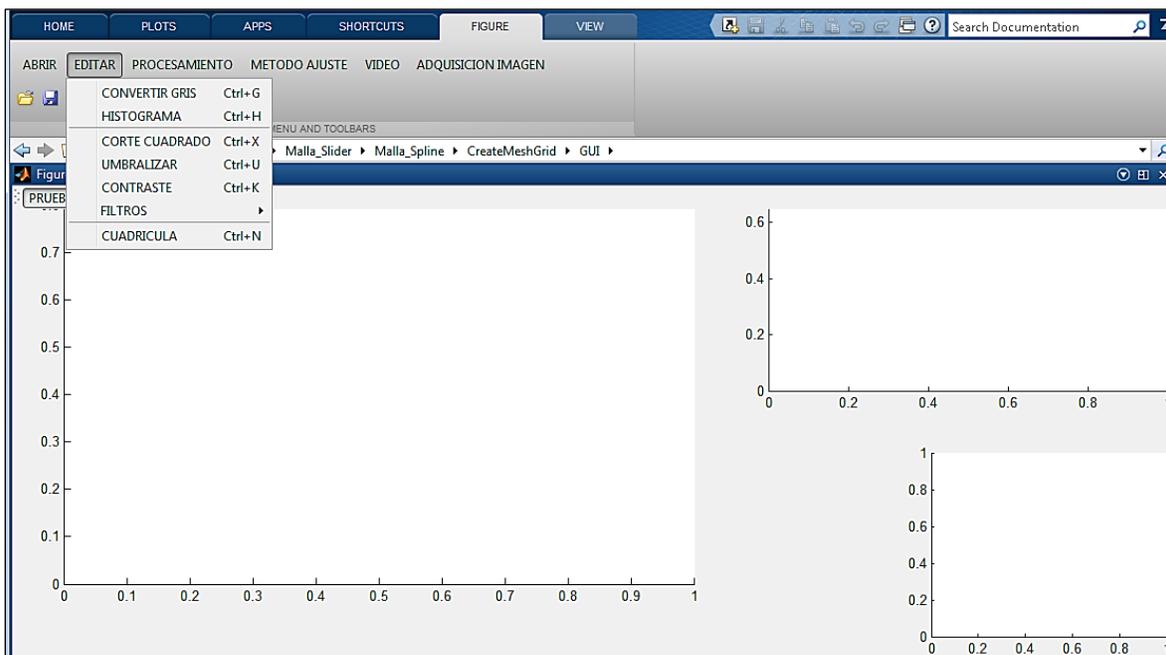


Figura 3. 13. Ventana principal de la interfaz gráfica de usuario, cuenta con tres cuadros de visualización para facilitar el análisis de las imágenes.

3.4.1 Automatización del procesamiento y análisis de las imágenes

Una vez desarrollados los algoritmos utilizados en el arreglo experimental son agregados en cada rutina de la interfaz gráfica. Con el algoritmo para inicializar el sistema de adquisición de vídeo se obtuvieron imágenes experimentales del modelo de ojo en varias posiciones de la pantalla (retina), para tener mayor control del desplazamiento de la pantalla se adaptó el modelo de ojo en una platina que cuenta con un tornillo micrométrico, en las siguientes figuras se muestra el resultado de la evaluación del modelo de ojo en diferentes posiciones de la pantalla considerando que la distancia focal es aproximadamente 22mm, con la finalidad de mostrar los cambios en la evaluación.

De la figura 3.14 el frente de onda diverge; del diagrama de barras, se observa que el coeficiente de desenfoque es -0.0013 , este sobresale de los demás términos, el término de aberración esférica es positivo, mientras que la coma es negativa y el término de astigmatismo es casi cero. En el mapa de residuo se observa una superficie en forma del término de coma en orientación x, lo que indica que en el polinomio de ajuste es necesario incluir el término de coma en dicha orientación.

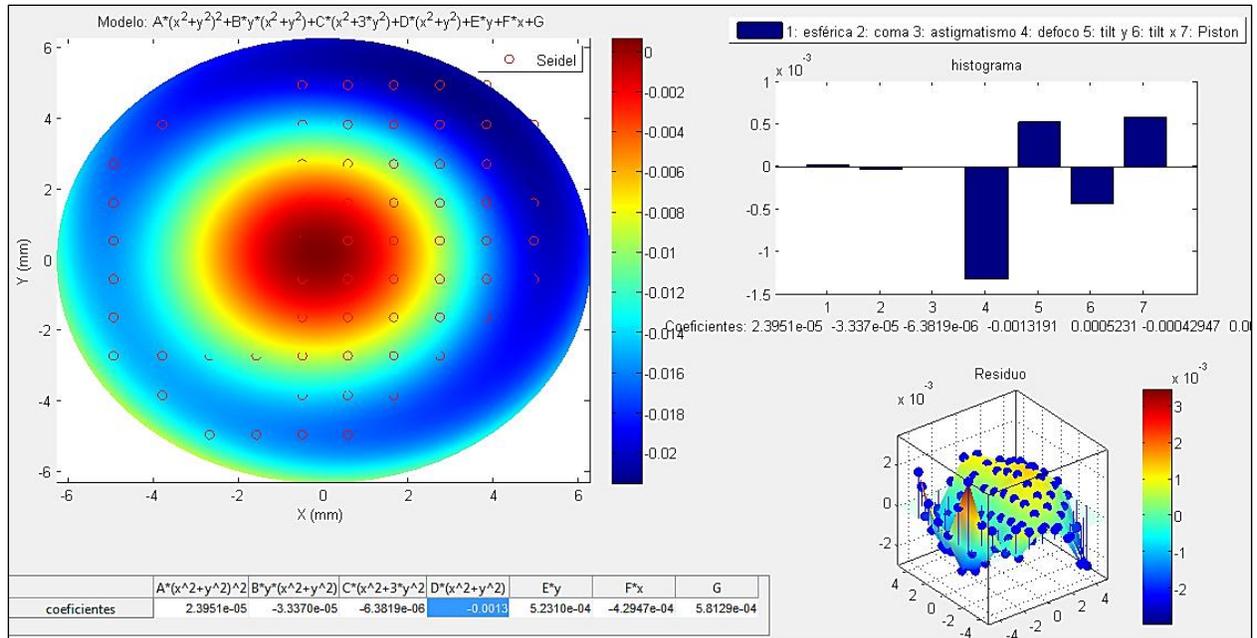


Figura 3.14. Evaluación del modelo de ojo a una posición de la pantalla de 20mm.

De la figura 3.15 el termino de desenfoque es 1.21×10^{-4} , es menor que el de la figura 3.14, se observa que el termino de aberración esférica es positivo, en el gráfico de barras se observa que sobresale la inclinación en x y el termino de pistón, estos términos se deben a la desalineación del sistema de las componentes ópticas y mecánicas, así como al primer punto de integración respectivamente.

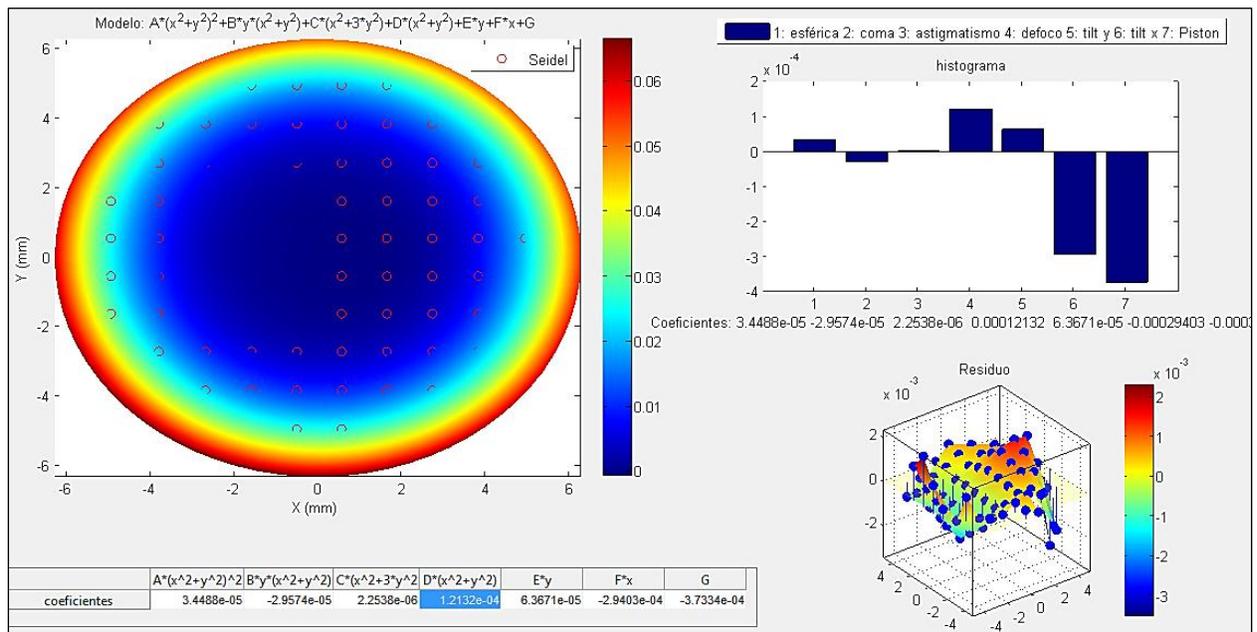


Figura 3.15. Evaluación del modelo de ojo a una posición de la pantalla aproximada de 22mm.

Capítulo 3. Desarrollo experimental

De la figura 3.16 se observa que el término de desenfoque es positivo lo que indica que el frente de onda converge como se muestra en el mapa de la figura, el término de aberración esférica es positivo, mientras que los términos de coma y astigmatismo han permanecido con poca variación, en este caso el término de pistón sobresale, este término se debe al punto inicial elegido para realizar la integración.

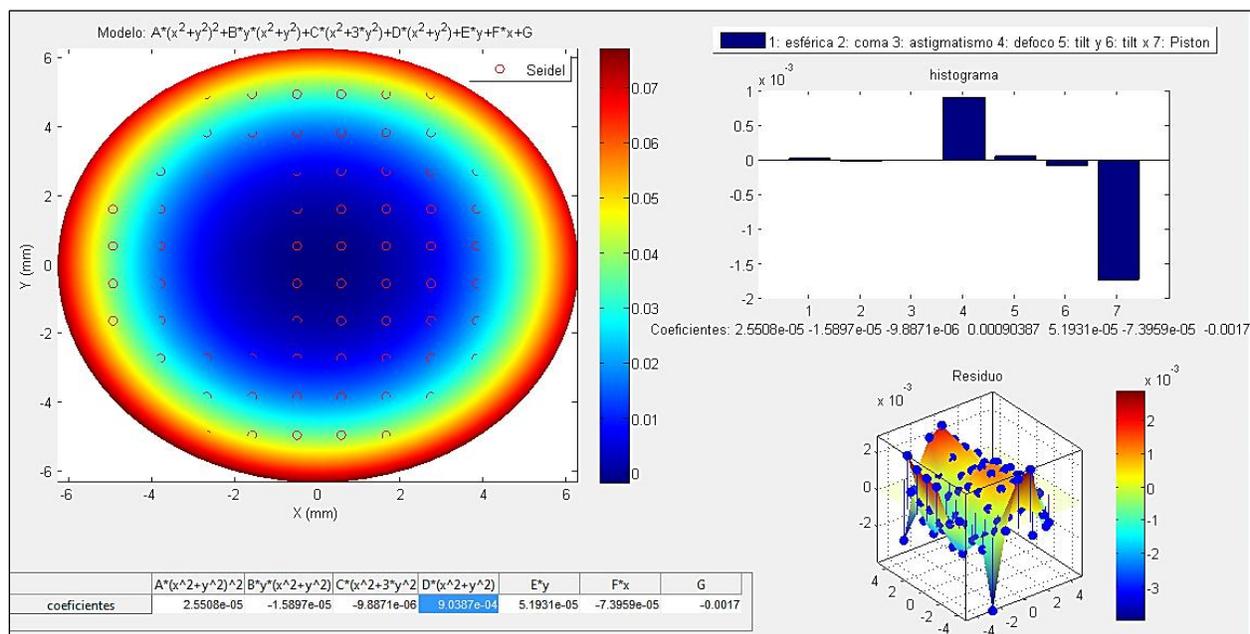


Figura 3.16. Evaluación del modelo de ojo a una posición de la pantalla aproximada de 22.50mm.

Hasta aquí, de este análisis podemos observar que el término de desenfoque ha cambiado el valor del coeficiente, este cambio se debe al desplazamiento axial de la pantalla del modelo de ojo. En este caso el cambio de la aberración esférica es mínimo, este término puede tomar importancia cuando se quiere adaptar lentes intraoculares en ojos humanos. En el modelo de ojo la aberración de coma es mínima, el astigmatismo es cercano a cero por tanto no se ve afectado el sistema por este término. En las figuras 3.14, 3.15, 3.16, se graficó la superficie del frente de onda y el valor de integración, en los mapas se observa que algunos puntos no aparecen sobre la superficie ajustada esto se debe a el error del ajuste (residuo) y que el modelo de Seidel está limitado en términos de aberración. Aun así para el modelo de ojo el polinomio de Seidel resulta una buena aproximación.

Como se observó en el modelo de ojo el término de astigmatismo es cercano a cero y hemos hecho la suposición que el polinomio de Seidel tiene buen comportamiento.

Para el caso del ojo humano se deben tener más consideraciones, el cual, por ser un sistema biológico, presenta cambios dinámicos interesantes. Por ejemplo la acomodación del cristalino lo que introduce cambios en el frente de onda y es una de las motivaciones principales por la cual se interesa el autor de esta tesis. El astigmatismo corneal también introduce cambios en la forma del frente de onda. Aquí surge una pregunta: ¿Cómo se comporta el modelo de Seidel en presencia de astigmatismo?

Capítulo 3. Desarrollo experimental

Para responder esta pregunta se adaptó al modelo de ojo una superficie óptica de curvatura esfero-cilíndrica para simular astigmatismo corneal; la siguiente figura muestra el cambio en la posición de los puntos obtenidos con el sensor de Shack-Hartmann:

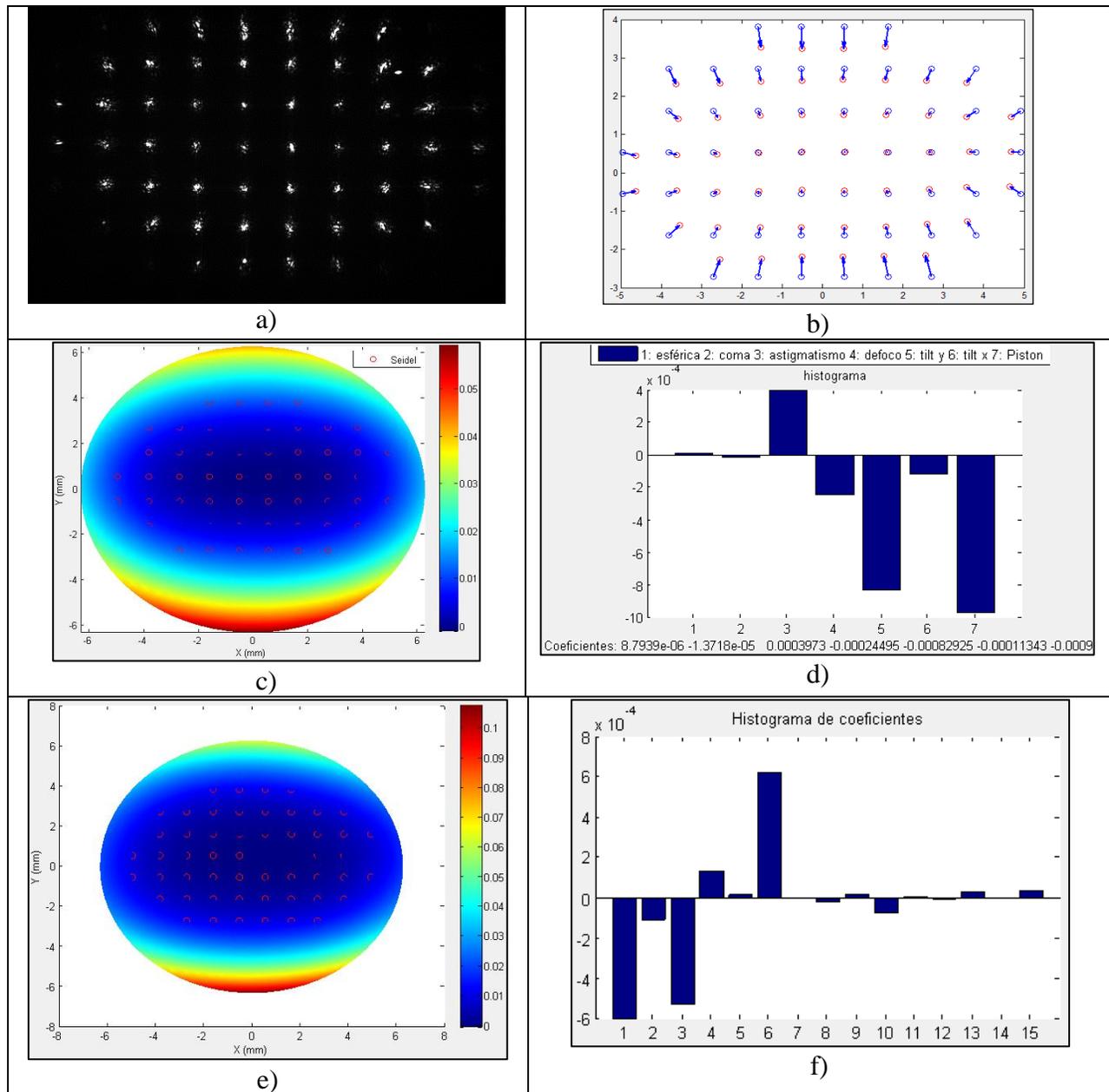


Figura 3.17. a) Arreglo de puntos bajo prueba con orientación de la superficie esféro-cilíndrica de 0°, b) Aberraciones transversales, c) ajuste modelo Seidel, d) coeficientes del modelo de Seidel, e) Ajuste polinomial, f) coeficientes del ajuste polinomial.

Tabla 4. Coeficientes del ajuste de Seidel.

$A*(x^2+y^2)^2$	$B*y*(x^2+y^2)$	$C*(x^2+3*y^2)$	$D*(x^2+y^2)$	$E*y$	$F*x$	G
8.7939e-06	-1.3718e-05	3.9730e-04	-2.4495e-04	-8.2925e-04	-1.1343e-04	-9.6472e-04

Tabla 5. Coeficientes del ajuste polinomial.

p00	p10*x	p01*y	p20*x^2	p11*x*y	p02*y^2	p30*x^3	
-5.9922e-04	-1.0546e-04	-5.2597e-04	1.3331e-04	1.6289e-05	6.2498e-04	-2.4779e-06	
p21*x^2*y	p12*x*y^2	p03*y^3	p40*x^4	p31*x^3*y	p22*x^2*y^2	p13*x*y^3	p04*y^4
-1.4810e-05	1.8865e-05	-7.1473e-05	9.0591e-06	-3.3901e-06	3.1128e-05	-8.8592e-07	3.9297e-05

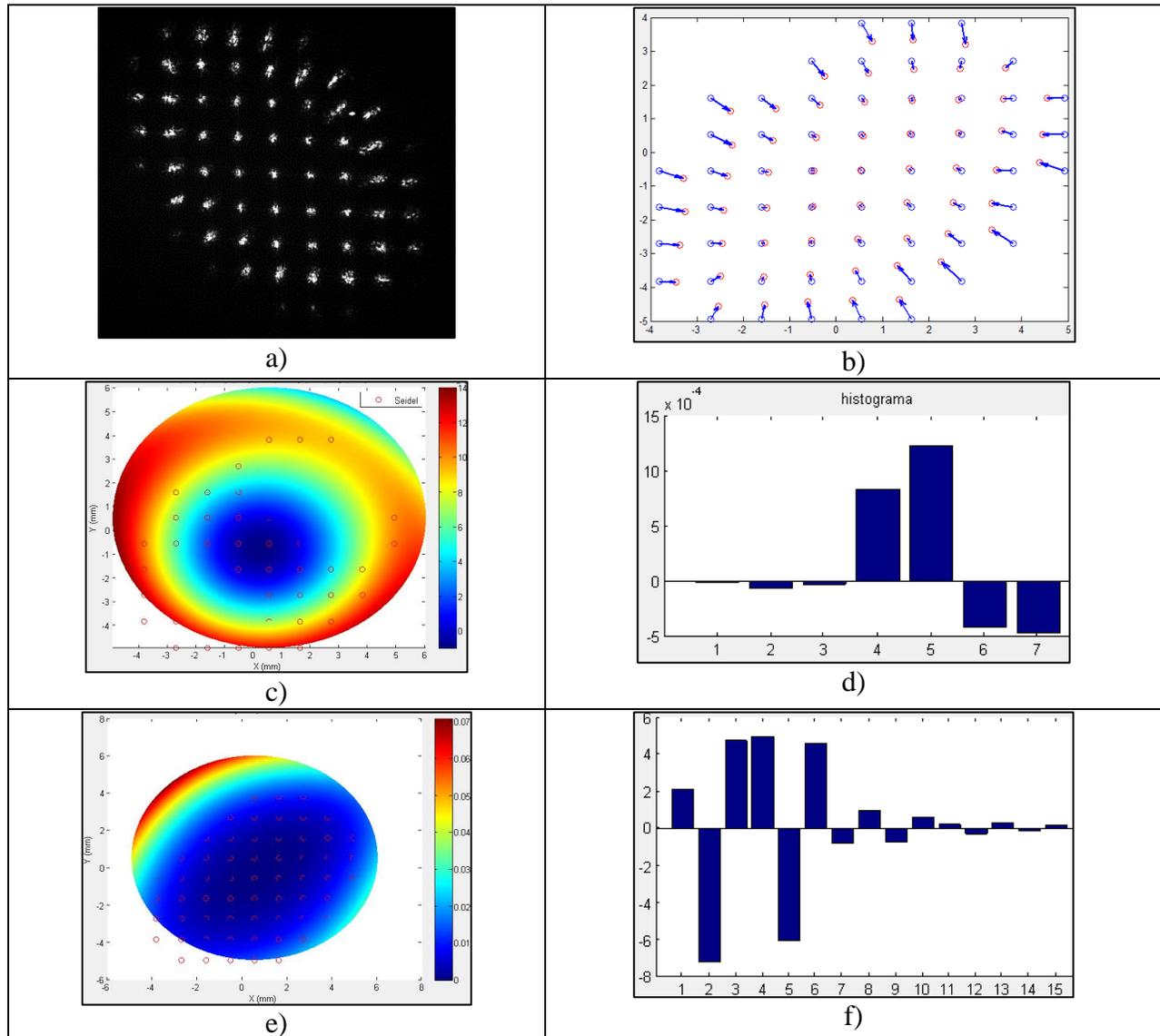


Figura 3.18. a) arreglo de puntos bajo prueba con orientación de la superficie esféro-cilindrica aproximado de 45°, b) ajuste modelo Seidel, c) coeficientes Seidel, d) Ajuste polinomial 2° grado, e) coeficientes del ajuste polinomial.

Tabla 6: coeficientes del ajuste con el modelo de Seidel

$A*(x^2+y^2)^2$	$B*y*(x^2+y^2)$	$C*(x^2+3*y^2)$	$D*(x^2+y^2)$	$E*y$	$F*x$	G
-1.2157e-05	-6.2329e-05	-2.3926e-05	8.3673e-04	0.0012	-4.0817e-04	-4.6089e-04

Capítulo 3. Desarrollo experimental

Tabla 7: coeficientes del ajuste polinomial.

p00	p10*x	p01*y	p20*x^2	p11*x*y	p02*y^2	p30*x^3	
2.1020e-04	-7.1894e-04	4.7408e-04	4.9659e-04	-6.0632e-04	4.6111e-04	-7.8534e-05	
p21*x^2*y	p12*x*y^2	p03*y^3	p40*x^4	p31*x^3*y	p22*x^2*y^2	p13*x*y^3	p04*y^4
9.5499e-05	-7.5624e-05	6.1826e-05	2.2163e-05	-2.8234e-05	3.2322e-05	-1.2222e-05	1.8983e-05

Posteriormente con el arreglo experimental (figura 3.12) se evaluó un ojo derecho (OD). De la evaluación de un ojo humano se observa lo siguiente: la figura 3.19 muestra en a) los puntos obtenidos del ojo derecho (OD) ya eliminado el ruido de fondo, b) muestra las aberraciones transversales, c), d) muestra el ajuste con el modelo de Seidel, así como los coeficientes correspondientes, e), ajuste a un modelo polinomial de 4to grado se eligió este modelo debido a que tiene más términos; en f) coeficientes correspondientes. En las tablas 8 y 9, se muestra el valor del coeficiente obtenido en el ajuste.

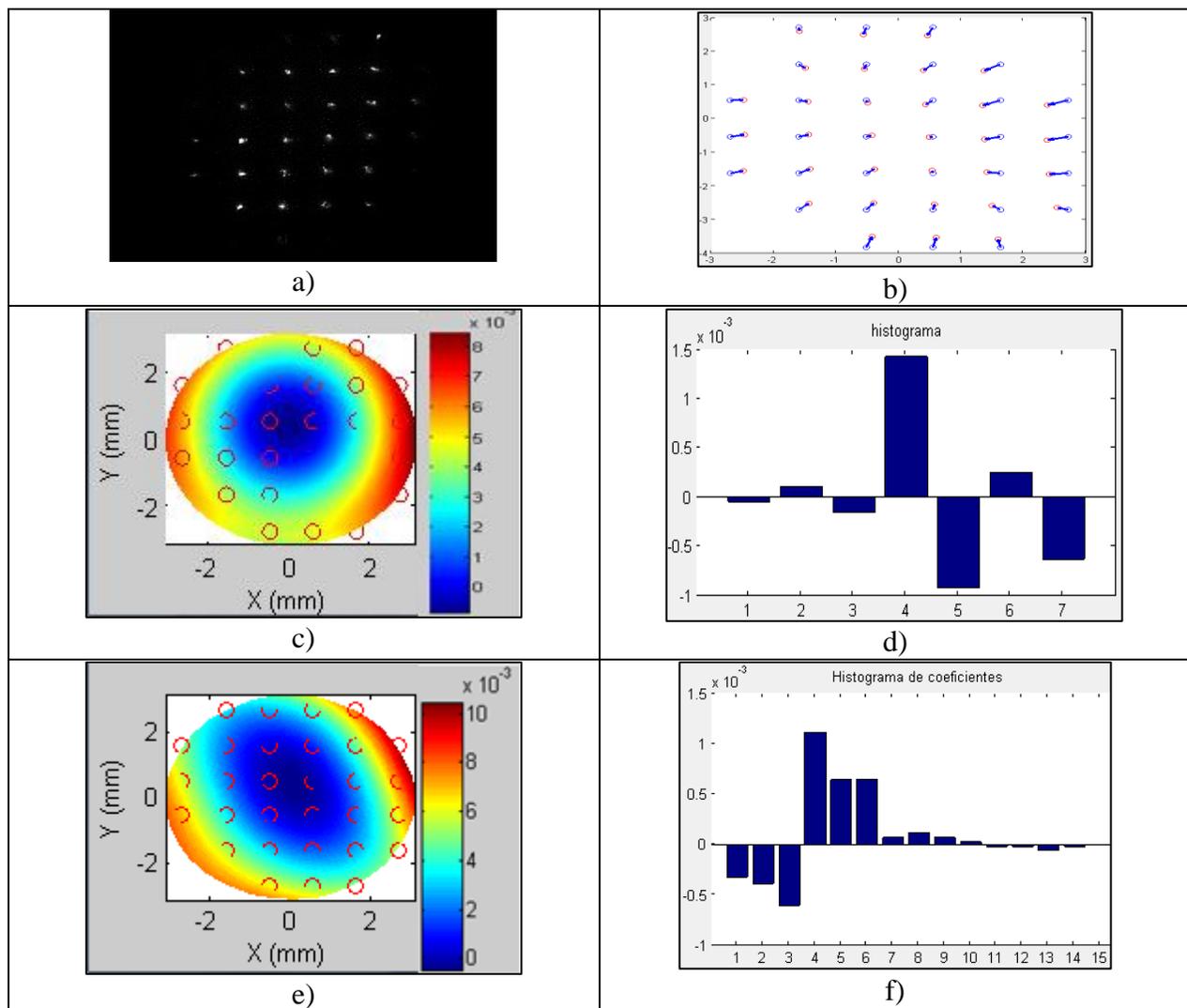


Figura 3.19. Evaluación OD, a) manchas obtenidas con el SSH, b) aberraciones transversales, c) ajuste Seidel, d) coeficientes, e) ajuste polinomial 4°, f) coeficientes del ajuste polinomial 4°.

Capítulo 3. Desarrollo experimental

De la figura 3.17 se puede observar que el modelo de Seidel y el modelo polinomial se ajustan muy bien a los datos cuando la orientación del astigmatismo es 0°. Por otra parte la figura 3.18 anterior se puede observar que los dos ajustes muestran un mapa diferente, mientras que en el mapa de color del modelo de Seidel y su gráfico de barras no es clara la contribución de astigmatismo esto se debe a que el modelo utilizado sólo contiene el termino de astigmatismo en orientación de y; mientras el mapa del modelo polinomial (suma de monomios) en el e) muestran una clara manifestación de astigmatismo, como se mostró existe una diferencia en las figura 3.17 respecto a la figura 3.18.

Para el caso de la evaluación de un ojo humano figura 3.19 se observa que el polinomio de 4to grado se ajusta mejor a los datos esto es debido a que como se utilizó un mayor número de monomios para el ajuste, por tanto se observa un mapa con más detalles, que el caso del modelo de Seidel ver figura 3.19 c), e). Se debe tener cuidado cuando se toman más términos del ajuste polinomial, debido a que este tipo de polinomios no son ortogonales, también se debe considerar que este polinomio puede estar sobrestimando el resultado del ajuste.

Para obtener resultados más confiables se debe aumentar el número de puntos en la evaluación, se puede lograr modificando el arreglo de microlentes, otra opción sería extrapolación de los centroides o como lo sugiere el asesor de esta tesis un corrimiento de puntos.

Tabla 8: coeficientes del ajuste con el modelo de Seidel.

$A*(x^2+y^2)^2$	$B*y*(x^2+y^2)$	$C*(x^2+3*y^2)$	$D*(x^2+y^2)$	$E*y$	$F*x$	G
-4.2914e-05	1.0850e-04	-1.5562e-04	0.0014	-9.1848e-04	2.4853e-04	-6.3168e-04

Tabla 9: coeficientes del ajuste polinomial hasta 4°.

$p00$	$p10*x$	$p01*y$	$p20*x^2$	$p11*x*y$	$p02*y^2$	$p30*x^3$	
-3.2456e-04	-3.8819e-04	-6.0616e-04	0.0011	6.4001e-04	6.4703e-04	6.7501e-05	
$p21*x^2*y$	$p12*x*y^2$	$p03*y^3$	$p40*x^4$	$p31*x^3*y$	$p22*x^2*y^2$	$p13*x*y^3$	$p04*y^4$
1.1103e-04	7.1398e-05	2.7209e-05	-2.0697e-05	-2.0706e-05	-5.8237e-05	-2.2092e-05	7.1763e-07

Hasta aquí se ha mostrado el resultado obtenido con el sensor de frente de onda, la manera como se fue desarrollando el trabajo, el desarrollo de los algoritmos utilizados en la interfaz gráfica de usuario; la evaluación de los patrones de Hartmann obtenidos de un modelo de ojo en el experimento así como algunas observaciones.

El siguiente capítulo trata las conclusiones a las que se ha llegado en este trabajo.

Posteriormente se muestran las referencias más relevantes utilizadas para desarrollar este trabajo, y finalmente los anexos.

Conclusiones

Se realizó el montaje experimental de un aberrómetro ocular con sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann, del primer arreglo experimental y la evaluación se logró hacer un sistema más compacto utilizando los mismos elementos ópticos (pasando de un sistema propuesto [6, 7] de 70X90cm, a un sistema de 30X40cm, excepto por el láser).

Se desarrolló un algoritmo computacional para obtener los centroides del patrón de manchas luminosas (patrón de Hartmann) conocido como patrón de referencia.

Para las imágenes experimentales de donde se obtiene los patrones de Hartmann bajo prueba se desarrolló un algoritmo computacional con la que se genera una malla (mesh-grid) no equidistante, mostrando buen resultado para obtener los centroides cuando el área de evaluación no es semejante con esto también se logró realizar una mejor correspondencia de los puntos. Aun así el algoritmo se puede mejorar con una malla deformable.

Para la integración se implementó la rutina usando la regla del trapecio, el algoritmo fue optimizado para realizar la evaluación aun cuando no se tiene puntos en las trayectorias elegidas para la integración, dicho algoritmo aún se puede mejorar si en lugar de seguir la trayectoria propuesta este tiene la capacidad de ser adaptativo para que elija otro punto (cercano al que no puede evaluar), así se reduce el error del valor de integración en los puntos contiguos posteriores pues dichos puntos de evaluación dependen del valor anterior en la trayectoria de integración. En el apéndice C, se muestra una simulación donde se probó la rutina de integración.

El ajuste se probó usando el modelo que describe las aberraciones clásicas de Seidel y el modelo conocido como suma de monomios, para los datos obtenidos en el modelo de ojo el polinomio de aberraciones de Seidel funciona bien, pero es importante mencionar que el modelo de Seidel utilizado solo considera términos en orientación de un plano en y , esto supone simetría de rotación, en la práctica con un ojo real no es cierto y no es suficiente. Se debe probar el ajuste con polinomios de Zernike, aunque los polinomios de Zernike no fueron tratados en este trabajo se sabe que pueden ofrecer un mejor ajuste y son usados en equipos comerciales; no son los únicos polinomios que se pueden usar y en principio se puede probar otro tipo de polinomios. En este trabajo se realizó el ajuste polinomial con términos de 2do, 4to grado, donde cada monomio de la serie representa una superficie; éstos permiten describir más términos que el modelo de Seidel. Es necesario continuar evaluando el resultado de estos polinomios, para conocer bajo qué condiciones no son apropiados e incluso proponer polinomios más adecuados a las aberraciones de ojos humanos reales, a partir de los resultados experimentales.

Se desarrolló una interfaz gráfica de usuario que contiene en el menú principal botones a los que se les agrego las rutinas de los algoritmos desarrollados en las diferentes etapas del trabajo, se

Capítulo 4. Conclusiones

mostró que dichos algoritmos son útiles para la evaluación de los patrones de Hartmann obtenidos con el aberrómetro.

Del arreglo experimental y las imágenes obtenidas, se necesita desarrollar algoritmos que permitan conocer el correcto centramiento del ojo frente al instrumento, esto se puede lograr con un sistema de vídeo denominado vídeo eye-traker; una vez que se conoce el correcto centramiento un actuador permite el paso del haz de luz, esto permitirá disminuir errores debidos a la desalineación en la obtención de las imágenes bajo prueba.

Se muestra que con los algoritmos y rutinas implementadas en la Interfaz Gráfica de Usuario, se puede evaluar el modelo de ojo y de ojos humanos.

De manera adicional se mencionan los logros alcanzados con este proyecto:

- Previamente al desarrollo de esta tesis se presentó parte del trabajo denominado “Calibración de un Sensor Shack-Hartmann (SSH) con un interferómetro de difracción por punto (IDP) para medir la función de aberración del ojo humano”. Donde se obtuvo el primer lugar en el concurso de ponencias de área de físico-matemáticas. Durante el 1er congreso de Tecnología realizado del 22-24 jun 2011. En la Facultad de Estudios Superiores Cuautitlán.
- Este trabajo de tesis, se presentó el trabajo en el Congreso Nacional de Física realizado en Mazatlán Sinaloa Octubre 2014.

REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Susana Marcos, Sergio Barbero, Lourdes Llorente, and Jesús Merayo-Llodes. “*Optical Response to LASIK Surgery for Myopia from Total and Corneal Aberration Measurements*”. Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. (2001) vol. **42** no. 13 3349-3356.
- [2]. Junzhong Liang, Bernhard Grimm, Stefan Goelz, and Josef F. Bille, "Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann–Shack wave-front sensor," J. Opt. Soc. Am. A **11**, pp. 1949-1957 (1994).
- [3]. Ben C. Platt, Roland Shack. “History and Principles of Shack-Hartmann Wavefront Sensing”. Journal of Refractive Surgery **17**. (2001).
- [4]. Malacara Daniel. *Optical Shop Testing*. Third Edition, (2007). Hoboken New Jersey USA; pp: 361-394.
- [5]. Grosvenor T. *Optometría de atención primaria*. Ed: MASSON (2004). Escuela Universitaria de Óptica y Optometría, Universidad Politécnica de Cataluña España.
- [6]. Concha Santos Karina, *Desarrollo de un sensor Shack-Hartmann para la medición de aberraciones en ojos humanos*. Maestría en Física Médica. Asesor: José Rufino Díaz Uribe. Posgrado en Ciencias Físicas, UNAM. Presentada el 6 de julio de 2007. México, D.F.
- [7].García. F. P, Díaz. U .J “Implementación en paralelo de un Interferómetro de Difracción por Punto (IDP) y de un Sensor Shack-Hartmann (SSH) para probar simultáneamente un Sistema Óptico”. Memorias de la Reunión Anual de Óptica (RAO) Puebla (2010).
- [8]. Dai, Guang-ming. *Wavefront Optics for Vision Correction*. SPIE Press, (2008). Bellingham, Washington USA.
- [9]. García González R, López Valle Y. *Procesos de la visión fundamentos morfofisiológicos*. Facultad de Estudios Superiores Iztacala. Universidad Nacional Autónoma de México. Iztacala Estado de México. (2013).
- [10]. Atchison, David A. “Recent advances in measurement of monochromatic aberrations of human eyes”. Clinical and Experimental Optometry. **88**. 1444-0938. (2005). Provider: John Wiley & Sons, Ltd.
- [11]. Imagen obtenida 10-Oct-2014 de:
http://www.meajo.org/articles/2012/19/2/images/MiddleEastAfrJOphthalmol_2012_19_2_251_95266_f1.jpg

Referencias y bibliografía

- [12]. Imagen obtenida 11-Nov-2014 de:
<http://www.qvision.es/blogs/javier-martinez/files/2012/04/neovasos.jpg>
- [13]. Paul L. Kauffman. Albert Alm. *Adler Fisiología del Ojo: aplicación clínica*. Editorial: Elsevier. Edición 10. Madrid España (2004).
- [14]. Amílcar J. Estrada M. *Diseño y construcción de un videoqueratómetro portátil para uso con lactantes*. Tesis de Maestría en Ciencias (Física Medica); asesor José Rufino Díaz Uribe. UNAM (2010).
- [15]. *Manual de usuario topógrafo corneal SIRIUS*. SCHWIND Eye-Tech-Solutions, pp 73-78, 114,126.
- [16]. Malacara, Daniel. *Óptica básica*. 2da edición. Fondo de Cultura Económica. (2004).
- [17]. M. Martínez Corral, Walter D. Furlan, Amparo Pons, Genaro Saavedra. *Instrumentos Ópticos y Optométricos. Teoría y prácticas*. Universidad de Valencia España (1998). Pag 335-338.
- [18]. Micheael Kaschke, Karl-Heinz Donnerhacke, Michael Stefan Rill. *Optical Devices in Ophthalmology and Optometry: Technology, Design Principles and Clinical Applications*. Editorial: WILEY-VCH. (2014). Weinheim, Germany. pp: 34-44.
- [19]. David Sliney, Danielle Aron-Rosa, Francois DeLori, Franz Fankhauser, Robert Landry, Martin Mainster, John Marshall, Bernard Rassow, Bruce Stuck, Stephen Trokel, Teresa Motz West, and Michael Wolffe. "Adjustment of guidelines for exposure of the eye to optical radiation from ocular instruments: statement from a task group of the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP)". *Appl. Opt.* **44**, 2162-2176 (2005).
- [20]. Obtenido 20-Febrero-2015 de:
https://de35614tocdyu.cloudfront.net/pdf/Z136_1_s.pdf
- [22]. Mejía Barbosa, Yobani. "El frente de onda y su representación con polinomios de Zernike". *Ciencia & Tecnología para la Salud Visual y Ocular*. **9**, n. 2, p. 145-166.
- [23]. Howard C. Howland and Bradford Howland, "A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye". *J. Opt. Soc. Am.* **67**, 1508-1518 (1977).
- [24]. Obtenido 12-Nov-2014 de:
<http://www.alconcirugia.es/Allegro-Analyzer.aspx>
- [25]. Obtenido 12-Nov-2014 de
<http://www.traceytechnologies.com>

Referencias y bibliografía

[26]. Rayces, J.L. "Exact Relation between Wave Aberration and Ray Aberration". Journal of Modern Optics **11**:2, 85-88 (1964).

[27]. Obtenido 10 Septiembre de 2014 de:
[http://www.meditec.zeiss.com/88256DE3007B916B/0/D136F9A3316BA95F882571B1005DED3E/\\$file/wasca_en.pdf](http://www.meditec.zeiss.com/88256DE3007B916B/0/D136F9A3316BA95F882571B1005DED3E/$file/wasca_en.pdf)

[28]. Larry N. Thibos. Bloomington, Raymond A. Applegate, Susana Marcos. "Aberrometry: The Past, Present, and Future of Optometry". Vol. 80, No. 1, PP. 1-2 Optometry and Vision Science. 2003.

[29]. Obtenido 14 Nov 2015 de:
https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=2970

[30]. Huerta Carranza O. La Ecuación de la Forma de la Superficie y Generalización de las Ecuaciones de Rayces. Tesis de Física 2014, asesor: Dr. José Rufino Díaz U.

[31]. Vladimirovna Panteleeva Olga. González Cardel Mario F. *Métodos numéricos*. UNITEC. Primera edición. México D.F (2002).

[32]. Pineda Vázquez D. Díaz Uribe R. Evaluación de la distorsión de una lente. XXVI Reunión Anual de óptica (RAO). Hermosillo Sonora (2013).

Apéndice A. Corrección por distorsión de la lente de la cámara

Para obtener las manchas luminosas formadas por el arreglo de microlentes, utilizamos una cámara formada por un sensor CCD y una lente, es necesario conocer en el sistema de detección la distorsión propia en la lente de la cámara. La distorsión se debe a que la amplificación transversal (M_T) en un sistema óptico no se mantiene constante para puntos objetos fuera del eje óptico, y con la finalidad de disminuir los errores en la evaluación de las imágenes experimentales es necesario conocer y corregir los centroides de los puntos por distorsión.

En la siguiente figura se muestra en un diagrama de un sistema óptico, la relación de un objeto con su imagen y la relación que tiene con la amplificación transversal.

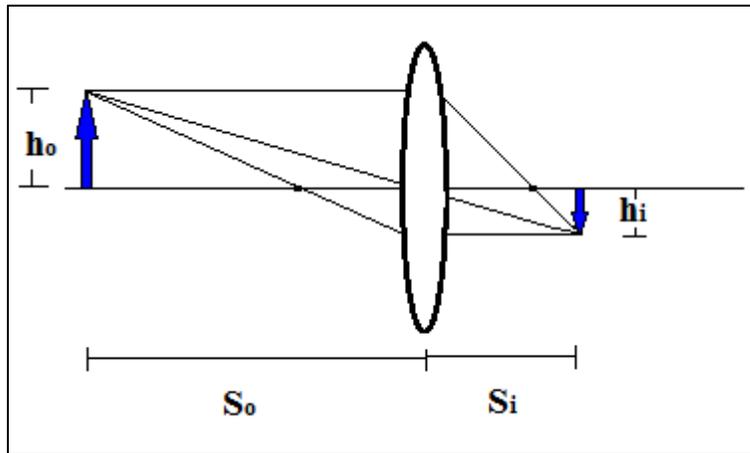


Figura A.1. Relación de la altura de un objeto y la altura de su imagen, formada por un sistema óptico simple.

En términos de la aproximación paraxial se supone que la amplificación transversal (M_T) se considera constante, se calcula de la siguiente manera [6]:

$$M_T = -\frac{S_i}{S_o} = \frac{h_i}{h_o} \quad (\text{A.1})$$

Dónde S_i : distancia imagen, S_o : distancia objeto, h_i : altura imagen, h_o : altura del objeto

En un sistema óptico real la amplificación transversal puede no ser constante, para corregir la distorsión se utiliza la siguiente expresión [29]:

$$\rho_o = \frac{\rho_d}{M_T} + \frac{e}{M_T^4} \rho_d^3 \quad (\text{A.2})$$

Dónde ρ_o : representa la coordenada radial del objeto corregido por distorsión ρ_d : coordenada radial del objeto medido experimentalmente, e: es el coeficiente de distorsión.

De la ecuación A.2 se puede obtener la amplificación transversal (M_T).

Para conocer y corregir distorsión de la lente de la cámara se utiliza un patrón de puntos conocidos considerado como el patrón de referencia para la calibración, la posición de los puntos

Apéndice A. Corrección por distorsión de la lente de la cámara

de la placa se midió en el laboratorio de Metrología del CCADET UNAM, se conocen sus coordenadas con una incertidumbre de $\pm 0.001\text{mm}$ [30].

La placa es colocada a la distancia del plano objeto de detección del experimento, para nuestro caso a la distancia del plano imagen del arreglo de microlentes.

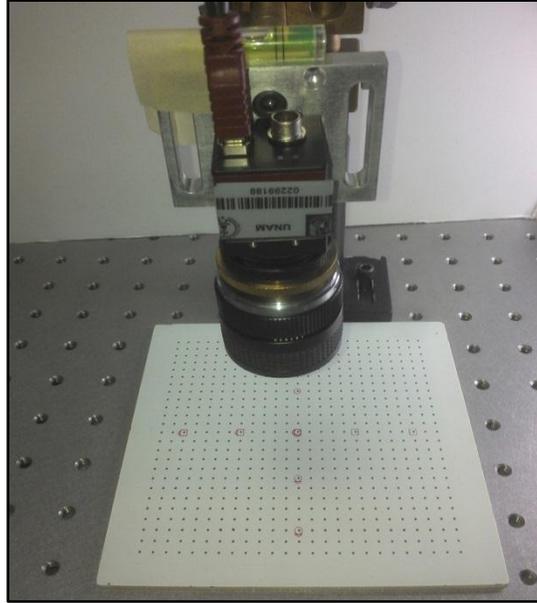


Figura A.2. Montaje experimental para obtener la imagen de la placa de puntos conocidos.

Una vez obtenida la imagen formada por los puntos objeto de la placa se realizó un procesamiento de la imagen para eliminar las marcas de referencia; para utilizar el algoritmo desarrollado en la obtención de los centroides ponderados se invierte la intensidad de la imagen y se procedió a obtener los centroides.

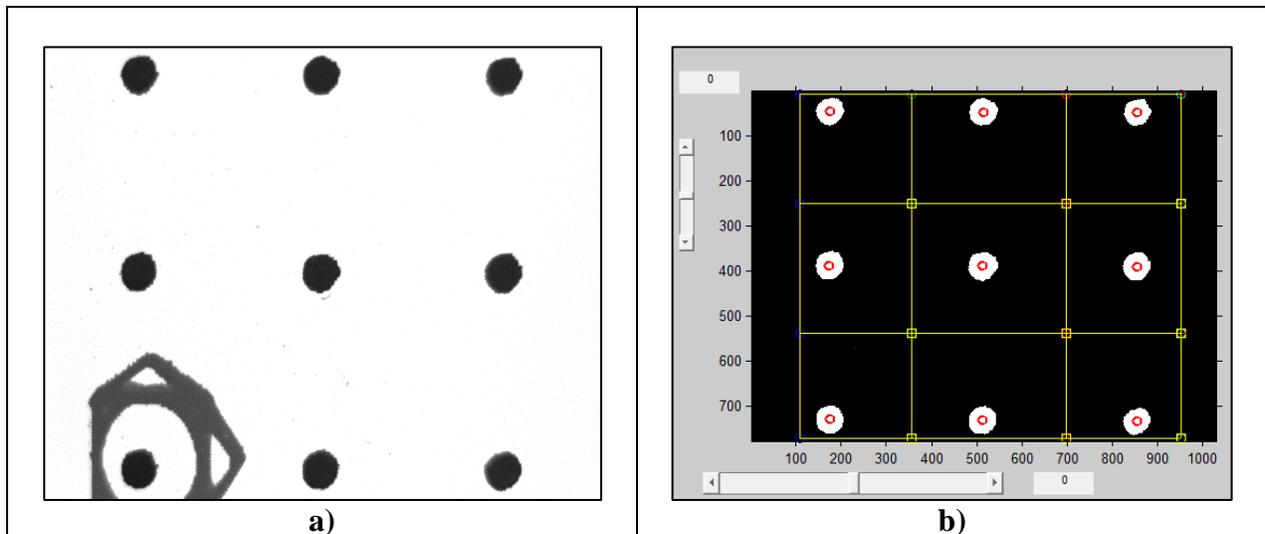


Figura A.3. a) Imagen obtenida con la lente de la cámara, b) centroides.

Apéndice A. Corrección por distorsión de la lente de la cámara

Una vez obtenidos los centroides son convertidos a milímetros considerando que cada pixel en el CCD es de 4.65 micrómetros, se trasladan los datos al origen de coordenadas. La relación entre las posiciones conocidas de los puntos objeto y las de su imagen, proporcionan el valor del coeficiente de distorsión. Adicionalmente, se obtiene la amplificación transversal.

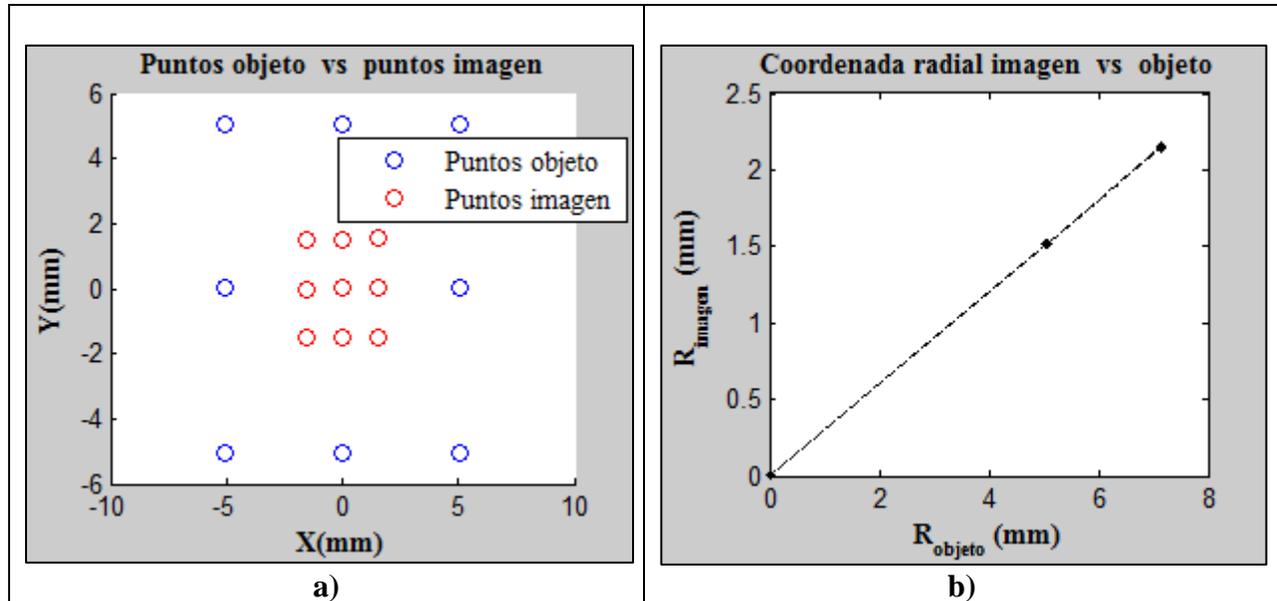


Figura A.4. a) Puntos objeto e imagen, b) coordenadas radiales.

Se realizó el ajuste utilizando el modelo [6, 29, 30]: $(M_T) \cdot R_o - (e) \cdot R_o^3$ (A.3)

Dónde M_T : Amplificación transversal, e : Coeficiente de distorsión. Posteriormente se corrigen los puntos de las coordenadas radiales por el coeficiente de distorsión y amplificación transversal utilizando la expresión A2.

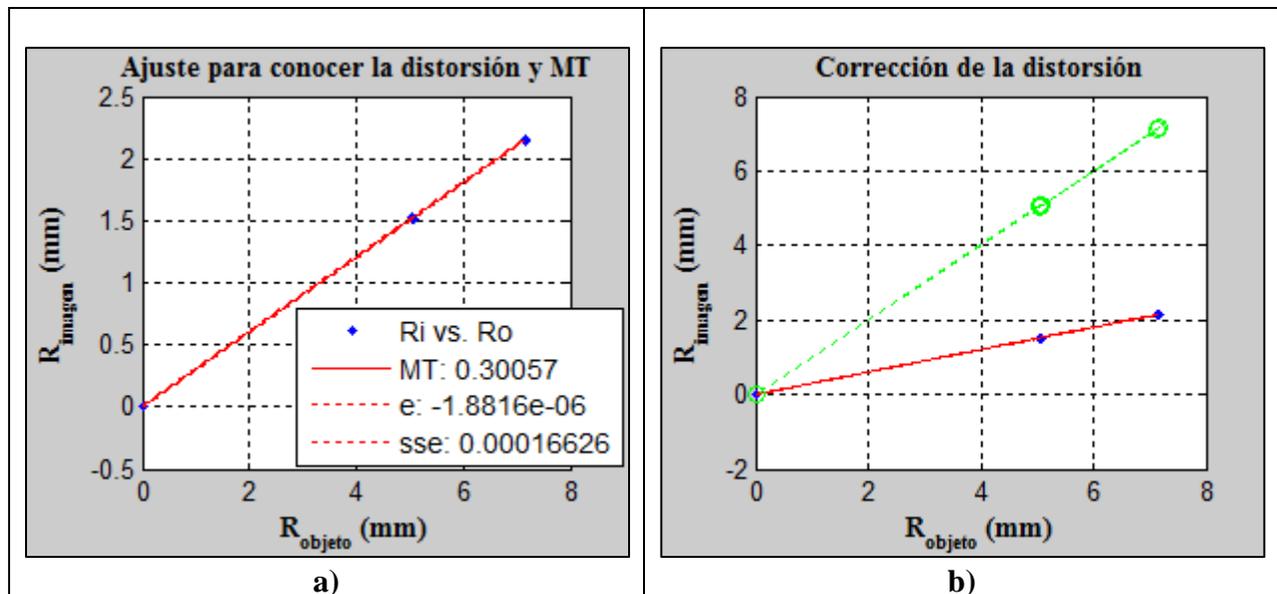


Figura A.5. a) Ajuste al modelo A.3, b) las coordenadas radiales son corregidas por el coeficiente de distorsión y amplificación.

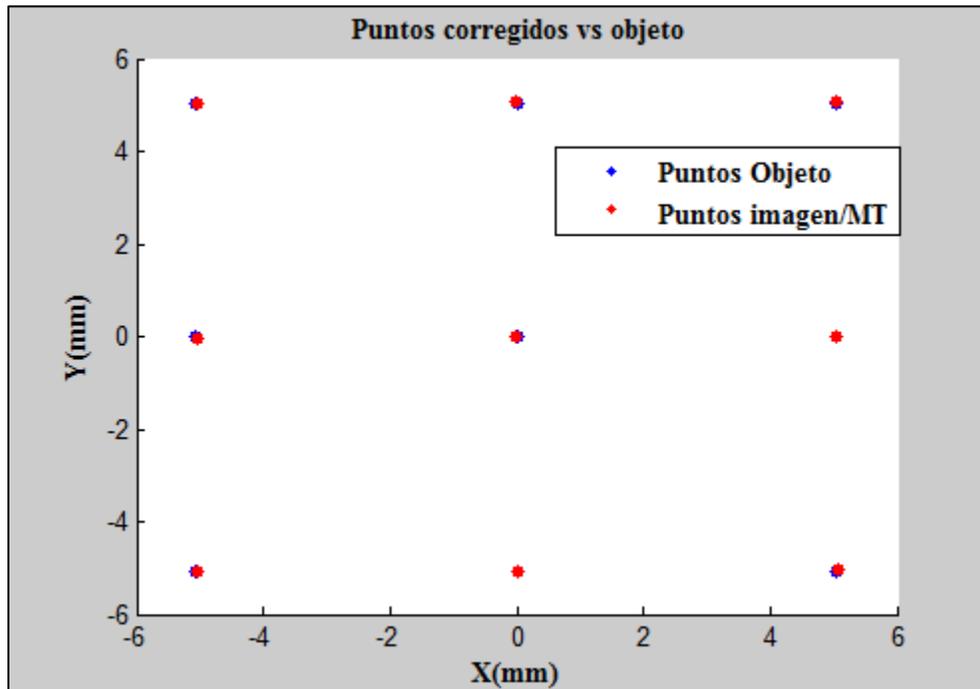


Figura A.6. Los puntos imagen son corregidos por el coeficiente de distorsión y la amplificación transversal.

En la figura A.6 se observa que los puntos imagen han sido corregidos por el coeficiente de distorsión $e: -1.881 \times 10^{-6}$ y amplificación transversal MT: 0.30057, también se puede observar que la obtención de la amplificación es muy precisa; aunque existe una muy pequeña diferencia entre la posición de los puntos objeto y los puntos imagen corregidos, esta diferencia puede ser por varias razones entre ellas:

- El plano objeto de calibración está rotado respecto a su posición ideal.
- La construcción del plano de puntos de calibración supone puntos circulares bien definidos y el proceso de serigrafía introduce ciertas irregularidades en las manchas.
- El error en el proceso de obtención de los centroides, dicho error lo despreciamos debido a que se obtuvo el centroide ponderado para minimizar este error.
- El error debido al ajuste, en este caso se muestra en la figura A.5 a) el índice sse (suma del error cuadrado) es cercano a cero lo cual es un indicativo de un buen ajuste.
- Imperfecciones del sensor CCD, entre otros.

A pesar de ello tales errores han sido minimizados y en la medida que ha sido posible disminuidos en el arreglo experimental.

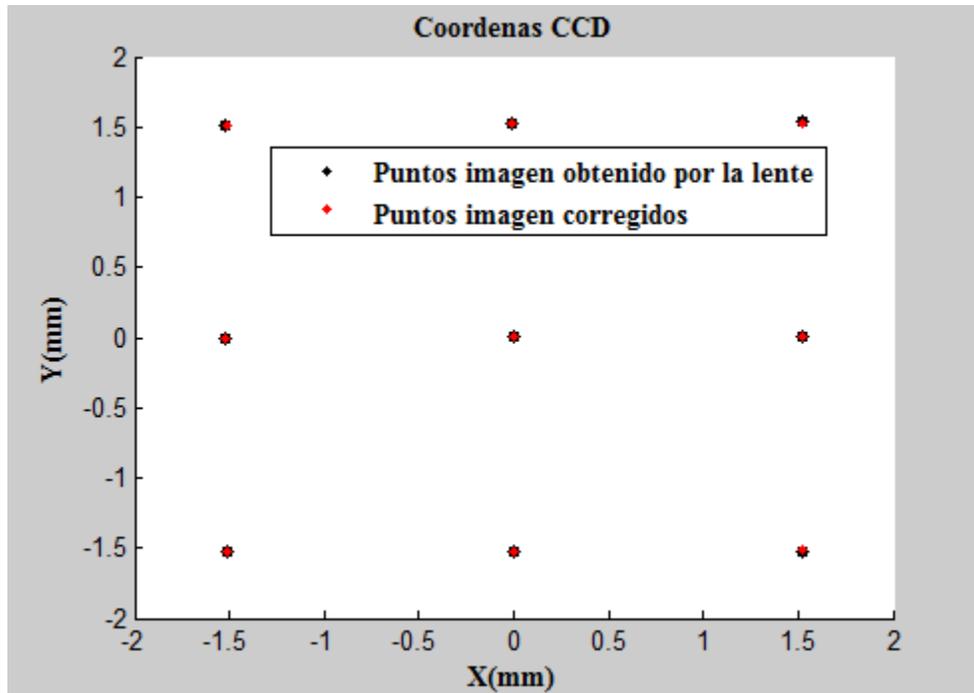


Figura A.7. Comparación de los puntos imagen formados en el plano del CCD.

En la figura A.7 se observan los puntos imagen corregidos por el coeficiente de distorsión, de lo cual se puede considerar aparentemente que la lente no introduce distorsión o la distorsión es mínima, aunque en realidad el número de puntos del patrón de referencia para la calibración son muy pocos.

Conocido el coeficiente de distorsión y la amplificación transversal se deben corregir los centroides obtenidos de las manchas luminosas producidas por el arreglo de microlentes, tanto para el patrón de puntos de referencia como para los puntos de evaluación provenientes del modelo de ojo y de ojos humanos.

Como trabajo a futuro: para obtener mejores resultados se debe aumentar el número de puntos del patrón de calibración para corregir la distorsión.

Apéndice B. Algoritmo para obtener los centroides

Para obtener el centroide ponderado de las manchas luminosas que forman los patrones de Shack-Hartmann, se desarrolló el siguiente algoritmo computacional:

```
function [x, y]=Centroides(imagen,dlx)
```

dlx: Separación del número de pixeles en la región de evaluación.
imagen: nombre y formato de la imagen a evaluar.

```
A=imread(imagen)
if ndims(A)==3
    A=rgb2gray(A)
else
    A=A
End
```

s=size(A)
[A]=umbralizar(A,s)
imshow(A)
hold on

ay=round(50)
by=dlx;
cy=round(700)
ax=round(50)
bx=dlx;
cx=round(900)

for m=ay:by:cy
 for n=ax:bx:cx
 M=0
 K=[0 0]
 for i=1:by-1
 for j=1:bx-1
 M=M+A(i+m,j+n)
 K(1)=K(1)+A(i+m,j+n)*(j+n)
 K(2)=K(2)+A(i+m,j+n)*(i+m)
 mm(:,j)=K(1)
 mm(i,:)=K(2)
 end
 end
 end
End

Apéndice B. Algoritmo para obtener los centroides

End

x=K (1)/M

y=K (2)/M

plot(x,y)

End

End

End

Al realizar una integración con datos discretos, es común recurrir a métodos numéricos. La regla del trapecio [31] permite estimar el área bajo la curva con una mejor aproximación en lugar de utilizar rectángulos, como se muestra en la figura A.1.C.

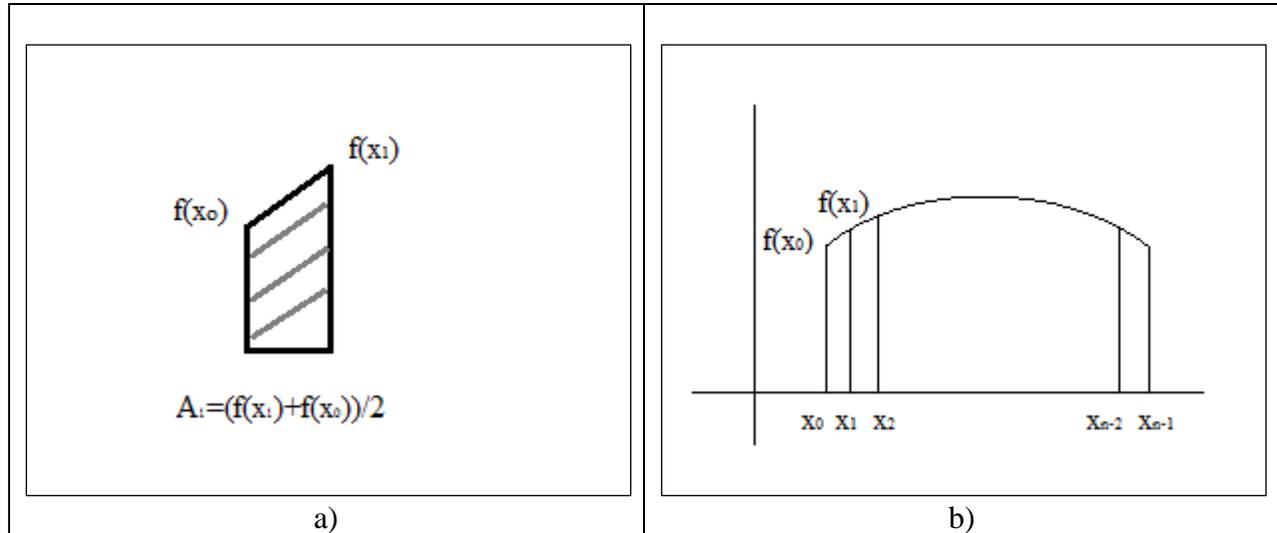


Figura A.C.1. a) Área del trapecio, b) con la suma de los trapecios se puede aproximar el área bajo la curva.

La integral definida para una sola variable se puede aproximar por:

$$\int f(x) dx \approx \sum_{i=1}^n \left\{ \left[\frac{f(x_{i+1}) + f(x_i)}{2} \right] (x_{i+1} - x_i) \right\}, \quad (C. 1)$$

Aplicando el método del trapecio a la expresión (15), la expresión toma la siguiente forma:

$$W = W_0 - \sum_{i=1}^k \left[\left(\frac{\Delta x_i + \Delta x_{i+1}}{f} \right) \left(\frac{x_{i+1} - x_i}{2} \right) + \left(\frac{\Delta y_i + \Delta y_{i+1}}{f} \right) \left(\frac{y_{i+1} - y_i}{2} \right) \right]; \quad (C. 2)$$

Para probar la rutina del algoritmo de integración se desarrolló una simulación.

El primer paso consiste en generar una superficie, de la cual se conoce sus normales utilizando el vector gradiente, éste se puede aplicar a las expresiones 14, 15. Conociendo la posición de los puntos en un plano transversal y comparando los puntos con los puntos de referencia, se conoce las aberraciones transversales.

En la siguiente figura A.C.2. Se muestra una superficie de la forma $D(x^2 + y^2)$, donde D: es el valor del coeficiente, esta superficie suave representa al término de desenfoque, se puede observar que, los rayos coinciden con las normales de la superficie. En la figura A.C.3. Se muestran las aberraciones transversales.

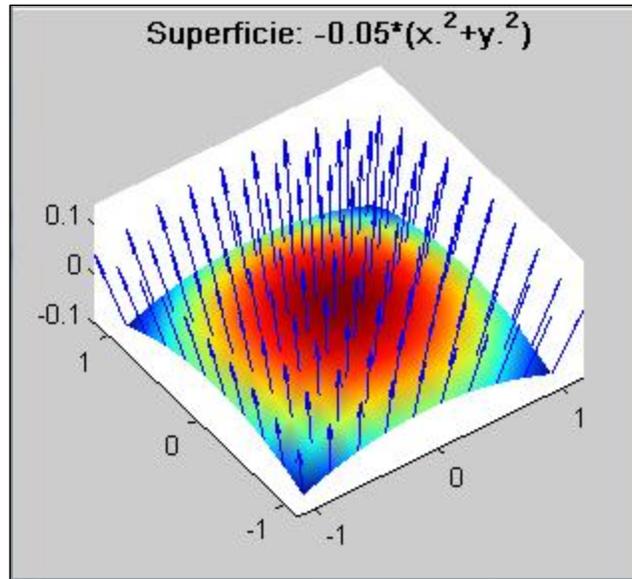


Figura A.C.2. Superficie bajo prueba.

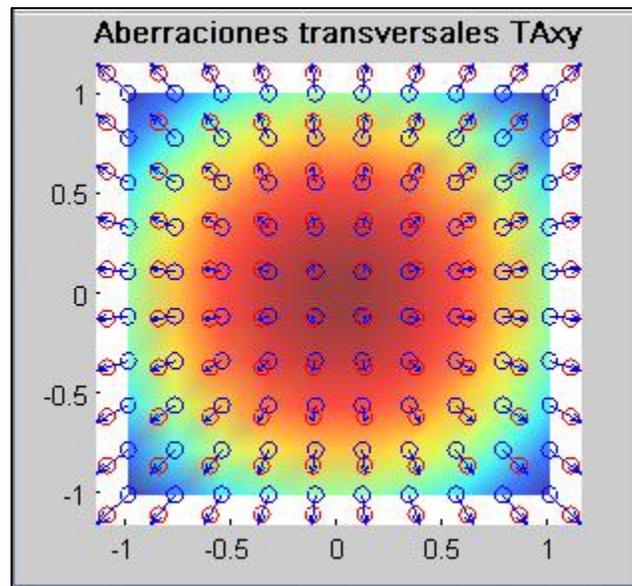


Figura A.C.3. Aberraciones transversales.

Con los datos de la posición de los puntos se prueba la rutina del algoritmo de integración, las trayectorias de evaluación se muestran en la figura 3.10 del capítulo 3; en la figura A.C.4 se muestra que el algoritmo funciona y es una buena aproximación de la superficie del frente de onda bajo prueba.

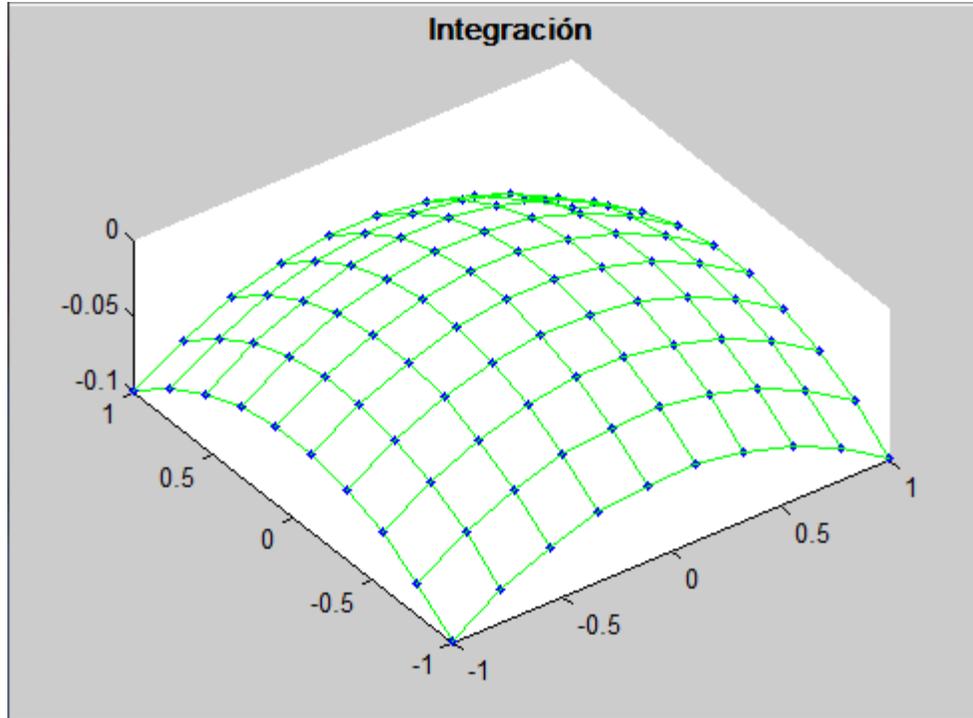


Figura A.C.4: resultado de la integración.

El error se obtiene de la diferencia entre el valor de la superficie conocida y el valor de la integración en cada punto.

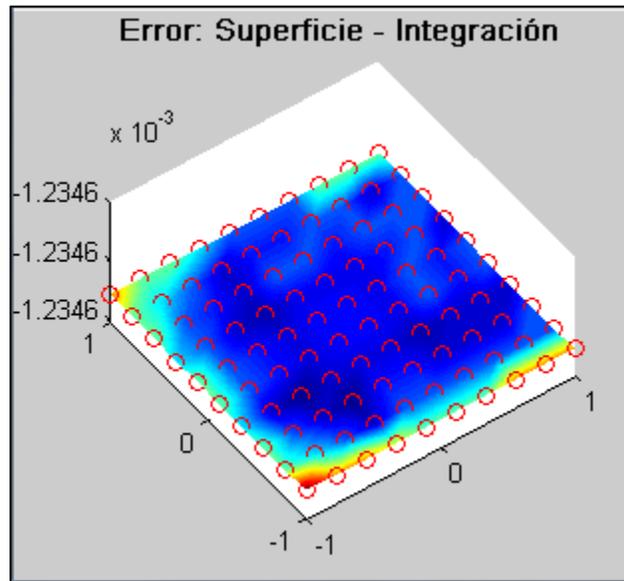


Figura A.C.5: error de la integración.

La superficie anterior muestra el error, se observa en el eje z un término cercano a 1.2346×10^{-3} , después se realiza un ajuste polinomial usando el toolbox de Matlab para recuperar el coeficiente de la superficie propuesta.

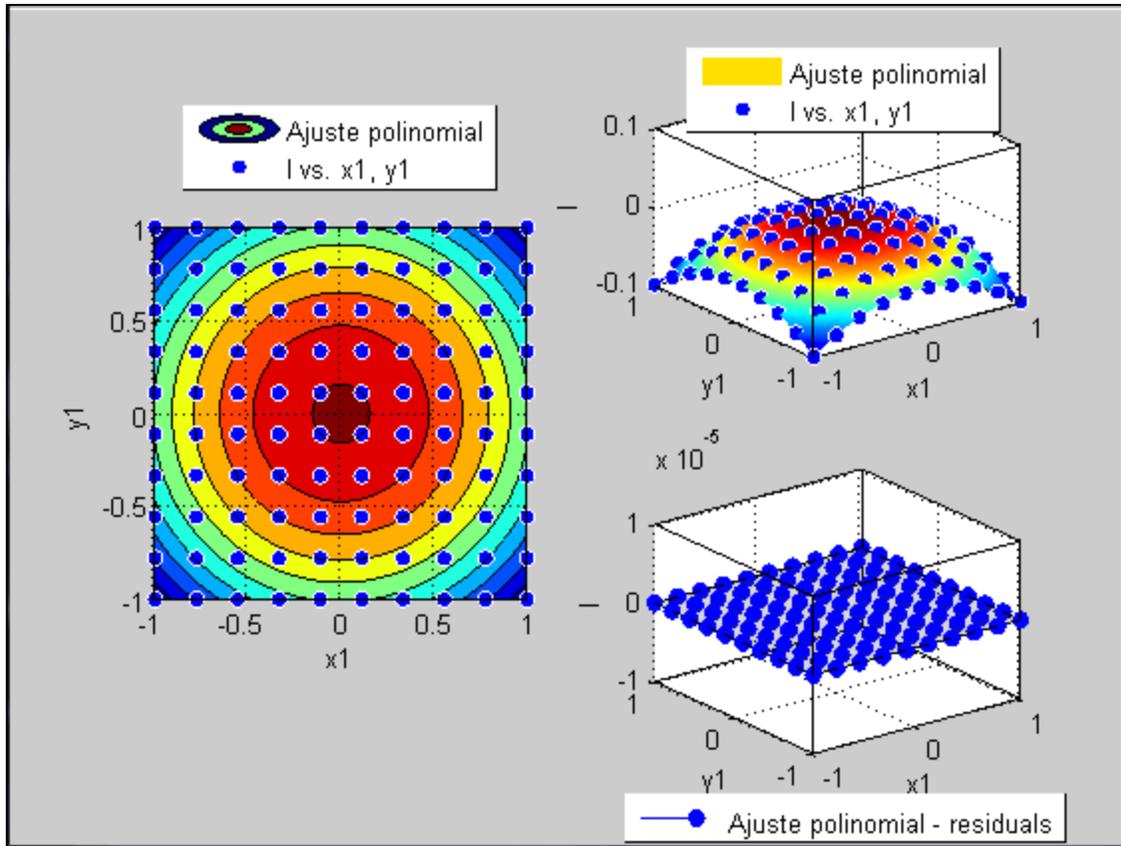


Figura A.C.6: Ajuste polinomial de 4°, a los datos de integración.

Tabla C.1: Modelo polinomial, coeficientes del ajuste.

Modelo Poly44:
$S(x,y) = p00 + \dots$ $p10*x + p01*y + \dots$ $p20*x^2 + p11*x*y + p02*y^2 + \dots$ $p30*x^3 + p21*x^2*y + p12*x*y^2 + p03*y^3 + \dots$ $p40*x^4 + p31*x^3*y + p22*x^2*y^2 + p13*x*y^3 + p04*y^4.$
Coeficientes:
p00 = 0.00123
p10 = 0.00000
p01 = 0.00000
p20 = -0.05
p11 = 0.00000
p02 = -0.05
p30 = 0.00000
p21 = 0.00000
p12 = 0.00000

Apéndice C. Simulación para probar el algoritmo de integración

p03 = 0.00000
p40 = 0.00000
p31 = 0.00000
p22 = 0.00000
p13 = 0.00000
p04 = 0.00000

De la tabla anterior se observa que el termino $p20 = -0.05$, $p02 = -0.05$, son el valor del coeficiente esperado, además para este caso se observa el coeficiente $p00$ (piston) coincide con el error de integración.

Con este resultado se muestra que el algoritmo de integración implementado usando la regla del trapecio, permite obtener buen resultado, indicando en nuestro caso que puede ser utilizado para estimar la forma del frente de onda, aunque en la realidad el frente de onda debe tener una forma más compleja. En la parte experimental el resultado puede variar, esta puede variar dependiendo del camino de integración.