



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

“Desarrollo de un sensor Shack-Hartmann para la
medición de aberraciones en ojos humanos”

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRA EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)

PRESENTA:

KARINA CONCHA SANTOS

DIRECTOR DE TESIS: DR. RUFINO DÍAZ URIBE

MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DR. NEIL BRUCE DAVIDSON
MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DR. JORGE MARQUEZ FLORES
MIEMBRO DE COMITÉ TUTORAL: DR. LUIS BENÍTEZ BRIBIESCA





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.

Agradecimientos

Al Dr. Rufino Díaz Uribe por la dirección de este trabajo, sus conocimientos para la elaboración de la tesis, su tiempo, amistad y su apoyo.

A mi comité tutorial Dr. Neil Bruce Davison, Dr. Jorge Marquez Flores y al Dr. Luis Benítez Bribiesca, por sus sugerencias para la elaboración de la tesis, la revisión de la tesis y sus comentarios.

Al Dr. Salvador Cuevas Cardona, Dr. Alejandro Cornejo Rodríguez por la revisión de la tesis y sus comentarios.

A mis compañeros de la maestría, Margarita, Carla, Eva, Flor, Lenin, Paola y Fabiola, por su amistad y los inolvidables momentos que compartimos juntos.

A la M. en C. Ana Elena Buenfil y la Dr. Olga Ávila Aguirre por su sincera amistad y su apoyo.

Al M. en I. Alejandro Jiménez por su apoyo en la elaboración del arreglo experimental y su amistad.

Al grupo de óptica del CCADET por su amistad y su apoyo.

A mi sobrina Jaqueline por desvelarse conmigo en la escritura de la tesis.

Al Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico por el uso de sus instalaciones y equipo.

Al Posgrado en Ciencias Físicas, a la Universidad Nacional Autónoma de México y a CONACyT proyecto No. U51114-F

Indice general

1. Introducción	
2. Física del ojo y la visión	
2.1. La anatomía del ojo	
2.2. Ojo esquemático	
2.3. Defectos refractivos	
2.4. Evaluación de la calidad de la imagen	14
2.4.1. Agudeza visual	14
2.4.2. Lámpara de hendidura	15
2.4.3. Queratometría	15
2.4.4. Queratoscopio de Klein	16
2.5. Aberraciones	16
2.5.1. Aberración Esférica	16
2.5.2. Aberración de Coma	17
2.5.3. Astigmatismo	18
2.6. Aberrómetros	18
2.7. Seguridad Ocular	21
3. Teoría de Aberraciones	23
3.1. Primer orden: Aproximación Paraxial	24
3.1.1. Aberración transversal de rayo	25
3.2. Aberración esférica	26
3.3. Coma	27
3.4. Astigmatismo y curvatura de campo	28
3.5. Distorsión	31
3.6. Frente de onda	33

ÍNDICE GENERAL	2
4. Desarrollo experimental	35
4.1. Montaje experimental	35
4.1.1. Componentes	36
4.2. Evaluación del centroide	40
4.2.1. Evaluación de la distorsión de la lente del CCD	41
4.2.2. Arreglo experimental 1	42
4.2.3. Evaluación del frente de onda	45
4.2.4. Arreglo experimental 2	46
5. Resultados	49
5.1. Evaluación de la distorsión de la lente del CCD	49
5.2. Arreglo experimental	51
5.2.1. Primera evaluación de los coeficientes de aberración	52
5.2.2. Evaluación del frente de onda	56
5.2.3. Arreglo experimental 2	57
5.2.4. Evaluación de los coeficientes de aberración de ojos humanos	58
6. Conclusiones	68
Bibliografía	70
A. Códigos en Mathcad	72
B. Códigos en Matlab	75
C. Tablas	

Capítulo 1

Introducción

Por muchos años [1] los investigadores han estado interesados en medir la degradación de la imagen en la retina de los ojos humanos más allá de los errores refractivos más comunes: miopía e hipermetropía. Aunque estudios anteriores se ocuparon principalmente de la aberración esférica, había evidencia que las aberraciones del ojo no son axialmente simétricas. Smirnov [2] precisó que la función de aberración de onda (WA por sus siglas del inglés: Wave Aberration) era la manera más conveniente de describir el funcionamiento de la óptica ocular. En el caso del ojo humano, la WA, además de la utilidad en describir totalmente la imagen sirve como una herramienta en el diseño oftálmico (lentes, lentes de contacto, y lentes intraoculares) y como índice posible para evaluar la calidad óptica del ojo después de procedimientos quirúrgicos. El análisis por frente de onda es el método más sofisticado para definir las aberraciones que el cirujano puede intentar corregir con la cirugía refractiva [1].

El interés en la evaluación de las aberraciones oculares se encuentran así mismo en el ámbito clínico; diversos estudios demuestran los cambios ópticos inducidos por distintos procedimientos quirúrgicos [3]; por ejemplo, en la corrección de los errores refractivos mediante cirugía corneal, en la extracción de cataratas y sustitución del cristalino por lente intraocular. El sensor Shack-Hartmann ofrece la posibilidad de crear lentes intraoculares que se adapten mejor al ojo del paciente mediante sistemas ópticos que corrijan las aberraciones del frente de onda particular de cada sujeto. Se debe examinar el ojo del paciente, y con esta información el productor fabricaría una lente intraocular personalizada. La lente implantada debería corregir las

aberraciones de alto orden, permitiendo al paciente una agudeza visual de 2 (20/10) [4].

El objetivo final es conseguir una visión óptima para cada paciente, dado que cada ojo tiene un defecto y un sistema visual único. La cirugía guiada por frente de onda debería aproximar a una corrección apropiada para cada ojo [4].

La cirugía refractiva corneal utilizada para la compensación de errores refractivos (miopía, hipermetropía y astigmatismo) altera la curvatura del área central de la córnea; la curvatura se altera menos cuando se corrige miopía que hipermetropía [5].

Desde el punto de vista del diseño de lentes, es claro que un cambio en alguna parte de la superficie frontal de la córnea (el elemento refractivo más importante del sistema óptico ocular) podría modificar el patrón de aberración del sistema óptico completo. Particularmente en el caso de pupilas dilatadas las aberraciones pueden crecer considerablemente. [6]

Es importante entender el cambio en las aberraciones inducidas por procedimientos quirúrgicos refractivos estándares para evaluar cómo se puede alterar la visión después de una cirugía. Además es esencial desarrollar nuevos procedimientos para la ablación y superar tales problemas, quizás incluso mejorar la visión [5].

El rápido crecimiento de la popularidad de la cirugía refractiva como un medio de corregir los errores refractivos ha generado una necesidad crítica de las tecnologías para evaluar el resultado óptico del tratamiento quirúrgico [7].

Uno de los objetivos es mejorar la tecnología y acercarnos a la perfección, corrigiendo en lo posible las aberraciones ópticas naturales que en mayor o menor medida existen en todos los ojos y prevenir las aberraciones ópticas que pueden ser inducidas por la cirugía LASIK o por cualquier otro procedimiento cuando se trata de miopía, hipermetropía y astigmatismo. Para conseguir esto, se necesita medir las aberraciones durante el análisis diagnóstico clínico mediante un proceso que se denomina aberrometría [8].

Expertos en neurobiología opinan que en el futuro la agudeza visual

humana progresará hasta los límites que le impone la separación de los fotor- receptores foveales, o sea, 2,5 ó 4 (20/8 ó 20/5). Algunas personas llaman a esto la visión biónica o la super visión. Como comparación, la agudeza visual

de los halcones es de 3.3 y la de las águilas, de 4. Si las aberraciones de alto orden del ojo humano pudiesen ser corregidas, veríamos si no tan bien como las águilas, sí muy parecido a los halcones [9].

El objetivo de este trabajo es construir un sensor tipo Shack-Hartmann para poder medir las aberraciones en los ojos humanos tanto cualitativa- mente como cuantitativamente, sobre todo.

El dispositivo Shack-Hartmann es un sensor de frente de onda para medir las aberraciones ópticas, está basado en un principio general, la medida de las desviaciones del frente de onda, al ser degradado por el sistema óptico con respecto a un frente de onda ideal. Este tipo de sensor fue desarrollado originalmente para medir las aberraciones en telescopios astronómicos [10], pero ha mostrado su utilidad en otros campos, en particular, en oftalmología.

La organización de la tesis se describe a continuación:

En el capítulo 2 se da una breve introducción de la anatomía del ojo, sus defectos refractivos así como las aberraciones más comunes en el ojo. En el capítulo 3 se describe la teoría de aberraciones monocromáticas primarias. En el capítulo 4 se hace un análisis de las componentes del sensor Shack- Hartmann (especialmente del arreglo de microlentes), el montaje experimen- tal, la construcción del modelo de ojo para hacer las primeras evaluaciones y el procesamiento de datos para evaluar las aberraciones. En el capítulo 5 se muestran los resultados de la evaluación de las aberraciones en el modelo de ojo y en ojos humanos y finalmente las conclusiones se enuncian en el capítulo 6.

Capítulo 2

Física del ojo y la visión

2.1. La anatomía del ojo

El ojo es una masa gelatinosa casi esférica contenida dentro de la esclerótica. Excepto por la porción frontal o córnea que es transparente, la esclerótica es blanca y opaca.

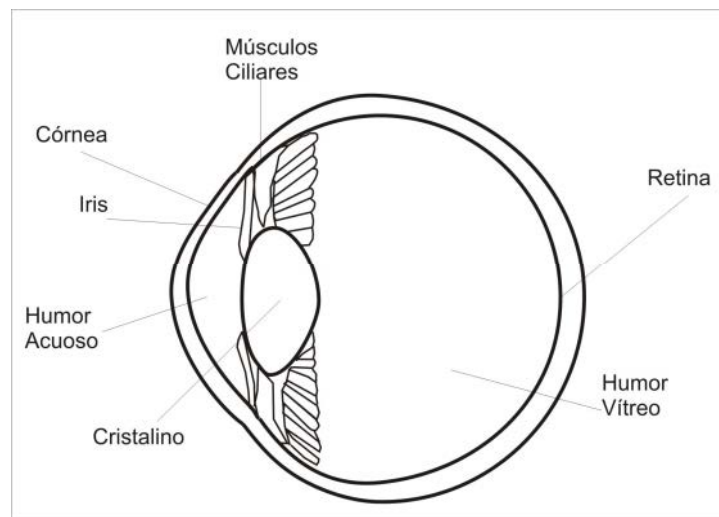


Figura 2.1: Anatomía del ojo

La córnea es la porción anterior transparente, compuesta de tejido conectivo especial (ver figura 2.1). La córnea es el primer elemento refractor del

ojo y la superficie anterior contribuye con 47.4 de las 58.8 dioptrías que tiene el ojo; es decir la primera superficie proporciona cerca del 80 % del poder refractivo total del ojo. El índice de refracción es casi constante de 1.376 para todas las córneas, pero la curvatura varía considerablemente de una persona a otra y es responsable de la mayor parte de nuestros defectos visuales.

La luz que ha atravesado la córnea pasa a través de una cámara llena con un fluido llamado humor acuoso. Un rayo que hubiera sido refractado hacia el eje óptico en la interfase aire-córnea sólo será ligeramente redirigido en la interfase córnea-humor acuoso debido a que sus índices son sólo ligeramente diferentes (1.336 para el humor acuoso). Este fluido es principalmente agua, contiene algunos componentes de la sangre principalmente electrolitos y proporciona nutrientes a la córnea y cristalino, además de que contribuye a contener la presión interna del ojo aproximadamente a 20 mm Hg por arriba de la presión atmosférica.

Sumergido en el humor acuoso está un diafragma conocido como iris que sirve como el diafragma que controla la luz que entra al ojo a través de su agujero o pupila. Bajo condiciones normales de luz, la abertura es aproximadamente de 4mm de diámetro, ésta puede cambiar desde 2mm de diámetro para luz brillante (por ejemplo un día soleado) hasta 8 mm de diámetro para luz muy débil (una noche sin luna, ni luz artificial adicional).

Inmediatamente detrás del iris está la lente que ayuda al proceso de acomodación. El cristalino es una masa compleja de capas fibrosas rodeada por una membrana elástica, su estructura es cómo la de una cebolla transparente, formada aproximadamente por 22,000 capas muy finas. En su conjunto esta lente es muy flexible, aunque su flexibilidad disminuye con la edad. Además, su índice de refracción varía continuamente de alrededor de 1.406 en el núcleo interior hasta aproximadamente 1.386 en la corteza menos densa. El cristalino provee el mecanismo de enfoque fino que el ojo necesita. Los músculos ciliares normalmente se encuentran relajados cuando se observa al infinito (en este caso el cristalino adopta su forma más plana y su distancia focal es mayor) para enfocar objetos a distancias cercanas, los músculos ciliares presionan al cristalino, deformándolo, haciéndolo más grueso, disminuyendo su distancia focal, permitiéndolo mantener el enfoque correcto sobre la retina.

Tanto el cristalino como la córnea, pueden ser dañados por radiación ul-

travioleta con el paso de los años o por otras causas como traumatismos, inflamaciones oculares o por la coagulación de proteínas como la colágena el cristalino puede desarrollar cataratas, las cuales reducen su transparencia. Es posible quitar quirúrgicamente un cristalino y agregar una corrección adicional a los anteojos. En casos extremos el cristalino es sustituido por una lente intraocular de distancia focal fija.

El humor vítreo es una sustancia transparente que llena el espacio entre el cristalino y la retina; también ayuda a conservar la forma del globo ocular por medio de su presión hidrostática su índice de refracción es de 1.337.

Finalmente la retina cubre la mitad de la parte trasera del globo ocular, la mayoría de la visión se restringe a una área pequeña (0.3 mm de diámetro) llamada mácula lutea o mancha amarilla. Esta es la parte fotosensible del ojo, es donde se tiene la imagen más precisa y definida pero en la periferia se tiene una imagen, más difusa pero que es sensible a la luz de baja intensidad (penumbra). En ella hay dos tipos de fotorreceptores: los conos y los bastones, no están en la mayor parte de la superficie de la retina sino detrás de varias capas del tejido fino de los nervios a través de las cuales la luz debe pasar. Los conos no son uniformemente sensibles a todos los colores; hay tres tipos de conos cada uno tiene un pigmento diferente que lo hace sensible a diferente región del espectro visible; la sensibilidad combinada de todos los conos presentan un valor máximo cerca de los 550 nm en la región amarillo-verde. Los bastones son usados para la visión nocturna, ellos son más abundantes (120 millones en cada ojo) que los conos (3 millones en cada ojo) y cubren la mayor parte de la retina. Los bastones son más sensibles a la luz azul-verde (510 nm).

Tanto los bastones como los conos contienen pigmentos sensibles a la luz, compuesta cada uno de opsina, proteína incolora específica, y un cromóforo (esto es, un grupo pigmentado) derivado de la vitamina A. El pigmento de los bastoncillos purificado y aislado es rodopsina (púrpura visual), material rojizo.

	Ojo Esquemático
Radio anterior, r_1	7.7 mm
Radio posterior, r_2	6.8 mm
Espesor t	0.5 mm
Índice de refracción de la córnea, n_c	1.376
Índice de refracción del humor acuoso, n_a	1.336

Tabla 2.1: Valores constantes de las componentes del ojo esquemático

2.2. Ojo esquemático

Allvar Gullstrand oftalmólogo y profesor sueco, fue uno de las figuras sobresalientes del siglo XIX, quien dejó un amplio conocimiento del ojo y su visión en todos sus facetas. Él diseñó un modelo de ojo, que se compone de un sistema óptico centrado de superficies esféricas, éste modelo es parecido al ojo humano y fue usado para estudiar el funcionamiento óptico del ojo [11].

La importancia del modelo de ojo de Gullstrand, da una idea de las dimensiones promedio del ojo humano, este tipo de ojo es ficticio y sirve solamente como un medio para conocer los principios físicos involucrados.

En la tabla 2.1 se muestran las constantes de las partes que componen el ojo esquemático para calcular el poder dióptrico total del sistema córnea [11].

El poder dióptrico de la superficie anterior de la córnea esta dado por la siguiente ecuación:

$$D_1 = \frac{n_c - 1}{r_1} = 48,21D \quad (2.1)$$

El poder dióptrico de la superficie posterior de la córnea:

$$D_2 = \frac{n_c - n_a}{-r_2} = -5,97D \quad (2.2)$$

El poder dióptrico total del sistema córnea:

$$= \frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} - \frac{t}{n_c} \frac{1}{r_1 r_2} = \frac{n_c - n_a}{-r_2} = 42,34D \quad (2.3)$$

La distancia focal del sistema corneal:

$$f = \frac{1}{42,34} = 23,62 \text{ mm} \quad (2.4)$$

2.3. Defectos refractivos

Los defectos refractivos más comunes del ojo son la miopía e hipermetropía.

El fenómeno de acomodación nos permite enfocar con claridad objetos cercanos cambiando la distancia focal del cristalino por medio de los músculos ciliares. El poder de acomodación cambia conforme pasa el tiempo, el cristalino pierde paulatinamente su flexibilidad, haciéndose cada vez más difícil de enfocar en la retina objetos cercanos al ojo. Este defecto comienza a ser apreciable entre los 40 y 50 años de edad, este defecto se llama presbicia (conocida vulgarmente como vista cansada).

Cuando los músculos ciliares están relajados y el ojo está relajado enfoca objetos lejanos antes de la retina como se ve en la Fig. 2.2, decimos que el ojo tiene miopía. Un ojo miope no puede, enfocar objetos lejanos pues el proceso de acomodación disminuye la distancia focal total del ojo y sólo alejaría el punto de enfoque de la retina haciendo la imagen más borrosa, en general está relacionado con un globo ocular de mayor tamaño. Un ojo miope, en cambio, puede ver con claridad los objetos cercanos sin necesidad de acomodación hasta cierto punto y luego el proceso de acomodación le permite ver objetos más cercanos de lo normal. La miopía se corrige usando una lente negativa frente al ojo.

Un ojo normal (emétrope) puede enfocar correctamente objetos lejanos (cuando el ojo está relajado). Para objetos cercanos se engrosa en la parte central, el cristalino, gracias a los músculos ciliares, realiza el proceso de acomodación. Existe, sin embargo, un límite a la distancia cercana a la que el ojo puede enfocar, este límite se conoce como, distancia al punto cercano. La distancia al punto cercano es diferente para cada persona; en el caso de

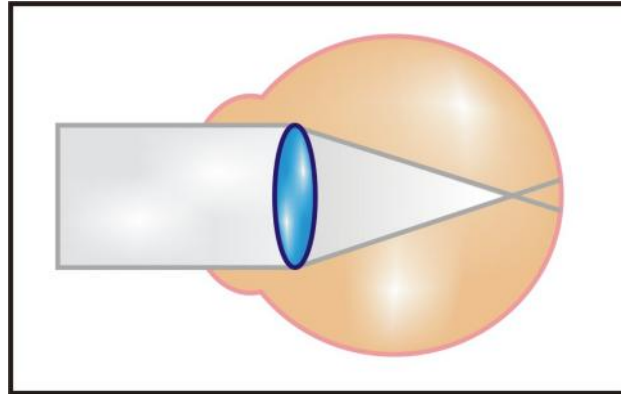


Figura 2.2: Defectos de refracción en el ojo miopía

niños y personas jóvenes d_0 puede ser de tan solo de 10 cm o menos. Para personas adultas este valor crece hasta 20 cm o más.

Cuando la distancia al punto cercano crece considerablemente a más de 30 o 40 cm el ojo sufre de hipermetropía. Ya no puede observar objetos muy cercanos y en general está relacionado con un globo ocular más pequeño.

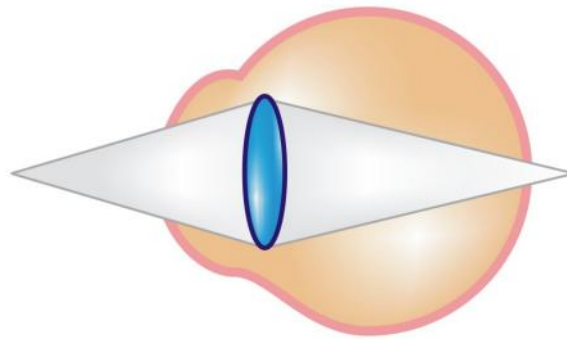


Figura 2.3: Defectos de refracción en el ojo hipermetropía

2.4. Evaluación de la calidad de la imagen

Debido a los defectos refractivos, el ojo pierde nitidez en la imagen observada. Esta falta de nitidez se traduce en pérdida de la información, lo que puede ser muy relevante. Para corregir estos defectos, primero debe evaluarse su nitidez y magnitud.

Hay varios métodos de evaluación de la calidad de la imagen para el sistema visual, a continuación se mencionan algunos.

2.4.1. Agudeza visual

Por definición, la buena visión es la vista a distancia medida en un diagrama de prueba de 20 pies de distancia del paciente. Cuando el profesor Snellen diseñó sus diagramas de letras de diversos tamaños, comparó siempre la visión del paciente a 20 pies de distancia con el de su ayudante. De modo que si el paciente leía una línea denominada 20/40, significaba que el paciente veía a 20 pies lo que el ayudante del profesor Snellen veía a 40 pies.

El método habitual para probar la agudeza visual es con uno de los diversos tipos de cartilla especiales de letras de prueba. (La cartilla de Snellen es la más comunmente empleada).

Para el cálculo de la agudeza visual [12], se hace un cálculo comparativo de la visión a distancia lejana (cartilla de Snellen) y cercana (cartilla de Jaeger), cuando se propone calcular la pérdida total de agudeza visual, la agudeza visual de cerca tiene la misma importancia que la agudeza a distancia.

Por ejemplo si la agudeza a distancia es de 20/80 y el sujeto puede leer el 6 de la escala Jaeger su agudeza es $\frac{40+50}{2} = 45\%$ de pérdida de la agudeza visual ver tabla 2.2.

Lejos (Snellen)		Cerca	
Agudeza visual a distancia	% de pérdida	Prueba de tipo Jaeger	% de pérdida
20/20	0	1	0
20/25	5	2	0
20/40	15	3	10
20/50	25	6	50
20/80	40	7	60
20/100	50	11	85
20/160	70	14	95
20/200	80		
20/400	90		

Tabla 2.2: Método para calcular el porcentaje de pérdida visual

2.4.2. Lámpara de hendidura

La lámpara de hendidura se utiliza para evaluar enfermedades corneales, las características de las lágrimas, los tipos de cataratas, el curso postoperatorio de muchas operaciones de ojos, la inflamación de la cámara anterior, anomalías conjuntivales pequeñas. Se usa junto con el tonómetro de aplanación para registrar la presión intraocular.

La lámpara de hendidura consiste en un microscopio y una fuente luminosa especial, se sentará frente a frente el explorador y el paciente, el

2.4.3. Queratometría

El queratómetro mide la curvatura de la córnea, lo que es útil para la prescripción de anteojos en pacientes con astigmatismo; para elegir un lente de contacto que se adapte adecuadamente a la córnea, es necesario conocer la curvatura de la misma.

El queratometro enfoca un objetivo intensamente iluminado en la córnea, se mide el tamaño del reflejo y finalmente se calcula el radio de curvatura

La refracción manual como las pruebas de evaluación visual, obtiene medidas objetivas seguidas por las respuestas subjetivas del paciente. Con cualquiera de estos formatos, solamente es cuantificable la esfera, el cilindro y el eje. El astigmatismo irregular y otras aberraciones de orden importante no pueden medirse.

2.5. Aberraciones

La calidad óptica de la imagen en el ojo humano, como en todo sistema óptico, tiene limitantes muy importantes, aún si el ojo es emétrepe. La imagen no es perfecta debido a la presencia de aberraciones y el tamaño finito de los detectores de la retina. La imagen es de buena calidad en las cercanías del eje óptico y bastante deficiente en la periferia. Sin embargo, el ojo suple estas deficiencias con un movimiento rápido de los ojos a fin de colocar sobre la fovea la imagen de la región del objeto que se desea examinar.

2.5.1. Aberración Esférica

La aberración de esfericidad es una desviación de los rayos, produciendo diversos puntos de convergencia, que se pueden observar cuando el objeto es un punto luminoso colocado sobre el eje óptico, (ver figura 2.4) lo mismo que la imagen. Tanto una superficie esférica como una lente simple tienen este tipo de aberración.

Un frente de onda que penetra en el ojo perpendicular al eje visual debería enfocarse y converger en un punto único localizado en la fovea. Esto no ocurre por las características de forma, posición y transparencia de los elementos refractivos de cada persona que desvía un frente de onda a diferentes focos, en el ojo humano se debe a la superficie anterior a la córnea

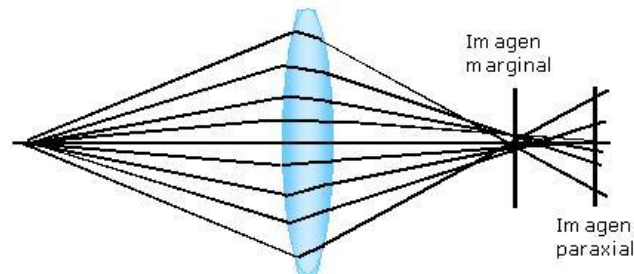


Figura 2.4: Aberración esférica

y a las superficies anterior y posterior del cristalino. La aberración esférica aumenta con la cuarta potencia del tamaño de la pupila; esto implica que de noche o en lugares con poca iluminación aumenta la aberración esférica debido a que la pupila se dilata para permitir entrar más luz a la retina [6]. El ojo enfocado al infinito exhibe aberración de esfericidad positiva, mientras que a distancias muy cercanas exhibe aberración de esfericidad negativa. A distancias intermedias, de alrededor de 50 cm, la aberración de esfericidad es en esencia cero. En la figura 2.5 se muestra un ejemplo de varias imágenes con aberración esférica solo cambia el valor del coeficiente de aberración.

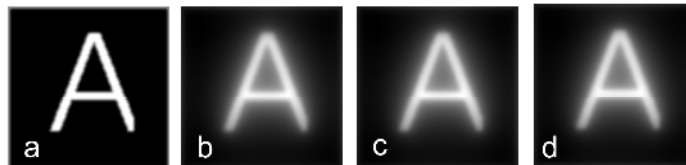


Figura 2.5: Imágenes de 100 x 100 mm con aberración esférica, a) 0.000001 mm^{-2} (b) 0.01 mm^{-2} (c) 1 mm^{-2} (d) 100 mm^{-2} con un diámetro de la pupila de 50 mm

2.5.2. Aberración de Coma

Esta aberración se manifiesta únicamente para puntos fuera de eje óptico. La coma se debe a que la amplificación paraxial es diferente de la am-

plificación marginal. El rayo que pasa a través del centro de la lente (línea continua) tiene la amplificación más alta y va al foco paraxial ver figura 2.6.

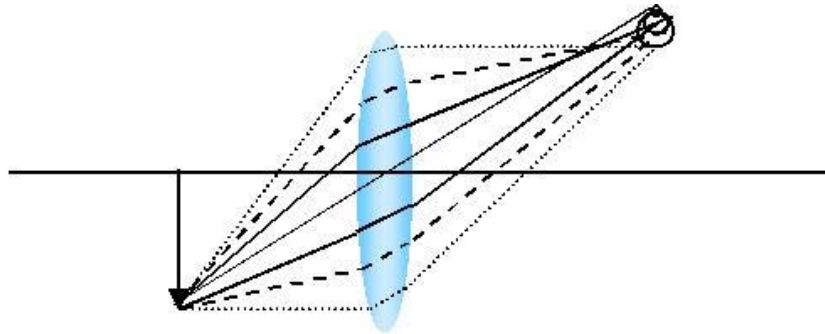


Figura 2.6: Aberración de coma

La coma en el ojo humano es sumamente grande y es quizá la razón más importante de la pérdida de agudeza visual fuera del eje óptico. [6]

2.5.3. Astigmatismo

Algunas veces la superficie de la córnea se deforma y adquiere una forma toroidal (esfero-cilíndrica según la terminología en oftalmología) en lugar de la forma esférica o con simetría de revolución. Bajo estas condiciones (éste es el defecto llamado astigmatismo), los rayos en el plano paralelo al eje del toroide tiene diferentes focos que los rayos en el plano perpendicular al anterior, como se ve en la Fig. 2.7. A la región cercana a los focos se le designa con frecuencia con el nombre de conoide de Sturm.

El astigmatismo más común es el de la córnea (75 % de los pacientes) [6], aunque también existe el astigmatismo lenticular, cuando el cristalino se ha deformado.

2.6. Aberrómetros

Los sensores de frente de onda ofrecen una vía nueva y objetiva de mapear el perfil de refracción y las aberraciones de orden superior; dichos sensores

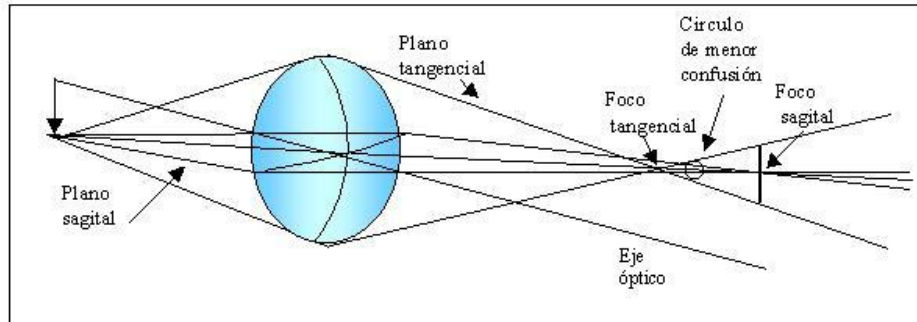


Figura 2.7: Aberración de astigmatismo

permiten evaluar todo el sistema dióptrico del ojo.

Los aberrómetros o sensores de onda miden las imperfecciones oculares (llamadas aberraciones ópticas), mas allá de los errores refractivos convencionales, por lo que permite ser capaces de evaluar la calidad óptica del ojo del paciente, de forma que se ofrezca la mejor alternativa para la corrección de su defecto.

El análisis por frente de onda es el método más elaborado para definir las aberraciones que el cirujano puede intentar corregir con la cirugía refractiva.

Cuando la luz atraviesa el ojo en su camino hacia la retina tiene que pasar por múltiples estructuras como la superficie posterior de la córnea, el cristalino y el humor vítreo. Las aberraciones del interior del ojo pueden afectar el paso de la luz. La determinación de cómo esa luz llega a la retina o cómo se refleja y vuelve a salir por la córnea permite al oftalmólogo conocer las características de las dioptrías intraoculares, y en cierta medida los cambios que debe dar a la superficie corneal anterior para que el total del ojo enfoque las imágenes retinianas de forma más perfecta.

Para medir estas aberraciones en los últimos años se han desarrollado varios métodos de medida de las aberraciones oculares y corneales. La medida de las aberraciones ópticas ha demostrado ser útil para comprender el mecanismo de formación de imagen en el ojo. Existen tres sistemas de estudio del frente de onda:

El sistema Tscherning ésta basado en la imagen retiniana de una rejilla. Esté método de mapeo por frente de onda se inició por Tscherning, oftalmólogo de hace un siglo (1854-1939), y cuyas ideas fueron desarrolladas más tarde, en la década de 1970, por Howland. Recientemente, Theo Seiler se ha implicado en este método.

El aberrómetro de a) Tscherning se clasifica como in-going y consta de dos trayectos uno de entrada y uno de salida. El trayecto de entrada consta de un láser Nd:Yag (532 nm), una rejilla agujerada y una lente aberroscópica. La rejilla divide el haz del láser en rayos de luz individualizados. El diámetro del patrón de puntos en la córnea es de 10 mm, mientras que en la retina es de 1 mm. Este patrón de puntos en la retina es el que se capta y del que se calcula el frente de onda. El número de puntos depende de la rejilla y del diámetro pupilar. [14]

El trayecto de salida está basado en los principios de la oftalmoscopia indirecta, y se capta a través de una apertura muy pequeña. El orificio de salida se mantiene de 1 mm. La imagen retinal se capta con una cámara CCD conectada a una computadora personal. Las aberraciones se calculan a partir de la imagen, comparando la posición de los puntos con su localización y tamaño ideal la cual se conoce mediante el ojo.

b) Refractómetro de resolución espacial. En este método los rayos de luz son dirigidos manualmente por el paciente; el frente de onda está definido por los movimientos realizados por el paciente y que son necesarios para eliminar las desviaciones de posición en la retina de los rayos observados. En este esquema el paciente dirige puntos de luz desde varias localizaciones, a través de la córnea hacia su mácula. En un área de aberración, el paciente redirige de forma subjetiva la fuente de luz para compensar la aberración y la luz choca con la mácula. El registro de estas desviaciones da un patrón de frente de onda que permite el tratamiento personalizado de cada parte de la córnea con unos resultados globales óptimos.

c) Sensor Shack-Hartmann se originó a partir de dos fuentes principales hace más de 100 años.

Inicialmente un físico llamado Hartmann desarrolló un sensor que consistía en una placa con un conjunto de agujeros y detrás de ella un detector

de imagen, como por ejemplo una cámara fotográfica. Cada uno de esos agujeros deja pasar sólo un haz muy fino de rayos que inciden en el detector de imagen, formando un patrón particular de puntos luminosos. A partir de las posiciones de estos puntos luminosos es posible estimar las pendientes locales del frente de onda en cada una de las regiones correspondientes a los agujeros. El principal problema de esta prueba es que aprovecha la luz de manera poco eficiente.

Al final de los años 60, Roland Shack [15] sugirió sustituir esta placa con agujeros por un conjunto de lentes, que puede recoger más luz y formar una imagen mejor definida en vez de una mancha debida a los rayos que deja pasar la placa o pantalla de Hartmann. Con estos cambios se produce una mejora sustancial respecto a la prueba de Hartmann aumentando el cociente señal-ruido del sensor y mejorando su eficiencia.

El principio de su funcionamiento es medir la refracción en cada área de la córnea. Primero, un láser de baja energía se dirige al interior del ojo, la luz se refleja fuera de la mácula, una parte se dirige fuera de la pupila y por la córnea como un frente de onda. Esta luz reflejada fuera de la mácula se analiza para ver como emana desde cada parte de la córnea. Esto se consigue analizando y grabando la luz que se refleja fuera de la mácula y que refracta fuera del ojo a través de cada una de las partes de la córnea y las microlentes. Sobre el arreglo de microlentes incide un frente de onda. El frente de onda incidente es dividido por las microlentes en un conjunto de áreas; cada microlente forma en su plano focal una imagen puntual. Esta imagen se registra con una cámara CCD, en el caso de un frente de onda plano, la imagen del plano focal será una matriz de puntos igualmente espaciados. En cambio si incide un frente de onda aberrado la matriz de puntos se distorsiona, el desplazamiento de cada punto proporciona información sobre la pendiente local promedio del frente de onda en el área de la lente correspondiente y por tanto, de las aberraciones del ojo [16].

2.7. Seguridad Ocular

El nivel de radiación para la cual la superficie del cuerpo es expuesta, se puede expresar en termino de lo que es permitido de alguna manera sobre

el tejido. Esto se hace usualmente por las especificaciones de la longitud de onda, la potencia incidente o energía, el área irradiada, la duración de exposición y en el caso de radiación cuando es enfocado por el sistema óptico del ojo hacia la retina. [17]

Para proteger al ojo se debe cumplir con la norma de ANSI Standard Z-136.1-1986, que dice que la máxima Exposición permitida (MEP) sobre la córnea para láseres de He-Ne, en observación directa, y para tiempos de exposición comprendidos entre $18 \mu\text{s}$ y 450s es de $1,8t^{3/4} \text{ mJ/cm}^2$, donde t es el tiempo de exposición en segundos [18].

La irradiancia absorbida en la retina para un láser de 1mW en observación directa, es de 35 veces el valor correspondiente para radiación solar directa. Solo puede ser observado con seguridad en tiempos menores o iguales a 0.15 s .

Para láseres de He-Ne, el principal mecanismo por el cual se origina daño ocular, es el daño térmico en la retina.

Para un láser, las imágenes retinianas pueden ser tan pequeñas como un disco de $20 \mu\text{m}$ de diámetro concentrando una gran energía o una alta irradiancia.

En el siguiente capítulo se describe la teoría de aberraciones monocromáticas primarias; la aberración esférica, coma, distorsión, astigmatismo y curvatura de campo [19]. Y también se muestra la ecuación de frente de onda utilizada para evaluar las aberraciones de ojos humanos.

Capítulo 3

Teoría de Aberraciones

La luz es un fenómeno ondulatorio, electromagnético que satisface la ecuación de onda.

$$\nabla^2 \mathbf{E}(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \mathbf{E}(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = 0 \quad (3.1)$$

Cuando se considera una sola longitud de onda, el campo es armónico en el tiempo y se le conoce como onda monocromática.

$$\mathbf{E}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{E}(\mathbf{r})e^{-i\omega t} \quad (3.2)$$

al sustituir esta expresión en la ecuación 3.1, se obtiene la ecuación de Helmholtz.

$$\nabla^2 \mathbf{E}(\mathbf{r}) + k^2 \mathbf{E}(\mathbf{r}) = 0 \quad (3.3)$$

cuya solución se puede proponer como:

$$\mathbf{E}(\mathbf{r}) = \mathbf{E}_0 e^{ikW(\mathbf{r})} \quad (3.4)$$

Suponemos la fase constante igual al frente de onda. sustituyendo 3.4 en la 3.3 y bajo la aproximación de la óptica geométrica, se obtiene la ecuación Eikonal.

$$(\nabla W)^2 = n^2 \quad \text{o} \quad W = ns \quad (3.5)$$

donde n es el índice de refracción y \hat{s} es un vector unitario paralelo a ∇W o $\hat{s} = \frac{\nabla W}{|\nabla W|}$; como es bien sabido, ∇W es ortogonal a las superficies $W = \text{cte}$.

\hat{s} es la dirección de propagación de los rayos, $n \hat{s} = \hat{g}$ es el vector de rayo. por lo tanto \hat{g} y $W = \text{cte}$ son ortogonales.

Llamaremos frente de onda a una superficie de fase constante, los rayos son perpendiculares al frente de onda.

El objetivo fundamental de un sistema óptico es el de formar imágenes. En el caso de tener una fuente puntual el sistema óptico ha de recoger la luz procedente del objeto y redirigirla a un punto, la imagen. Cuando se tiene en cuenta el carácter ondulatorio de la luz, por efecto de difracción; se distribuye en un área de reducido tamaño formando una imagen extensa.

Si el sistema introduce aberraciones en el frente de onda sus rayos formarán una imagen aberrada del objeto, más intensa que la imagen sin aberración. El frente de onda aberrado se puede describir a través de la función de aberración $W(x,y)$ que se define como la diferencia de fase entre la fase real del frente de onda y la fase de superficie de referencia. La superficie de referencia es aquella que se tendría en el caso de que el medio y el sistema óptico fuesen perfectos, es decir debería ser un frente de onda esférico.

3.1. Primer orden: Aproximación Paraxial

La óptica geométrica que considera sólo rayos paraxiales recibe el nombre de óptica de primer orden o gaussiana. Aunque esta óptica no es exacta, es muy útil, pues con ella se puede calcular la distancia focal, las posiciones de objeto e imagen y los planos principales. Además, debido a que está ausente de aberraciones, se considera el tipo de comportamiento ideal de cualquier sistema óptico, y contra él se compara el comportamiento real de un sistema óptico.

La característica principal de este nivel de aproximación es que todos los rayos que emergen de un punto objeto llegan a un solo punto imagen y la imagen es una replica fiel del objeto. El tamaño de la imagen es proporcional al tamaño del objeto $h_i = h_o M_T$ donde M_T es la amplificación transversal.

3.1.1. Aberración transversal de rayo

El efecto de las aberraciones es un rayo luminoso que sale de un objeto puntual y cuyas coordenadas de la pupila de entrada son (x, y) no llegan al punto imagen ideal paraxial (x_i^*, y_i^*) , sino que llegan a otro punto cercano al desplazamiento de este último respecto del primero se conoce como aberración transversal $\mathbf{r} = \mathbf{r}_i - \mathbf{r}_i^*$ cuyas componentes cartesianas son $x = x_i - x_i^*$ y $y = y_i - y_i^*$ donde $x_i^* = x_0 M_T$ y $y_i^* = y_0 M_T$.

La expresión matemática para la aberración primaria o de tercer orden, se escoge en el plano $y - z$ que pasa a través del punto objeto con $x_0 = 0$ y en coordenadas polares esta representada por [19]:

$$W(x, y_0) = 1/4A y_0^4 + B y_0^3 \cos \theta - C y_0^2 \cos^2 \theta - 1/2D y_0^2 \sin^2 \theta + G y_0^3 \cos \theta \quad (3.6)$$

Donde y_0 es la posición del objeto sobre el eje óptico y θ son las coordenadas polares de la pupila de salida.

En el caso cuando todos los coeficientes son cero en 3.6 el frente de onda en la pupila de salida coincide con la esfera Gaussiana de referencia.

Las aberraciones transversales (de rayo) se pueden calcular a partir de las deformaciones del frente de onda, o viceversa, usando las siguientes relaciones:

$$\begin{aligned} x &= x_1 - x_0 = \frac{R^0}{n_1} \frac{\partial W}{\partial x} \\ y &= y_1 - y_0 = \frac{R^0}{n_1} \frac{\partial W}{\partial y} \end{aligned} \quad (3.7)$$

Donde: R^0 es el radio de curvatura del frente de onda con aberración y n_1 es el índice de refracción del medio.

La coordenada (x_1, y_1) son las coordenadas cartesianas de los puntos por donde pasa cada rayo en la pupila de salida

De acuerdo con la ecuación 3.7 la aberración transversal esta dada por:

$$\begin{aligned}x &= A^3 \text{sen} \theta - 2By_0^2 \text{sen} \theta \cos \theta + Dy_0^2 \text{sen} \theta \\y &= A^3 \cos \theta - By_0^2 (1 + 2\cos^2 \theta) + (2C + D)y_0^2 \cos \theta - Gy_0^3\end{aligned}\quad (3.8)$$

3.2. Aberración esférica

Cuando todos los coeficientes son ceros excepto A la Ec.3.8 se reduce a:

$$\begin{aligned}x &= A^3 \text{sen} \theta \\y &= A^3 \cos \theta\end{aligned}\quad (3.9)$$

Elevando al cuadrado y sumando los términos de la ecuación 3.9 tenemos que:

$$A^2 \text{sen}^2 \theta + A^2 \cos^2 \theta = A^2\quad (3.10)$$

Y su magnitud es igual a $|A^3|$ sólo depende del punto por donde pasa el rayo en la pupila de salida y no de la posición del objeto.

Los rayos que pasan por la pupila de salida a la misma distancia del eje óptico, caen en el plano imagen en un círculo cuyo centro está en el punto imagen Gaussiano y cuyo radio se incrementa con la tercera potencia del radio zonal, pero es independiente de la posición y_0 del objeto en el campo visual (Ver figura 3.1).

La aberración esférica, es independiente de y_0 , afecta el eje x así como la imagen axial. El foco marginal es donde se intersectan los rayos que pasa por el borde de la pupila de salida con el eje óptico (ver figura 2.4) y está dado por:

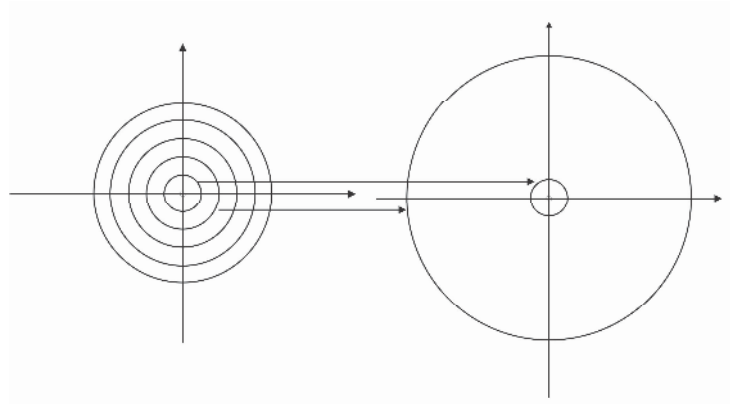


Figura 3.1: Aberración esférica (círculos concéntricos)

$$Z_{\text{marg}} = \frac{AD^2 Z_i}{4} \quad (3.11)$$

Si una pantalla se coloca en la región de la imagen perpendicularmente al eje óptico hay una posición para la cual el punto circular en la imagen que aparece en la pantalla es un mínimo; esta imagen mínima es llamada el círculo de mínima confusión que está dado por:

$$y_p = \frac{s}{3} \frac{Z}{Z_i} \quad (3.12)$$

La aberración de esfericidad es la más importante de las aberraciones de Seidel o monocromáticas, ya que es la única que afecta a todo el campo, incluyendo al eje óptico. Su nombre viene del hecho de que esta aberración se produce aun en las superficies perfectamente esféricas. La posición del foco (esto es la intersección del rayo transmitido con el eje óptico) depende de la altura del rayo sobre la superficie refractora.

3.3. Coma

Con B distinto de cero y los demás coeficientes de aberración, igual a cero de acuerdo a la Ec.3.8 las componentes de la aberración de rayos se pueden reescribir en este caso como sigue:

$$\begin{aligned}x &= -B^2 y_0 \sin 2\theta \\y &= -By_0^2 (2 + \cos 2\theta)\end{aligned}\quad (3.13)$$

Elevando al cuadrado y sumando los terminos de la Ec. 3.13 nos queda:

$$(x - 2By_0^2)^2 + (y)^2 = (By_0^2)^2 \quad (3.14)$$

Si y_0 esta fijo y θ es constante el punto P_1 en el plano imagen describe dos círculos encimados para valores de θ entre $0 < \theta < 2\pi$ el círculo es de radio By_0^2 y el centro esta a una distancia de $|2By_0^2|$ de la imagen gaussiana en la dirección y . El círculo toca las dos líneas rectas las cuales pasan por la imagen gaussiana y tienen una inclinación en el eje y de $\pm 30^\circ$. Como θ toma todos los valores posibles, los círculos cubren una región limitada por los segmentos de las dos líneas rectas y por el arco del círculo mas grande de la aberración (ver figura 3.2).

3.4. Astigmatismo y curvatura de campo

Cuando todos los coeficientes son cero excepto C (Astigmatismo) y D (Curvatura de campo) la Ec.3.8 se reduce a:

$$\begin{aligned}x &= D y_0^2 \sin 2\theta \\y &= (2C + D)y_0^2 \cos 2\theta\end{aligned}\quad (3.15)$$

Con respecto a la figura 3.3 tenemos que:

$$Y_n = \frac{Z}{d} + (y_i^* + y)(1 + \frac{Z}{d}) \quad (3.16)$$

Sustituyendo el valor de y nos queda:

$$Y_n = [(2C + D)y_0^2](1 + \frac{Z}{d}) - Zd + y_1^*(1 + \frac{Z}{d}) \quad (3.17)$$

Para X_n donde y_1^* es cero nos queda la siguiente ecuación:

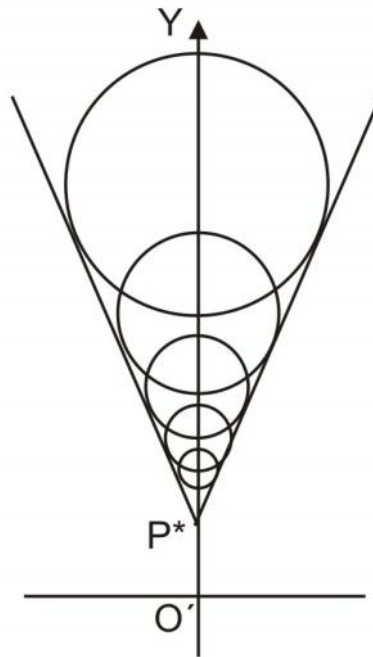


Figura 3.2: Aberración de coma

$$X_n = [(2C + D)y_0^2](1 + \frac{Z}{d}) - Zd] \quad (3.18)$$

por lo tanto despejando a X_n y Y_n de las ecuaciones 3.17 y 3.18 y elevando los terminos al cuadrado tenemos la ecuación de una elipse:

$$\frac{X_n^2}{a} + \frac{Y_n^2}{b} = 1 \quad (3.19)$$

donde el eje menor y mayor de la elipse son:

$$a = (2C + D)y_0^2(1 + \frac{Z}{d}) - Zd$$

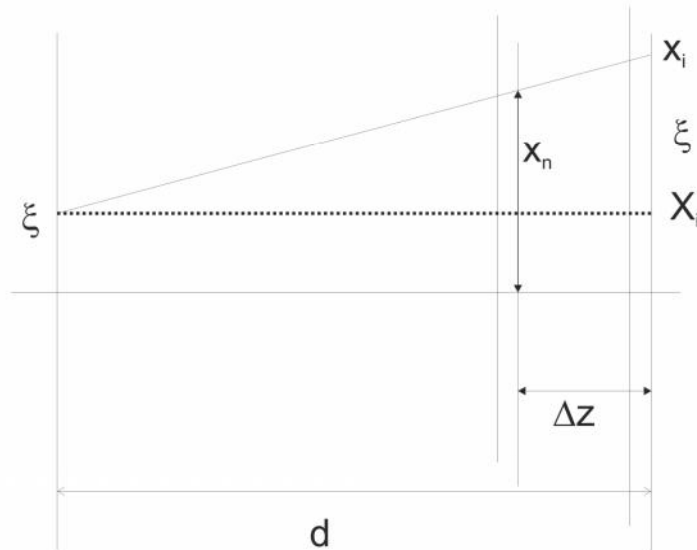


Figura 3.3: Aberración de astigmatismo

$$b = (C + D)y_0^2 \left(1 + \frac{Z}{d}\right) - Zd \quad (3.20)$$

El foco tangencial está dado cuando $a=0$ nos queda $Z_t = (2C + D)y_0^2d$.

Cuando $b=0$ obtenemos el foco sagital $Z_s = (C + D)y_0^2d$, y los rayos caen en elipse alrededor del punto imagen paraxial ver figura 3.4.

La aberración llamada astigmatismo, al igual que la coma, también contribuye a la degradación de la imagen fuera del eje.

Las superficies donde los rayos tangenciales y sagitales están enfocados se llaman superficies tangenciales y sagitales, respectivamente. Si el campo es pequeño, estas superficies tienen forma aproximadamente esférica.

Esta aberración es la separación entre el punto de convergencia de los rayos meridionales y el punto de convergencia de los rayos sagitales como en la figura 2.7.

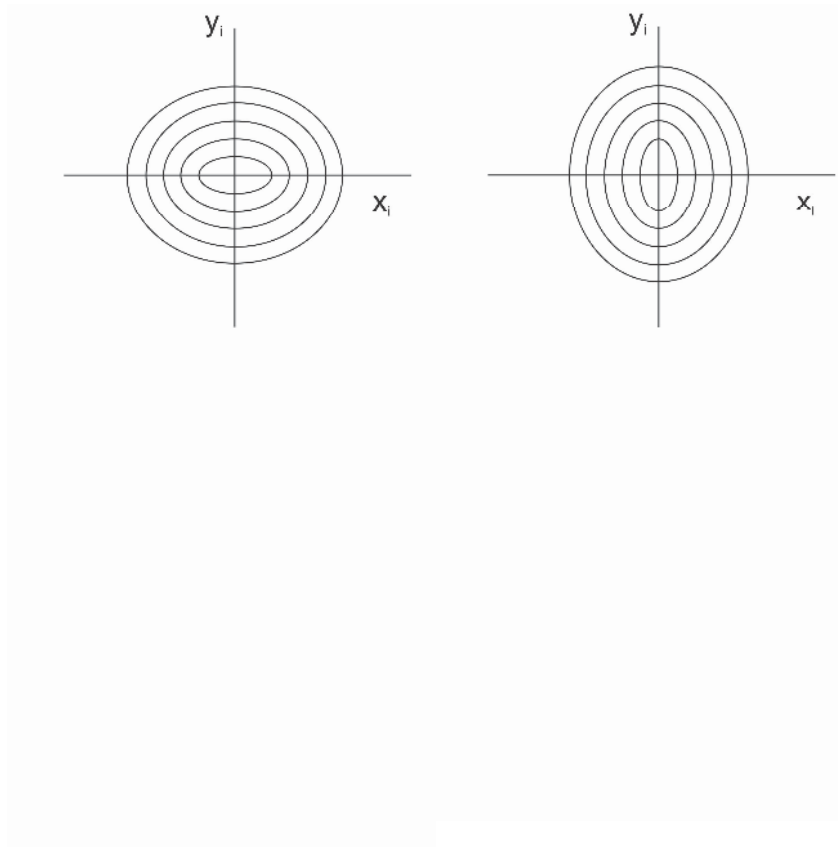


Figura 3.4: Aberración de astigmatismo, los rayos caen en elipses alrededor del punto imagen paraxial

3.5. Distorsión

Aun si todos los rayos que parten de un punto en el objeto llegaran a un solo punto en el plano focal, podría existir un tipo más de aberración llamado distorsión.

Cuando G es distinto de cero y los demás coeficientes de aberración, igual a cero la ecuación 3.8 es igual a:

$$\begin{aligned} x &= 0 \\ y &= -Gy_0^2 \end{aligned} \quad (3.21)$$

Se obtiene una relación que no depende de θ ni de que tan lejos se vayan los rayos. Para un arreglo cuadrado ver figura 3.5 tenemos que:

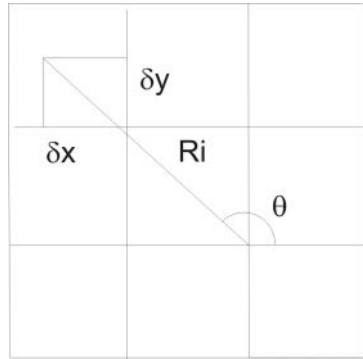


Figura 3.5: Análisis de distorsión para un arreglo cuadrado de puntos

$$x = R_i \cos \theta = ER_0^3 \cos[\tan^{-1} \frac{y_0}{x_0}] \quad (3.22)$$

Por otro lado sabemos que $\cos \theta = (1 + \tan^2 \theta)^{-1/2}$ por lo tanto la Ec. 4.5 nos queda:

$$\begin{aligned} x &= ER_0^3(x_0^2 + y_0^2)^{-1/2} x_0 \\ y &= ER_0^3(x_0^2 + y_0^2)^{-1/2} y_0 \end{aligned} \quad (3.23)$$

La distorsión se manifiesta como una amplificación M no constante, es decir que no es la misma para cualquier altura de la imagen.

Si el objeto es un arreglo cuadrado la imagen tiene forma de barril si la distorsión es positiva fig. 3.6 a, o los lados se curva hacia adentro si la distorsión es negativa como se muestra en la figura 3.6 b.

Estas expresiones son independientes de θ y R_i la imagen sera independiente del radio de la pupila de salida.

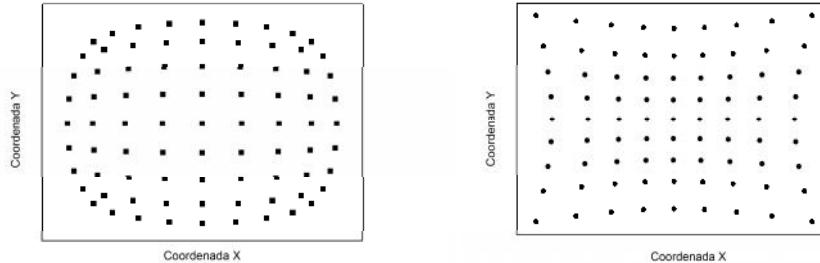


Figura 3.6: Aberración de distorsión

3.6. Frente de onda

Para la evaluación de las aberraciones en ojos humanos se utilizó la expresión matemática para la aberración primaria o de tercer orden Ec.3.6 en coordenadas rectangulares Ec.3.24 donde los coeficientes están relacionados entre sí como $A=A/4$, $D= D - C$, $C=-2Cy_0^2$.

$$W(x, y) = A(x^2 + y^2)^2 + Bx(x^2 + y^2) + C(x^2 + 3y^2) + D(x^2 + y^2) + Ey + Fx \quad (3.24)$$

Por lo tanto su aberración transversal en coordenadas rectangulares es igual a:

$$\begin{aligned} x &= 4A(x^2 + y^2)x + 2Bxy + 2(C + D)x + F \\ y &= 4A(x^2 + y^2)y + B(3y^2 + x^2) + 2(3C + D)y + E \end{aligned} \quad (3.25)$$

Donde los coeficientes corresponden a un tipo de aberración: (x, y) = son las coordenadas cartesianas transversales de referencia (ortogonales) al eje óptico del arreglo, A = Esfericidad, B = Coma, C = Astigmatismo, D = Desplazamiento de foco, E = Movimiento de la imagen en dirección de y

(tilt), F = Movimiento de la imagen en dirección de x (tip)

En la Ec.3.24 no se consideró la aberración de distorsión, en cambio se incluyeron dos coeficientes $E(\text{tilt})$ y $F(\text{tip})$, estos dos coeficientes que están relacionados con el desplazamiento de la imagen en dirección y y x respectivamente (ver figura 3.7). Estos coeficientes no son propias del ojo sino de la alineación del sistema óptico utilizado.

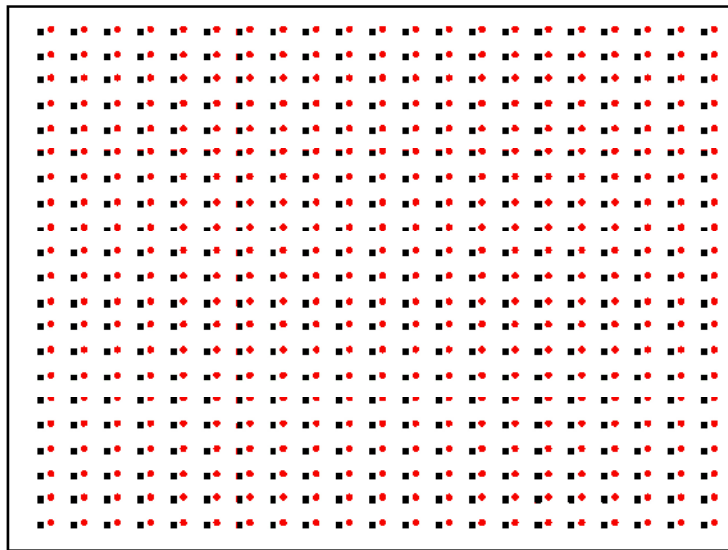


Figura 3.7: Coeficientes Tip-Tilt, (/) puntos de referencia (•) puntos desplazados por los coeficientes de Tip-Tilt.

Capítulo 4

Desarrollo experimental

En este capítulo se describen los dos experimentos realizados en este trabajo. El primer experimento consistió en elaborar un modelo de ojo para hacer las primeras evaluaciones de las aberraciones. Se hizo un análisis cualitativo y cuantitativo para varias posiciones de la pantalla que simulaba la retina y se desarrollaron los algoritmos para medir los centroides y los coeficientes de aberración.

El segundo experimento consistió en hacer el arreglo experimental para medir las aberraciones intrínsecas del haz de referencia y las aberraciones en ojos humanos, utilizando los algoritmos desarrollados con el modelo de ojo para obtener una evaluación cuantitativa de las aberraciones.

4.1. Montaje experimental

Se construyó un sensor Shack-Hartmann; las componentes principales del dispositivo experimental son un láser He-Ne polarizado modelo 1125p, un arreglo de 10x10 microlentes marca AAO, con una distancia focal de 70 mm, una cámara CCD Sony SSC M350, una tarjeta de video National Instruments PCI-1405 con su software integrado ImaQ, asociada a una computadora para capturar la imagen y diversos elementos ópticos y mecánicos.

4.1.1. Componentes

Arreglo de microlentes

Las microlentes son un conjunto de lentes iguales ordenadas y de reducido tamaño. Sus dimensiones son usualmente de algunas micras. La función principal de las microlentes es la de dividir el frente de onda en subpupilas, que son áreas independientes para el análisis del frente de onda. Cada lente produce una imagen con la sección del frente de onda que cubre.

Se hizo el análisis del arreglo de microlentes para tener la mejor resolución y alcance dinámico al medir las aberraciones.

El análisis es el siguiente: consideramos una microlente de una distancia focal f y a el tamaño de la lente, sobre la lente incide un frente de onda plano sin aberración, ver figura 4.1.

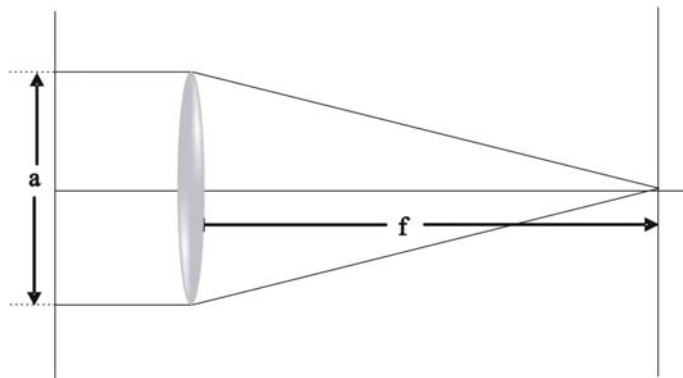


Figura 4.1: Microlente con distancia focal (f), tamaño de la lente (a) y un frente de onda plano

Por otro lado tenemos una microlente con un frente de onda con aberración, ver figura 4.2. Como el tamaño de la lente es muy pequeño, el frente de onda se considera plano con una inclinación θ . En el plano focal se observa un desplazamiento Δx con respecto del eje óptico de la imagen puntual, y por triángulos semejantes tenemos que:

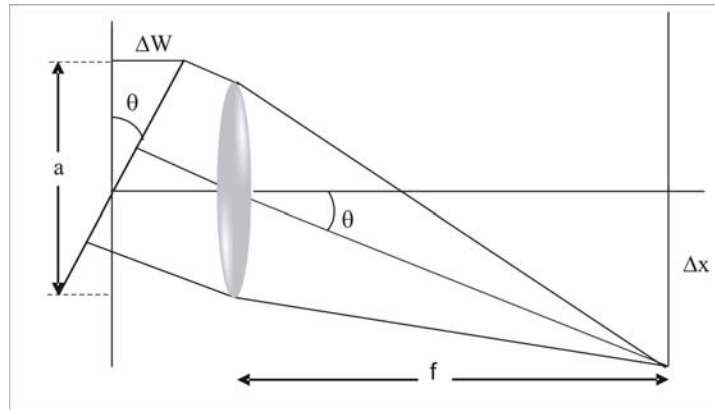


Figura 4.2: Microlente con distancia focal f y tamaño de la lente a y frente de onda con aberración

$$\Delta W = \frac{a\Delta x}{2f} \quad (4.1)$$

Δx puede tener desplazamientos máximos de $\pm a/2$, para no invadir al área correspondiente a la imagen que forma la lente contigua. Sustituyendo este valor en la ecuación 4.1 obtenemos el valor de aberración máximo.

$$\Delta W_{\max} = \pm \frac{a^2}{4f} \quad (4.2)$$

Para el valor mínimo tenemos que en el plano imagen (plano del CCD), en el intervalo $(x_0 - a/2, x_0 + a/2)$ tienen N píxeles en la imagen, entonces el valor mínimo de aberración que puede ser medida en ese arreglo está dado por:

$$\Delta W_{\min} = \frac{a^2}{4Nf} \quad (4.3)$$

Se analizaron varios arreglos de microlentes con diferentes tamaños y distancias focales y se obtuvo que para un arreglo de microlentes cuadrado con una distancia focal de 7 cm y el tamaño de cada microlente de centro a centro es de 1.75 mm se tiene una resolución de 0.006 (definida como el cociente de $\frac{\Delta}{\Delta W_{\max}}$), con este arreglo de microlentes se pueden medir aberraciones tan grandes como $\Delta W_{\max} = 17 \lambda$ hasta un valor de $\Delta W_{\min} = 0,8\lambda$ para una

longitud de onda de $\lambda = 632.8$ nm.

Sensor de luz CCD

Los detectores de luz más utilizados en el sensor Shack-Hartmann son las cámaras con un sensor CCD. Estas cámaras están compuesta de un chip CCD (Charge Couple Device) y sus componentes electrónicos. El chip CCD consta de un gran número de elementos individuales denominados píxeles, sensibles a la luz y capaces de producir una corriente proporcional a la cantidad de luz que recibe. Están fabricados principalmente de silicio en el que se han introducidos impurezas.

El principio en el que se basan las cámaras CCD es el efecto fotoeléctrico. El silicio del que están fabricados los chips CCD tienen un gap de 1.4 eV. Un fotón con una energía mayor puede excitar los elementos de la banda de valencia a la banda de conducción. Los electrones libres creados se almacenan en un pozo de potencial en el silicio creado aplicando un potencial positivo a uno de los electrodos en la superficie del CCD. Mediante una electrónica especial que cambia los voltajes en los electrodos se obtiene una lectura de las cargas de cada píxel. La carga es amplificada antes de medirse.

Modelo de Ojo

Las primeras evaluaciones se hicieron usando un modelo de ojo basado en el modelo de Allvar Gullstrand, este modelo fue diseñado y elaborado en el CCADET. El modelo de ojo tiene como función simular un ojo humano, la lente, cuyo diámetro es de 10 mm y espesor de 5 mm, con una distancia focal de 22 mm aproximadamente es equivalente a la potencia dióptrica total del ojo humano promedio (17 mm). El diafragma que tiene como función limitar la cantidad de luz, en el modelo de ojo simula a la pupila, éste se colocara detrás de la lente, éste cuenta con un diámetro exterior de 37 mm y un espesor de 5.5 mm, la apertura máxima es de 25 mm de diámetro y la mínima de 0.8 mm de diámetro y el ángulo de movimiento de la palanca de apertura-cierre es de 90° .

El diafragma estará sujeto por la pieza con el nombre de porta diafragma, la cual cuenta con una cavidad especial para la forma del diafragma y su accionamiento, esta pieza está hecha de un plástico gris y se acopla al porta lente por medio de 4 tornillos estándar, además con un barreno en la parte inferior, para facilitar su sujeción y manipulación a través de un poste de la misma denominación.

La tapa trasera como lo muestra la figura 4.3 se ensambla detrás del porta diafragma, esta pieza cuenta con una cuerda fina exterior de 0.8 mm de paso, y una longitud de 15 mm de cuerda. La tapa trasera estará hecha en plástico gris, y se acopla al porta diafragma por medio de 4 tornillos estándar.



Figura 4.3: Modelo de ojo

La pantalla móvil que se coloca detrás del diafragma, tiene como función reflejar de manera difusa la luz incidente simulando el efecto de la retina. La pantalla podrá desplazarse 15 mm sobre el eje de la lente, permitiendo así que la longitud del centro de la lente a la pantalla varíe de 16 mm a 31 mm con la finalidad que simule los defectos refractivos miopía e hipermetropía. La pantalla está montada sobre un tambor con rosca interior fina de 0.8 mm, es decir por cada 360° que se gire al tambor, la pantalla se desplaza sobre el eje de la lente 0.8 mm, acercándose o alejándose dependiendo del giro del tambor (acercándose, giro hacia la derecha; alejándose, giro hacia la izquierda) ver figura 4.4. La pantalla móvil cuenta con un tope que funciona

como un seguro, para garantizar que no se desacople de la tapa trasera. La pantalla está fabricada en plástico PVC gris y usa un papel bond rojo mate para producir reflexión difusa ver figura 4.4. Todo el arreglo cuenta con un espesor de 52.5 mm y un diámetro máximo de 50 mm.



Figura 4.4: Modelo de ojo con desplazamiento de la pantalla

4.2. Evaluación del centroide

El primer paso para la medición del frente de onda es la determinación de la posición de las imágenes generadas por las microlentes. Para ello se pueden seguir diferentes estrategias. La más utilizada es el cálculo del centroide.

A cada subpupila se la asigna un área de la CCD, donde se realiza el cálculo del centroide, el CCD está compuesto por un conjunto discreto de elementos de imagen o píxeles, por definición el centroide se obtiene como:

$$X_j = \frac{\sum_k \sum_l X_{kl} I(X_{kl}, Y_{kl})}{\sum_k \sum_l I(X_{kl}, Y_{kl})}; \quad Y_j = \frac{\sum_k \sum_l Y_{kl} I(X_{kl}, Y_{kl})}{\sum_k \sum_l I(X_{kl}, Y_{kl})} \quad (4.4)$$

Donde:

$I(X_{kl}, Y_{kl})$ es la intensidad en el pixel

(X_{kl}, Y_{kl}) son las posiciones de los pixeles correspondientes dentro del área donde se calculan los centroides

Para encontrar el centroide de cada subpupila se utiliza un programa desarrollado en MathCad (ver apéndice A) la imagen primero fue umbralizada y luego se le asignó un área donde se realiza el cálculo del centroide.

4.2.1. Evaluación de la distorsión de la lente del CCD

Si la lente de la cámara sufre de aberración de distorsión los centroides obtenidos no son un reflejo fiel de las posiciones de los puntos luminosos formados por las microlentes en su plano focal. La distorsión hace que los puntos imágenes en el CCD estén desplazados del valor ideal (descrito por la teoría paraxial). Entonces es necesario cuantificar el efecto de la distorsión y eliminarlo o compensarlo de la información de los centroides. De otra forma, aparecerían valores de aberración del ojo diferentes a los reales.

Para evaluar y obtener los coeficientes de aberración del modelo de ojo. Primero se dibujó con el programa Corel un arreglo cuadrado de 11x8 puntos con una separación de 2.5 mm y se midió la posición de los puntos objetos utilizando un proyector de perfiles marca Nikon que da una lectura digital para las distancias (x, y) con una precisión de 0.001mm. Después el arreglo de puntos se colocó en el plano focal de las microlentes (ver figura 4.5), se capturó la imagen y obtuvieron los centroides para tener los puntos imagen.

Después se trasladan los ejes al origen de coordenadas de ambos sistemas, se obtiene su distancia radial de los puntos objeto (R_o) e imágenes (R_i). Luego se grafica R_i vs R_o , donde la posición del punto objeto corresponde a la posición del punto imagen, se hace un ajuste en el programa Origin en la opción ajuste no lineal de la curva, para obtener los coeficientes de amplificación transversal (M) y distorsión (G) mediante la ecuación 4.5:

$$R_i = R_o M - G R_o^3 \quad (4.5)$$



Figura 4.5: Arreglo experimental para medir la distorsión

Para eliminar esta aberración los puntos objetos de la imagen son corregidos por distorsión y amplificación usando las siguientes expresiones:

$$\begin{aligned}x_0 &= x_i M - GM^{-4}(x_i^2 + y_i^2)x_i \\y_0 &= y_i M - GM^{-4}(x_i^2 + y_i^2)y_i\end{aligned}\tag{4.6}$$

4.2.2. Arreglo experimental 1

Realizamos un par de experimentos con el fin de hacer una evaluación de los coeficientes de aberración. El montaje experimental utilizado consiste en un haz láser de He-Ne que se atenúa por un polarizador. El haz se dirige hacia un divisor de haz de membrana.



Figura 4.5: Arreglo experimental para medir la distorsión

Para eliminar esta aberración los puntos objetos de la imagen son corregidos por distorsión y amplificación usando las siguientes expresiones:

$$\begin{aligned}x_0 &= x_i M - GM^{-4}(x_i^2 + y_i^2)x_i \\y_0 &= y_i M - GM^{-4}(x_i^2 + y_i^2)y_i\end{aligned}\tag{4.6}$$

4.2.2. Arreglo experimental 1

Realizamos un par de experimentos con el fin de hacer una evaluación de los coeficientes de aberración. El montaje experimental utilizado consiste en un haz láser de He-Ne que se atenúa por un polarizador. El haz se dirige hacia un divisor de haz de membrana.

El haz incide en el modelo de ojo, la pantalla trasera produce reflexión difusa y el haz reflejado regresa hacia el divisor de haz de membrana. Después pasa por un arreglo telescópico para expandir el haz y cubrir el área completa de las microlentes, para ocuparlas de manera óptima. La imagen de

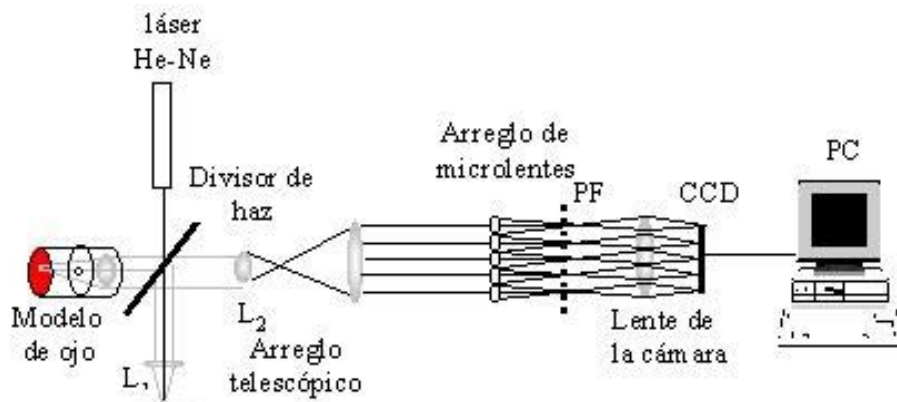


Figura 4.6: Arreglo Experimental

los puntos obtenidos en el plano focal del arreglo de microlentes es capturada por el sensor CCD por medio de una lente, después se procesa la imagen en la computadora que tiene integrada la tarjeta de video.

El arreglo telescópico es usado en un sistema óptico, cuando existe un requerimiento para tener un haz más ancho y a la vez con una divergencia pequeña. Se utiliza un sistema de amplificación compuesto por dos lentes con distancia focal de $f_2 = 45 \text{ mm}$ (L2) y la otra con una distancia focal de $f_3 = 125 \text{ mm}$ (L3). En la figura 4.6 se muestra el arreglo experimental.

Posición de las microlentes con respecto al CCD

La posición de las microlentes con respecto al CCD está dada por la ecuación de Gauss para las lentes delgadas como:

$$\frac{1}{s_o} + \frac{1}{s_i} = \frac{1}{f} \quad (4.7)$$

$$M = \frac{d_{\text{ccd}}}{d_{\text{ml}}} = -\frac{s_i}{s_o} \quad (4.8)$$

Donde s_o es la distancia del plano focal de las microlentes a la lente del sensor CCD (L4), s_i es la distancia de L4 al área sensible del CCD, d_{ccd} es la longitud de uno de los lados sensibles del CCD, d_{ml} es el tamaño del arreglo

de microlentes, f es la distancia focal de L4.

Despejando s_o de la ec. (4.8) y sustituyendolo en la ec. (4.7) nos queda:

$$s_i = \frac{f(d_{ml} - d_{ccd})}{d_{ml}} \quad (4.9)$$

Y por lo tanto

$$s_o = \frac{f(d_{ccd} - d_{ml})}{d_{ccd}} \quad (4.10)$$

Primera evaluación de los coeficientes de aberración

Una vez corregidas por distorsión las posiciones de los puntos de la imagen, se hizo una primera aproximación para la evaluación de los coeficientes de aberración del modelo de ojo. Se consideraron como puntos de referencia un arreglo cuadrado regular asociado con el punto focal de cada microlente, los puntos objetos de la imagen del MO se corrigen por distorsión, se trasladan los ejes al origen de coordenadas de ambos sistemas, se obtiene sus aberraciones transversales Δx y Δy con respecto a los puntos de referencia ecuación 3.7.

Para evaluar los coeficientes de aberración suponemos que las aberraciones esférica y de coma son tan pequeñas que las consideramos cero. Se grafica Δy vs y para un mismo valor de x y Δx vs x para un mismo valor de y y se observa un comportamiento lineal; siendo una clara manifestación de la predominancia de los términos de tip y tilt sobre los demás términos de aberración.

Por lo tanto se puede suponer que $A \approx B \approx 0$ en las ecuaciones 3.25 obtenemos dos ecuaciones lineales donde los coeficientes F y E son las ordenadas de las rectas y resolviendo el sistema de ecuaciones de las pendientes de las rectas obtenemos los coeficientes C y D .

4.2.3. Evaluación del frente de onda

Para cualquier punto P de una trayectoria ψ de puntos sobre una superficie S a evaluar, el punto P se describe por el vector de posición $\mathbf{r} = (x, y, z)$; el elemento diferencial sobre la trayectoria ψ de longitud está dado por $d\mathbf{r} = (dx, dy, dz)$ y es tangente a la superficie, por lo tanto será perpendicular a la normal $\mathbf{N} = (n_x, n_y, n_z)$ en el punto P. Entonces tenemos que:

$$\mathbf{N} \cdot d\mathbf{r} = 0 = n_x dx + n_y dy + n_z dz = 0$$

de donde:

$$z - z_0 = \int_{z_0}^z dz = \int_{(x_0, y_0)}^{(x, y)} \frac{N_x dx}{N_z} + \frac{N_y dy}{N_z} \quad (4.11)$$

Para la evaluación de las aberraciones del frente de onda, la superficie que se evalúa es el frente de onda deformado respecto de su forma ideal que es un plano, la ecuación de esta superficie es:

$$F(x, y, z) = W(x, y) - z = 0 \quad (4.12)$$

El vector normal al frente de onda resulta ser:

$$\mathbf{N} = k \nabla F(x, y, z) = k \left(\frac{\partial W(x, y)}{\partial x} \hat{i}, \frac{\partial W(x, y)}{\partial y} \hat{j}, \hat{k} \right) \quad (4.13)$$

Donde k es una constante de proporcionalidad, entonces el vector normal está dado por:

$$\mathbf{N} = k \left(\frac{\Delta x}{\gamma} \hat{i}, \frac{\Delta y}{\gamma} \hat{j}, \hat{k} \right) \quad (4.14)$$

Es posible demostrar por argumentos geométricos que, $\gamma = f$, donde f es la distancia focal del arreglo de microlentes, por lo que se obtiene finalmente:

$$W - W_0 = z - z_0 = \int \frac{\Delta x dx}{f} + \frac{\Delta y dy}{f} \quad (4.15)$$

Para hacer la integración numérica, se utiliza el método del trapecio, donde se usa que:

$$\begin{aligned} dx &= x_{i+1} - x_i \\ dy &= y_{i+1} - y_i \end{aligned} \quad (4.16)$$

quedando finalmente la expresión:

$$z = z_0 - \sum_{i=1}^n \left[\frac{\Delta x_i + \Delta x_{i+1}}{2f} + \frac{y_{i+1} - y_i}{2} + \frac{\Delta y_i + \Delta y_{i+1}}{2f} + \frac{x_{i+1} - x_i}{2} \right] \quad (4.17)$$

Para hacer la evaluación se tiene un patrón de puntos de referencia y los desplazamientos ($\Delta x, \Delta y$), se considera que $z_0 = 0$. En un programa desarrollado en Matlab (ver apéndice B) se evalúa la superficie siguiendo varias trayectorias ver figura 4.7 para evaluar todos los puntos y por último se obtienen los coeficientes de aberración haciendo un ajuste en Origin usando la Ec. (3.24)

4.2.4. Arreglo experimental 2

En el segundo arreglo experimental se utilizan los mismos elementos del arreglo experimental 1, agregándole dos divisores de haz, un espejo, un filtro espacial con su pinhole, y en lugar del modelo de ojo, se aplicó a ojos humanos, con el consentimiento de los sujetos experimentales.

El objetivo de estos cambios es determinar experimentalmente los puntos de referencia y no suponerlos regulares a priori.

El arreglo se muestra en la fig 4.8. Primero el haz pasa por el divisor de haz, a partir de este punto tenemos dos caminos posibles:

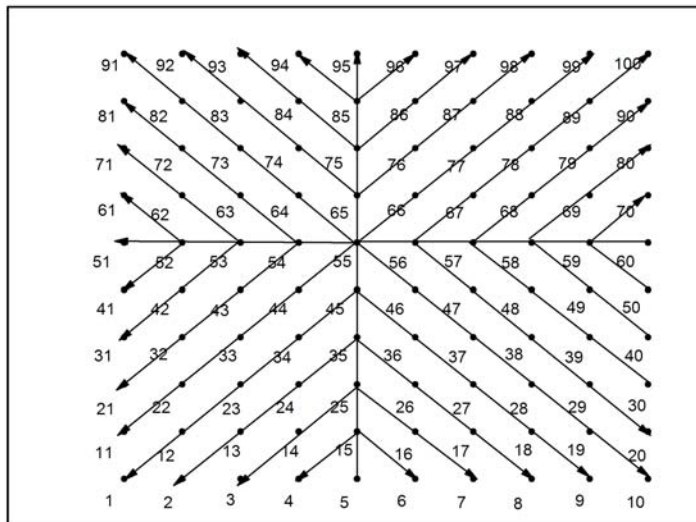


Figura 4.7: Trayectorias para evaluar el frente de onda

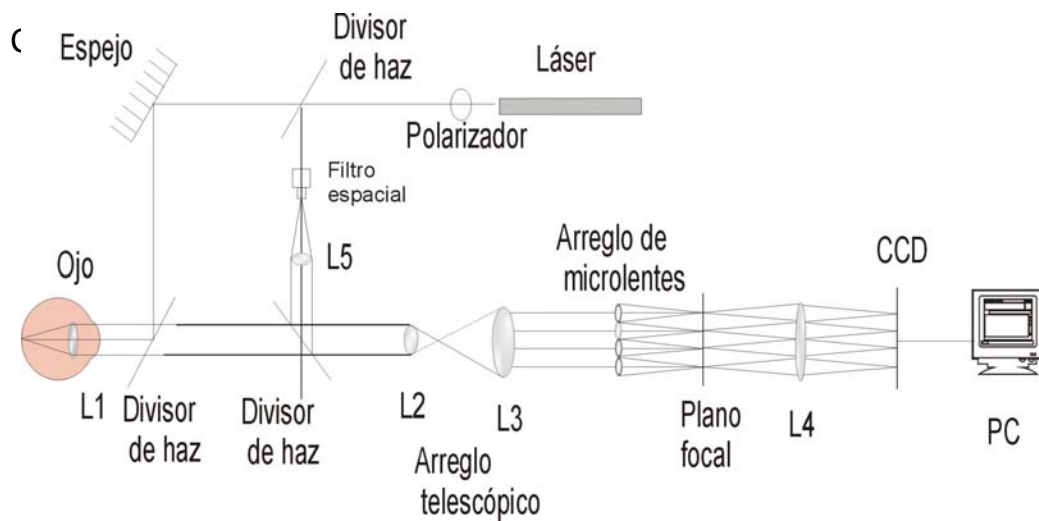


Figura 4.8: Arreglo Experimental 2

1.- El haz reflejado en el divisor de haz 1 incide en el sistema de referencia que consta de un filtro espacial con un pinhole de 25μ y una lente (L5) con una distancia focal de 40 cm, el haz llega a otro divisor de haz de cubo (2) y pasa por el arreglo telescópico y el sensor Shack-Hartmann, este arreglo de puntos generado lo consideramos el haz de referencia.

2.- El haz transmitido en el divisor de haz 1, llega a un espejo que desvía el haz a un divisor de haz 3 de cubo que desvía el haz hacia el ojo en la retina, se produce reflexión difusa; está luz vuelve a pasar por el ojo en dirección contraria y sale para incidir de nuevo en el divisor de haz 3, se transmite por el divisor de haz 2 y por todo el resto del sistema (ver figura 4.8).

Para hacer la evaluación se tiene un patrón de puntos de referencia y con los algoritmos desarrollados previamente se evalúan los coeficientes de aberración de ojos humanos.

Capítulo 5

Resultados

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos en la medición de los centroides, la evaluación de la distorsión de la lente del CCD y la evaluación de los coeficientes de aberración del modelo de ojo y de ojos humanos.

5.1. Evaluación de la distorsión de la lente del CCD

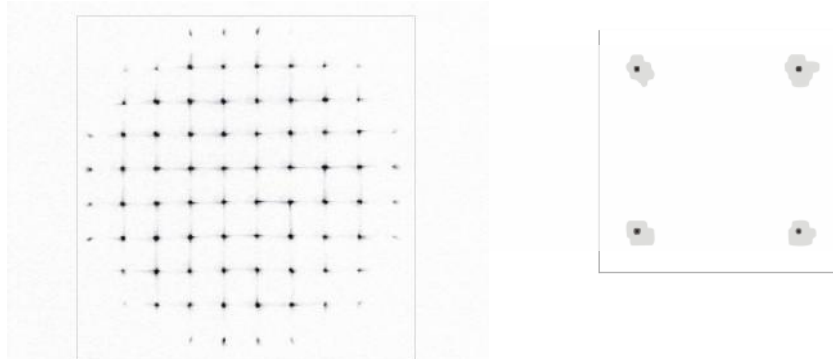


Figura 5.1: Imágenes capturadas del sensor Shack-Hartmann (a) imagen ampliada del área marcada en la figura, mostrando el centroide de los puntos(b)

Para evaluar la distorsión de la lente del CCD, las imágenes son capturadas con la tarjeta de video se procesa la imagen para obtener su centroide

del arreglo de puntos de cada mancha luminosa con un programa desarrollado en MathCad, ver figura 5.1

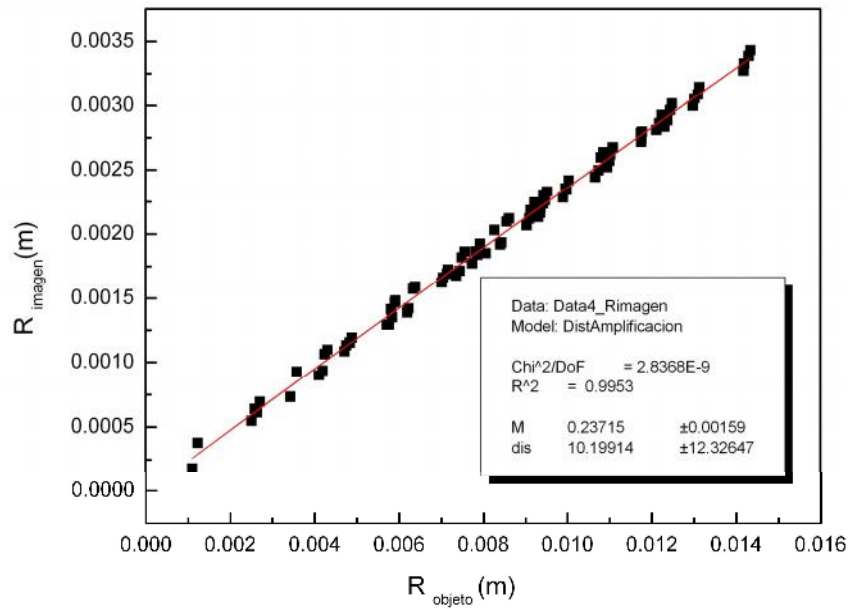


Figura 5.2: Gráfica de distorsión

La imagen esta dada en pixeles se hace la conversión a metros teniendo en cuenta que el tamaño del pixel en la cámara CCD utilizada es de $9.8 \mu\text{m}$, se transforman las coordenadas cartesianas de los puntos objeto e imagen a coordenadas polares y se hace un ajuste de la coordenada radial que es la única modificada por la distorsión en Origin mediante la ecuación 4.5 donde se obtuvieron los coeficientes de amplificación $M=0.237 \pm 0.0016$ y distorsión $G= 10.199 \text{ m}^{-2}$. En la figura 5.2 se ve la gráfica R_i vs R_o

5.2. Arreglo experimental

El Sensor Shack-Hartmann consta de un láser He-Ne polarizado con una $\lambda = 633\text{nm}$ con una potencia de 10mW, un arreglo de microlentes de 10×10 con un diámetro de cada lente de 1.75 mm, un sensor CCD Sony con una lente de 25 mm.

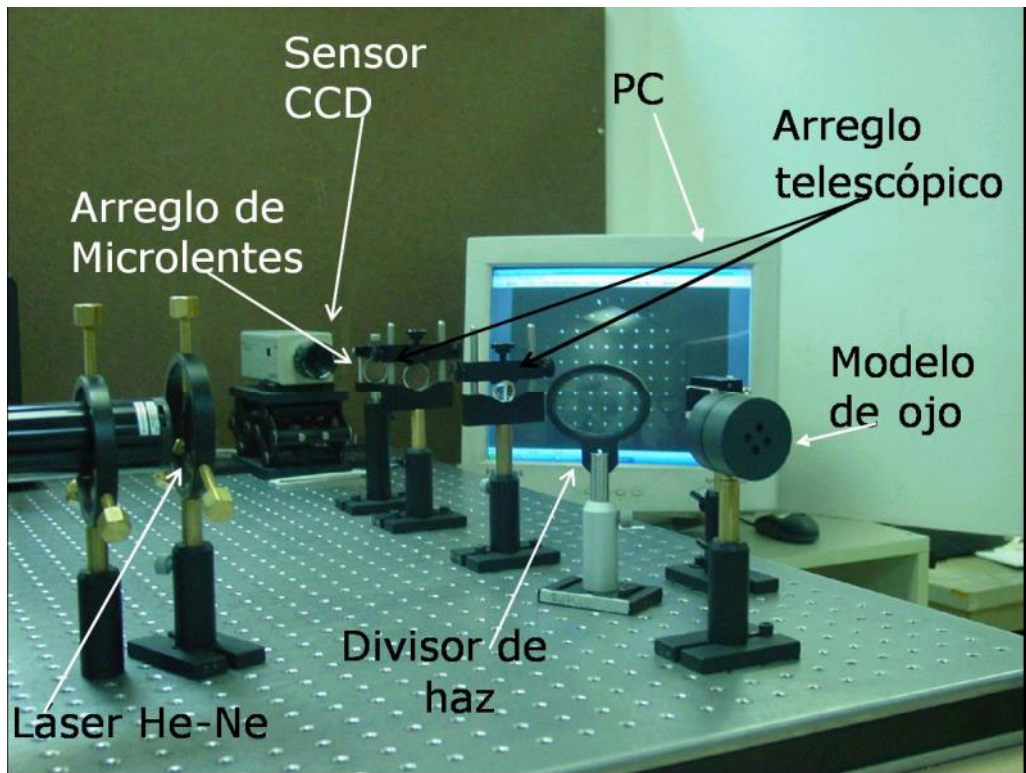


Figura 5.3: Arreglo Experimental

Se utilizó un arreglo telescópico con dos lentes con distancia focal de 45 mm y 125 mm respectivamente, la distancia entre las dos lentes del arreglo telescópico es la suma de sus distancias focales (17.0 cm).

De acuerdo a las ecuaciones 4.9 donde el área sensible del CCD es de 4.6 mm y el tamaño de las microlentes es de 25 mm, el arreglo de microlentes se colocó a una distancia de 11 cm con respecto al sensor CCD y a 2 cm de la

lente del CCD al área sensible del CCD. El arreglo experimental se muestra en la figura 5.3

5.2.1. Primera evaluación de los coeficientes de aberración

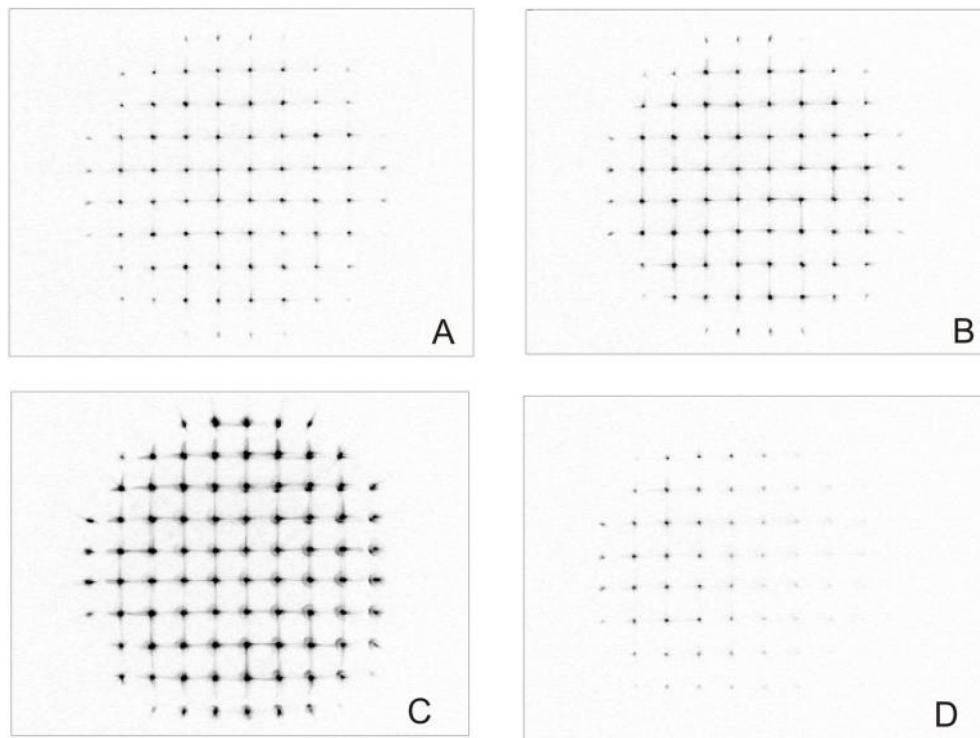


Figura 5.4: Negativo de las imágenes obtenidas del modelo de ojo, (A) a una distancia de 0.0 mm , (B) a una distancia de 1.6 mm ,(C) a una distancia de 4.8 mm y (D) a una distancia de 12.4 mm

Se tomaron imágenes del modelo de ojo a diferentes posiciones de la pantalla móvil del modelo de ojo a cada 0.8 mm de desplazamiento. En la figura 5.4 se muestran solo 4 imágenes a diferentes posiciones de la pantalla, se observa que a una distancia de 4.8 cm hay desenfoque y a una distancia

de 12.4 cm ya se pierde información de la imagen.

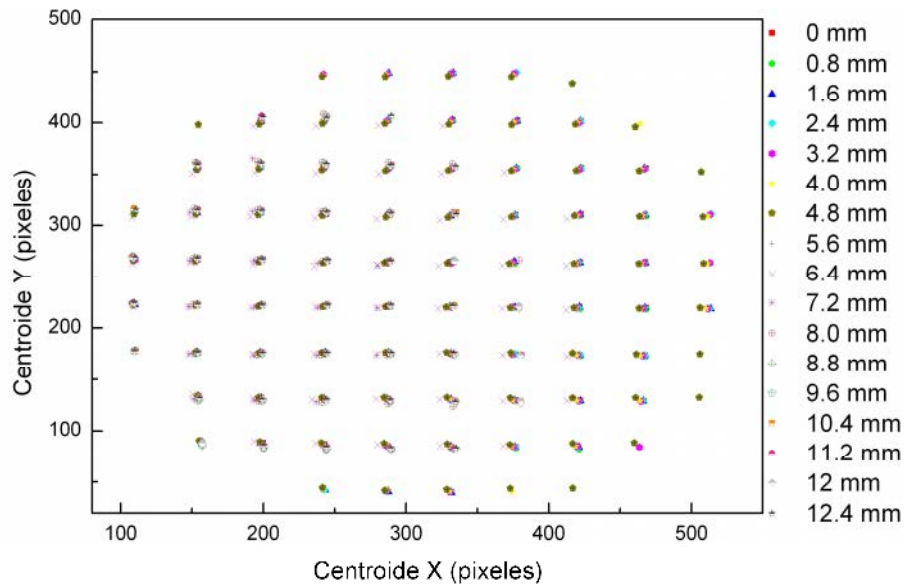


Figura 5.5: Gráfica de los centroides para las diferentes posiciones de la pantalla del modelo de ojo

Las imágenes obtenidas del modelo de ojo fueron umbralizadas y posteriormente se calculó sus centroides. En la figura 5.5 se ve la gráfica de los centroides de cada mancha a diferente posición de la pantalla del modelo de ojo desde 0 cm hasta 12.4 cm, se observa que hay un desplazamiento de los centroides, ésto se debe al hecho de que al mover la pantalla roja que simula la retina en el modelo de ojo, el frente de onda que emerge del modelo, cambia su curvatura haciendo que los puntos se alejen o se acerquen entre sí, debido al desenfoque.

Una vez corregidos los puntos objetos de la imagen por distorsión, se hizo una primera aproximación para la evaluación de los coeficientes de aberración, considerando que los puntos de referencia es el patrón de puntos

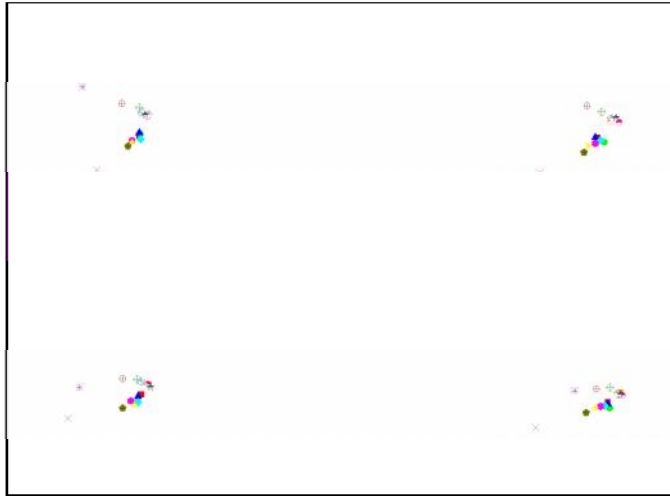


Figura 5.6: Zoom del cuadro de la figura 5.5

generados por todas las microlentes enfocadas en su punto focal, en este caso suponemos que el sistema de medición no tiene aberraciones y que todos los cambios de posición de los puntos se debe al modelo de ojo.

En la figura 5.7 se muestran los puntos de referencia y los puntos objetos de la imagen del MO corregidos por distorsión, se obtiene su x y y y con respecto a los puntos de referencia que son las distancias en x y y respectivamente de los puntos con aberración respecto de los de referencia.

Para tener una primera evaluación de los coeficientes de aberración, se graficó x vs x para un valor de $y = 4.375$ mm y y vs y para un valor de $x = 4.375$ mm se observa un comportamiento lineal ver figura ???. Con lo dicho antes se puede considerar que como las contribuciones de esfericidad y coma son mucho menores, en esta etapa podemos suponer $A = B = 0$ de las ecuaciones 3.25 nos queda que:

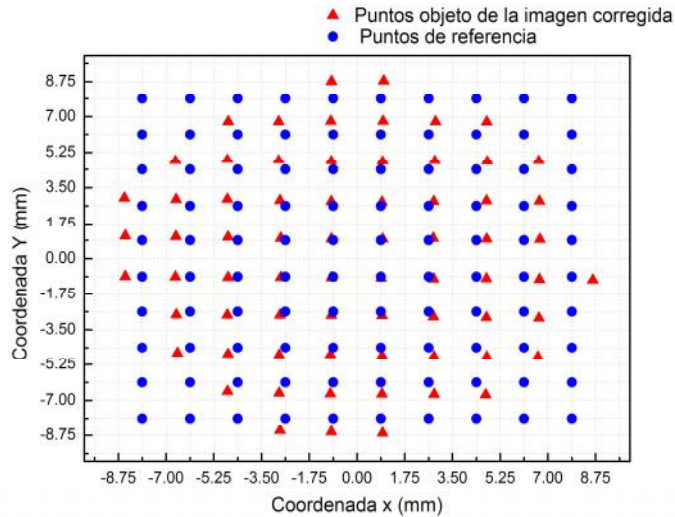


Figura 5.8: Gráfica de los puntos de referencia y los centroides del modelo de ojo con la pantalla a una posición de 1.6 mm corregidos por los términos de Tip-Tilt.

$$\Delta x = 2(C+D)x + F$$

$$\Delta y = 2(3C + D)y + E$$

Donde E y F son las ordenadas de las rectas, $E = 0.115 \text{ mm} \pm 0.006$ y $F = -0.429 \text{ mm} \pm 0.005$ y resolviendo el sistema de ecuaciones de las pendientes de las rectas podemos obtener los coeficientes $C = -12.5 \times 10^{-6}$ y $D = 0.0315$.

Con los valores obtenidos de los coeficientes de aberración, los puntos objetos de la imagen del MO fueron corregidos por los coeficientes de Tip-Tilt (restándole los coeficientes E y F), se observa que se corrige muy bien en los movimientos x y y, ésta aberración ésta relacionada con la desalineación del sistema óptico y no es propia del ojo a medir, ver figura 5.8.

Al graficar el residuo después de haber eliminado las aberraciones de astigmatismo, curvatura de campo, Tip-Tilt, se muestra que cerca del eje óptico la aberración esférica es dominante [20] mientras que coma es más evidente para puntos cercanos al borde del plano de la pupila ver figura 5.9.

5.2.2. Evaluación del frente de onda

Para hacer la evaluación del frente de onda se tiene un patrón de 100 puntos de referencia y los desplazamientos (x , y) considerando que $z_0 = 0$ en la ecuación 4.17 evaluamos la superficie considerando las siguientes trayectorias ver figura 4.7. Se desarrollo un algoritmo en Matlab para evaluar el frente de onda de la superficie aberrada.

En la figura 5.10 se ve la gráfica del frente de onda para el modelo de ojo y su mapa de color donde se observa que hay desalineación en x y y debido a todo el sistema de medición.

Una vez evaluado el frente de onda se obtuvieron los coeficientes de aberración, haciendo un ajuste de la ecuación 3.24 en el programa Origin usan-

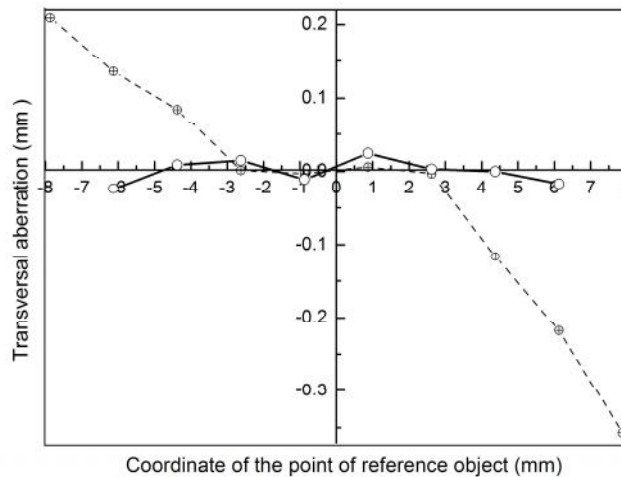


Figura 5.9: (a) gráficas de y vs y (; $x = 4.375$ mm) y x vs. x (; $y = 4.375$ mm).

do del método de Levenberg-Marquart, los coeficientes evaluados son: $A = 1.34 \times 10^{-6} \text{ mm}^{-3}$, $B = 6.14 \times 10^{-6} \text{ mm}^{-2}$, $C = 2.0 \times 10^{-5} \text{ mm}^{-1}$, $D = 5.0 \times 10^{-4} \text{ mm}^{-1}$, $E = 1.86 \times 10^{-3}$ y $F = -5.93 \times 10^{-3}$.

En la figura 5.11 es eliminada la aberración de astigmatismo, curvatura de campo y los coeficientes tip-tilt quedando sólo aberración esférica y coma, en el mapa de color se observa centrada la imagen lo que significa que se puede evaluar los coeficientes de aberración y en la figura se ve que se corrige la aberración tip y tilt.

5.2.3. Arreglo experimental 2

En el arreglo experimental 2 se agregaron otros elementos ópticos (ver figura 5.12) para tener el haz de referencia y la evaluación del ojo humano. Se captura la imagen del sistema de referencia que incluye a todo el sistema óptico para eliminar las aberraciones producidas por todo los elementos óptico del sistema.

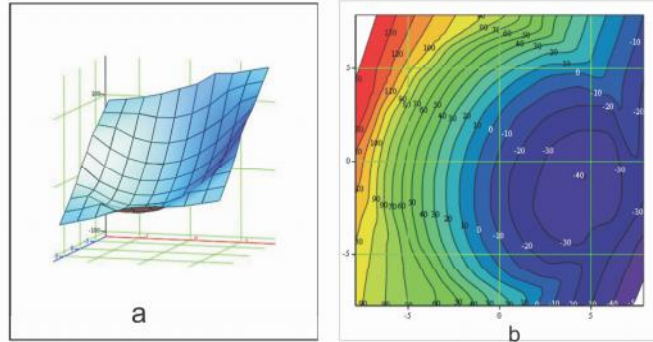


Figura 5.10: Forma del frente de onda del modelo de ojo con aberración (a) mapa de color del frente de onda (b)

5.2.4. Evaluación de los coeficientes de aberración de ojos humanos

En esta sección se muestran los resultados experimentales de la evaluación de ojos humanos, se evaluaron cuatro ojos usando el arreglo experimental 2, se usó el polarizador para disminuir la potencia del láser a 0.568 ± 0.001 mW, se colocó enfrente del ojo un diafragma para poder alinear el ojo con la luz láser y se procedió a capturar la imagen lo más rápido posible para no lastimar el ojo, siguiendo la norma de seguridad ocular.

Para la evaluación de los ojos, se capturó la imagen de referencia, la imagen sin ojo que le llamamos fondo y la imagen del ojo. Luego la imagen fue procesada primero se le resto el fondo para eliminar el ruido, quedando la imagen del ojo a la cual se le aplicó un filtro máximo y se contrastó para tener una imagen nítida y hacer la evaluación de los centroides.

En la figura 5.13 se muestran las imágenes de los ojos, restando el fondo y procesadas con el filtro y contraste. Las imágenes se analizan cuantitativamente obteniendo su centroide, el frente de onda y el valor de los coeficientes de aberración correspondientes. En las tablas (ver Apéndice C) se muestran los valores de su análisis cuantitativo, sus centroides de la imagen de referencia y de los ojos, sus aberraciones transversales y la integración para cada ojo.

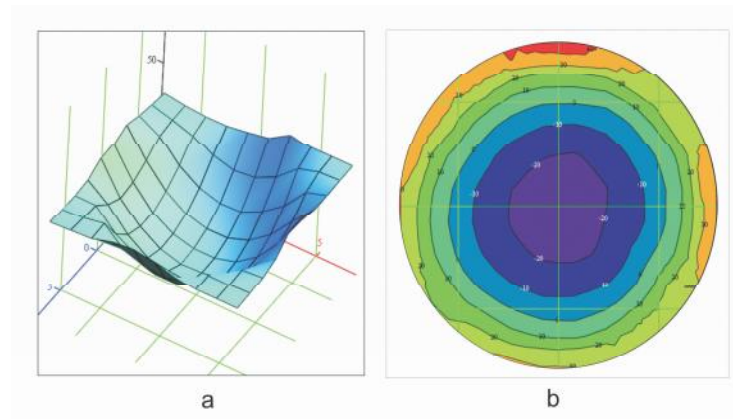


Figura 5.11: (a) Forma del frente de onda del modelo de ojo con aberración (b) Mapa de color del frente de onda

Coeficientes de aberración para la evaluación en ojos humanos						
	A (mm^{-3})	B (mm^{-2})	C (mm^{-1})	D (mm^{-1})	E	F
ojo 1	-1.453	1.9 36	1.0	1.1	2.8	3.41
ojo 2	-4.613	8.691	1.4	1.4	-0.78	1.95
ojo 3	9.162	0.403	-0.047	1.3	0.24	-3.78
ojo 4	-1.392	0.472	0.005	1.3	1.76	2.95

Tabla 5.1: Coeficientes de aberración para la evaluación en ojos humanos

En la figura 5.14 se muestra el valor de los centroides de los 4 ojos evaluados, donde se puede observar que la aberración transversal es diferente para cada ojo.

Por último se calcularon los coeficientes de aberración de los cuatro ojos usando el programa Origin, los coeficientes se muestran en la tabla 5.1.

En la figura 5.15 se muestran los frentes de onda de cada ojo eliminando los coeficientes de tip y tilt (coeficientes E y F respectivamente) que no son propias del ojo sino de la desalineación del sistema y en fig.5.16 se muestra su mapa de color de los cuatro ojos evaluados .

Se hizo una evaluación para comparar la diferencia entre evaluar la aberración transversal utilizando los coeficientes de aberración evaluados en la

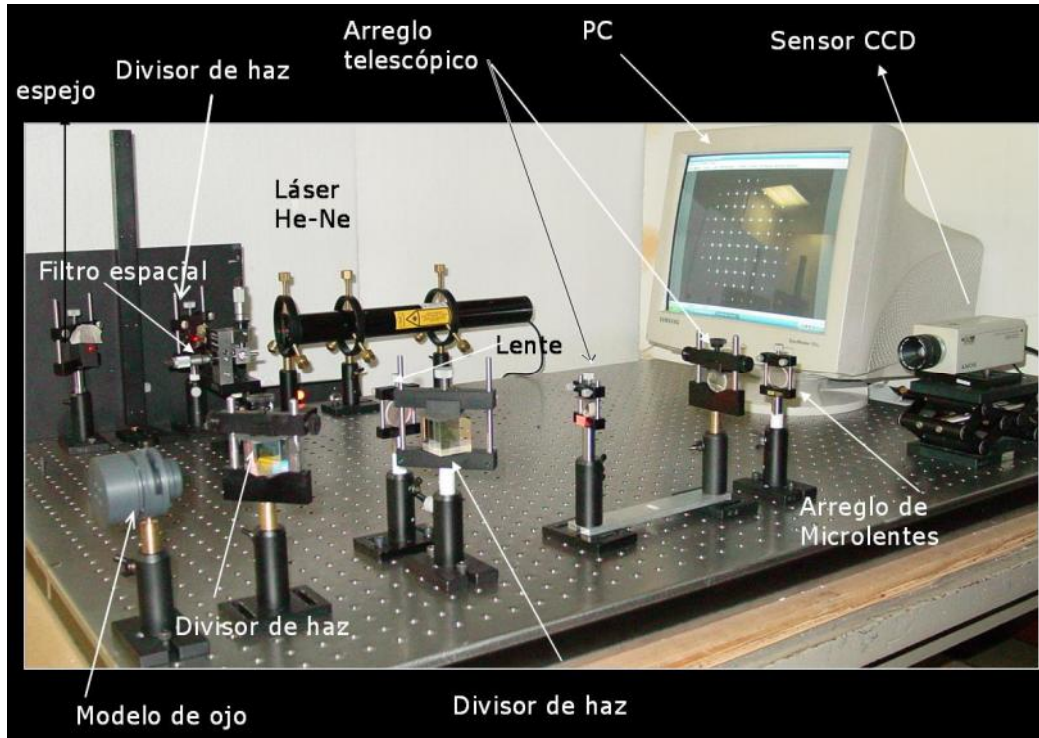


Figura 5.12: Arreglo Experimental 2

Ec.3.24 con la diferencia entre los puntos de referencia y los medidos, ver figuras 5.17 y 5.18.

Se hizo el promedio de las diferencias y se evaluó el promedio y la desviación estándar para los cuatro ojos en x y y, en la tabla 5.2 se muestran los valores de su desviación estándar y su promedio.

Con los resultados mostrados en la tabla 5.1 se puede hacer un análisis de las aberraciones en cada ojo, se observa que en el ojo 3 y 4 no presentan problemas de astigmatismo (su coeficiente es cercano a cero) pero el ojo 3 su aberración esférica es muy grande con respecto a los otros ojos, en cambio el ojo 1 y 2 si presentantan problemas de astigmatismo pero el ojo 2 se observa un valor alto en el coeficiente de coma y de esfericidad y en su mapa de color ver figura 5.16(b) se observa un frente de onda muy deformado.

	\bar{x} (mm)	s_x	\bar{y} (mm)	s_y
ojo 1	-0.007	0.040	-0.005	0.023
ojo 2	-0.007	0.023	0.001	0.021
ojo 3	0.002	0.099	-0.006	0.099
ojo 4	-0.019	0.068	0.104	0.031

Tabla 5.2: Valores promedios y desviación estándar de diferencias de aberraciones transversales los cuatro ojos

Con el sistema desarrollado en el trabajo de tesis se puede evaluar cuantitativamente las aberraciones en ojos humanos, como se ve en las figuras 5.17 y 5.18 hay una diferencia considerable entre las aberraciones transversales, esto se debe al proceso de evaluación que va desde obtener los centroides hasta los coeficientes de aberración. Pasa por muchos cálculos que van acumulando errores, lo que sugiere mejorar los algoritmos de evaluación.

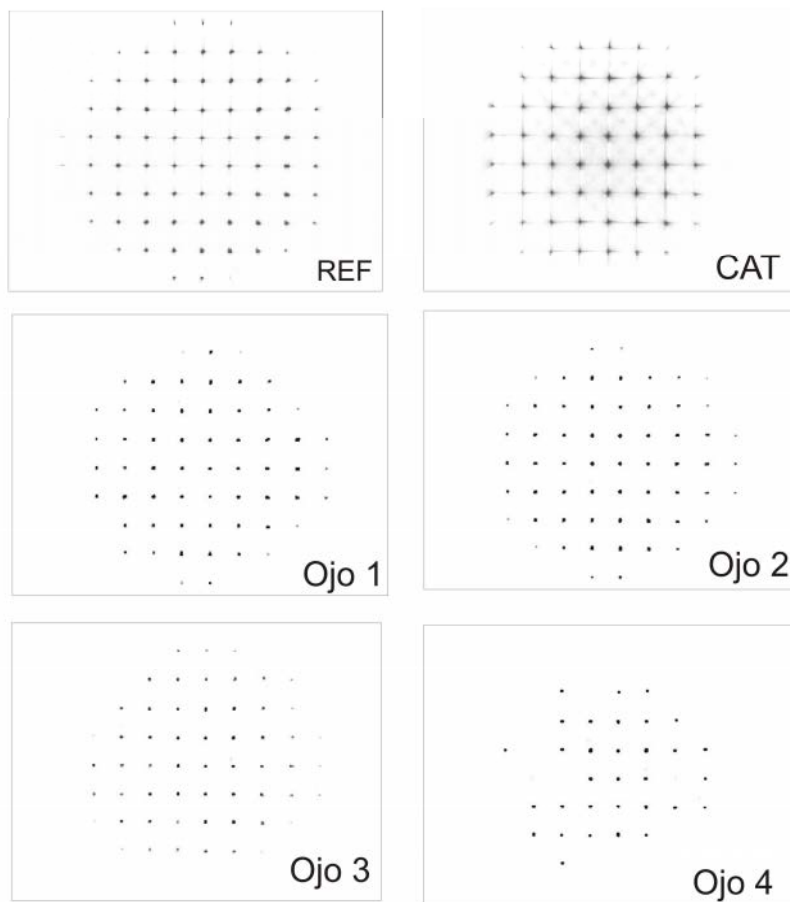


Figura 5.13: El negativo de las imágenes capturadas en el sensor Shack-Hartmann y procesadas para evaluar el centroide

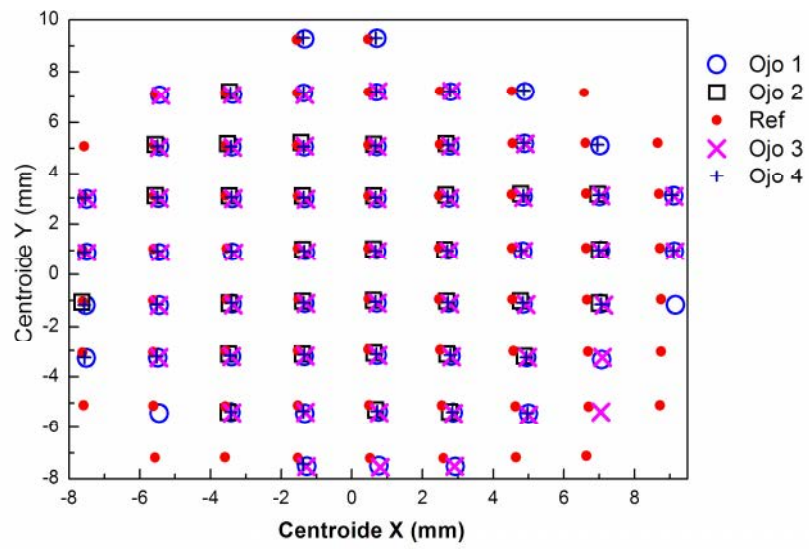


Figura 5.14: Centroides de los cuatro ojos evaluados.

Capítulo 6

Conclusiones

En este trabajo de tesis se desarrolló un sensor Shack-Hartmann, se evaluó el arreglo de microlente, donde se obtuvo que el sensor tiene una resolución de 0.0006 y se pueden medir aberraciones máximas de 17 y mínimas de 0.8 por cada microlente.

Se construyó un modelo de ojo que tiene como función simular un ojo humano, con este modelo se hicieron las primeras evaluaciones de las aberraciones y se desarrollaron los algoritmos de computación para el cálculo del centroide, la integración y los coeficientes de aberración en Origin.

En la primera aproximación para la evaluación de los coeficientes, se supone que los coeficientes de aberración de esfericidad y coma son aproximadamente cero y se observa en las figura 4.6 que cerca del eje óptico la aberración esférica es dominante mientras que la aberración de coma es dominante para puntos cercanos al borde de la pupila. En esta primera evaluación se consideró que los puntos de referencia es el patrón de puntos generados por todas las microlentes enfocadas en su punto focal. Por lo tanto los coeficientes de aberración incluye las aberraciones del ojo y del todo el sensor Shack-Hartmann incluyendo al arreglo telescópico.

Para considerar todos los coeficientes se hace la evaluación del frente de onda, y usando el polinomio de tercer grado obtenemos todos los coeficientes de aberración.

En el experimento dos se añade un sistema de calibración para obtener

los puntos de referencia que incluye las aberraciones del sistema de medición, por lo tanto al evaluar las aberraciones transversales solo medimos las aberraciones propias del ojo a medir.

Por lo tanto se demuestra que el dispositivo es sensible a las aberraciones en ojos humanos y se puede ya evaluar los coeficientes de aberración.

Se hizo una evaluación para comparar la aberración transversal usando los coeficientes de aberración y los datos medidos directamente, se observa que su desviación estandar es de centésimas de milímetro lo que sugiere mejorar el método de integración para reducir la diferencia.

Una de las ventajas de haber desarrollado el sensor Shack-Hartmann es conocer el algoritmo de computación que estamos utilizando para evaluar las aberraciones en ojos humanos que muchas veces en el equipo comercial no se puede saber.

Se considera que los aberrómetros son un importante paso conceptual y técnico en la investigación de la óptica fisiológica. Sin embargo los instrumentos de investigación son aún imperfectos y distan mucho de determinar el 100 % de las aberraciones. Por lo que hay que realizar investigación sobre cómo mejorarlos y optimizarlos.

Lo que faltaría sería una automatización del sistema y mejorar los algoritmos de integración para tener una mejor evaluación de los coeficientes de aberración.

Comparar con otros métodos o instrumentos (comerciales) calibrados o usar sistemas ópticos con aberraciones conocidas para probar el arreglo. Evaluaciones con polinomios de orden superior (Zernike).

Apéndice A

Códigos en Mathcad

Código para umbralizar la imagen ver figura ?? donde M es la imagen capturada en la tarjeta de video en extensión .tif, donde u es la umbralización y MU es la imagen umbralizada

En la figura A.1 se muestra el código para formar mallas verticales y horizontales, donde MU es la imagen umbralizada, r y c es la posición de los renglones y columnas respectivamente y s es la separación entre columnas y renglones.

El código de la figura A.2 evalúa los centroides de los puntos imágenes

```

W := | W ← MU - MU
      | c ← 18
      | r ← 80
      | s ← 45
      | for i ∈ 0.. 10
      |   | k ← trunc(i·s + c)
      |   | for j ∈ 0.. cols(MU) - 1
      |   |   | Wk,j ← 150
      |   |
      |   | for i ∈ 0.. 10
      |   |   | k ← trunc(i·s + r)
      |   |   | for j ∈ 0.. rows(MU) - 1
      |   |   |   | Wj,k ← 255
      |   |
      | W
    
```

Figura A.1: Código para generar la malla de la imagen

```

Centroid2(A, i, j) :=
  X ← 0
  Y ← 0
  T ← 0
  c ← 18
  r ← 80
  s ← 45
  for m ∈ 0..s - 1
    for n ∈ 0..s - 1
      k ← i·s + c + m
      l ← j·s + r + n
      T ← T + Ak,l
      X ← X + l·Ak,l
      Y ← Y + k·Ak,l
  XY0 ←  $\frac{X}{T}$ 
  XY1 ←  $\frac{Y}{T}$ 
  XY
    
```

Figura A.2: Código para calcular los centroides

Códigos en Matlab

Para calcular la integración de la superficie se elaboro un algoritmo en matlab, el código evalua las trayectorias de la parte derecha de la figura 4.7 .

```
load REFcenX.txt -ascii
load REFcenY.txt -ascii
load DXY124L.txt -ascii
f=70;
d=1/(2*f);
x=REFcenX(:,1);
y=REFcenY(:,1);
Dx=DXY124L(:,1);
Dy=DXY124L(:,2);
n=length(x);
m=length(Dy);
R=[x,y];
D=[Dx,Dy];
A=[55 56 57 58 59 60;55 56 57 58 59 50;55 56 57 58 49 40;55 56 57 48 39
30;55 56 47 38 29 20;
55 56 57 58 59 70;55 56 57 58 69 80;55 56 57 68 79 90;55 56 67 78 89 100;55
45 34 23 12 1;
55 45 35 24 13 2;55 45 35 25 14 3;55 45 35 25 15 4;55 45 35 25 15 5;55 45 35
25 15 6;
55 45 35 25 16 7;55 45 35 26 17 8;55 45 36 27 18 9;55 46 37 28 19 10]
k=length(A(1,:))
p=length(A(:,1));
```

```

for j=1:1:p;
for i=1:1:k-1
ai=A(j,i);
a2i=A(j,i+1);
xi = R(ai,1);
yi = R(ai,2);
x2i = R(a2i,1);
y2i = R(a2i,2);
C1=x2i-xi;
C2=y2i-yi;
ui = D(ai,1);
vi = D(ai,2);
u2i = D(a2i,1);
v2i = D(a2i,2);
C3= ui+u2i;
C4=vi+v2i;

    C55(j,i)=((C3.*C1)+(C4.*C2))*d;
if u2i==0 & v2i== 0;
C55==0;
else
end
end
end

    tray=C55
int= cumsum(C55,2)
int1=int

```

El siguiente código evalúa las trayectorias de la parte izquierda de la figura 4.7.

```

clc
clear all
load REFXYmm.txt -ascii
load DXY124L.txt -ascii
f=70;
d=1/(2*f);

```

```

x=REFXYmm(:,1);
y=REFXYmm(:,2);
Dx=DXY124L(:,1);
Dy=DXY124L(:,2);
n=length(x);
m=length(Dy)

```

```

R=[x,y];
D=[Dx,Dy];

```

```

A=[55 44 33 22 11;55 54 43 32 21;55 54 53 42 31;55 54 53 52 41;55 54 53
52 51;55 54 53 52 61;
55 54 53 62 71;55 54 63 72 81;55 64 73 82 91;55 65 74 83 92;55 65 75 84 93;55
65 75 85 94;55 65 75 85 95;55 65 75 85 96;
55 65 75 86 97;55 65 76 87 98;55 66 77 88 99]

```

```

k=length(A(1,:))
p=length(A(:,1))
for j=1:1:p;
for i=1:1:k-1
ai=A(j,i);
a2i=A(j,i+1);
xi = R(ai,1);
yi = R(ai,2);
x2i = R(a2i,1);
y2i = R(a2i,2);
C1=x2i-xi;
C2=y2i-yi;
ui = D(ai,1);
vi = D(ai,2);
u2i = D(a2i,1);
v2i = D(a2i,2);
C3= ui+u2i;
C4=vi+v2i;

```

```

if u2i==0 & v2i== 0;
C44==0;
else

```

```
C44(j,i)=((C3.*C1)+(C4.*C2))*d;
```

```
    end end  
end tray=C44  
int=cumsum(tray,2);
```

```
    int1=int  
g=length(int)
```

```
    a=A(:,);  
b=A(:,3);  
c=A(:,4);  
h=A(:,5);
```

```
    d=int1(:,);  
e=int1(:,2);  
f=int1(:,3);  
g=int1(:,4);
```

```
    a1=[a,];  
a2=[b,e]; a3=[c,f  
]; a4=[h,g];
```

```
J=[a1,a2,a3,a4]
```

```
save int124L4.txt J -ascii
```

Apéndice C

Tablas

Centroides				Aberración transversal		Integración
Referencia X (mm)	Referencia Y (mm)	ojo 1 X (mm)	ojo 1 Y (mm)	x (mm)	y (mm)	W(x,y) (μ m)
-1.53	7.2	-1.27	-7.52	-0.26	0.32	-26.9
0.518	-7.21	0.764	-7.5	-0.246	0.29	-32.8
2.59	-7.21	2.93	-7.53	-0.34	0.32	-41
-5.61	-5.11	-5.45	-5.39	-0.16	0.28	-7.1
-3.58	-5.13	-3.42	-5.36	-0.16	0.23	-11.5
1.52	-5.1	-1.33	-5.4	-0.19	0.3	-17.6
0.492	-5.08	0.755	-5.33	-0.263	0.25	-23.3
2.55	-5.1	2.87	-5.37	-0.32	0.27	-31.8
4.63	-5.13	5	-5.4	-0.37	0.27	-42.5
-7.62	-3.08	-7.51	-3.29	-0.11	0.21	-3.82
5.62	-3.06	-5.49	-3.28	-0.13	0.22	-0.525
-3.57	-3.02	-3.4	-3.23	-0.17	0.21	-4.59
-1.53	-3	-1.34	-3.22	-0.19	0.22	-9.78
0.47	-2.96	0.72	-3.18	-0.25	0.22	-15.8
2.5	-2.97	2.81	-3.21	-0.31	0.24	-24.3
4.57	-3.02	4.95	-3.27	-0.38	0.25	-32.8
6.68	-3.04	7.07	-3.35	-0.39	0.31	-44.4.8
-7.61	-1.04	7.52	-1.18	-0.09	0.14	-9.37
-3.54	-0.953	-3.38	-1.12	-0.16	0.167	0.991
-1.51	-0.945	-1.33	-1.1	-0.18	0.155	-4.33

Centroides				Aberración transversal		Integración
0.474	-0.936	0.707	-1.09	-0.233	0.154	-10.7
2.47	-0.949	2.74	-1.09	-0.27	0.141	-17.3
4.54	-0.954	4.85	-1.13	-0.31	0.176	-26.4
6.65	-0.963	7.04	-1.12	-0.39	0.157	-36.7
8.75	-0.952	9.16	-1.16	-0.41	208	
-7.61	1.01	-7.5	0.909	-0.11	0.101	13.9
-5.61	1.05	-5.45	0.899	-0.16	0.151	10.1
-3.54	1.07	-3.38	0.915	-0.16	0.155	5.46
-1.53	1.07	-1.31	0.928	-0.22	0.14	2 0
0.466	1.07	0.699	0.961	-0.233	0.109	-6.46
2.47	1.08	2.73	0.945	-0.26	0.135	-13.5
4.53	1.09	4.84	0.958	-0.31	0.132	-21.9
6.63	1.09	7.04	0.993	-0.41	0.097	-32.7
8.72	1.09	9.13	0.965	-0.41	125	0
-7.58	3.04	-7.5	2.96	-0.08	0.08	16.8
-5.6	3.08	-5.47	2.99	-0.13	0.09	13.2
-3.57	3.08	-3.38	2.98	-0.19	0.1	9.45
-1.53	3.07	-1.33	2.98	-0.2	0.09	3.31
0.47	3.07	0.712	2.98	-0.242	0.09	-3.29
2.47	3.09	2.75	3.01	-0.28	0.08	-11.1
4.52	3.13	4.85	3.05	-0.33	0.08	-19
6.63	3.16	7.01	3.06	-0.38	0.1	-28.8
8.69	3.15	9.11	3.08	-0.42	0.07	0
-5.6	5.12	-5.44	5.07	-0.16	0.05	16.7
-3.56	5.12	-3.39	5.06	-0.17	0.06	10.9
-1.55	5.12	-1.34	5.06	-0.21	0.06	5.57
0.471	5.13	0.712	5.07	-0.241	0.06	-0.782
2.49	5.15	2.77	5.09	-0.28	0.06	-8.59
4.55	5.2	4.89	5.19	-0.34	0.01	-18.9
6.61	5.21	7.02	5.11	-0.41	0.1	-27.4
-5.55	7.11	-5.44	7.08	-0.11	0.03	16.1
-3.58	7.16	-3.37	7.1	-0.21	0.06	13.4
-1.55	7.16	-1.36	7.16	-0.19	0	6.44
0.471	7.2	0.7	7.19	-0.229	0.01	272
2.49	7.23	2.8	7.21	-0.31	0.02	-7.53

Centroides				Aberración transversal		Integración
4.52	7.23	4.9	7.22	-0.38	0.01	-17.1
-1.56	9.23	-1.33	9.27	-0.23	-0.04	5.88
0.459	9.25	0.706	9.29	-0.247	-0.04	-0.425

Tabla C.1: Valores del centroide y la integración en la evaluación del ojo 1

Centroides				Aberración transversal		Integración
Referencia X (mm)	Referencia Y (mm)	ojo 2 X (mm)	ojo 2 Y (mm)	x (mm)	y (mm)	W(x,y) (μ m)
-3.58	-5.13	-3.5	-5.35	-0.08	0.22	-7.51
0.492	-5.08	0.678	-5.26	-0.186	0.18	-14.4
2.55	-5.1	2.76	-5.34	-0.21	0.24	-20.1
-3.57	-3.02	-3.48	-3.14	-0.09	0.12	-1.78
-1.53	-3.00	-1.4	-3.14	-0.13	0.14	-5.1
0.47	-2.96	0.623	-3.1	-0.153	0.14	-8.94
2.5	-2.97	2.69	-3.14	-0.19	0.17	-13.5
4.57	-3.02	4.88	-3.22	-0.31	0.2	-22.8
-7.61	-1.04	-7.64	-1.06	0.03	0.02	-1.78
-3.54	-0.953	-3.47	-1.1	-0.07	0.147	0.313
-1.51	-0.945	-1.39	-1.03	-0.12	0.085	-1.84
0.474	-0.936	0.614	-0.995	-0.14	0.059	-5.43
2.47	-0.949	2.68	-1.03	-0.21	0.081	-10.8
4.54	-0.954	4.77	-1.02	-0.23	0.066	-16.1
6.65	-0.963	7.00	-1.1	-0.35	0.137	-23.7
-1.53	1.07	-1.39	1.03	-0.14	0.04	0
0.466	1.07	0.614	1.04	-0.148	0.03	-4.11
2.47	1.08	2.63	1.02	-0.16	0.06	-8.51
6.63	1.09	7.00	1.02	-0.37	0.07	-23.1
-5.6	3.08	-5.56	3.08	-0.04	0	1.6
-3.57	3.08	-3.47	3.07	-0.1	0.01	4.22
-1.53	3.07	-1.4	3.07	-0.13	0	0.571
0.47	3.07	0.619	3.07	-0.149	0	-3.56
2.47	3.09	2.66	3.11	-0.19	-0.02	-8.8

Centroides				Aberración transversal		Integración
4.52	3.13	4.78	3.15	-0.26	-0.02	-14.1
6.63	3.16	6.96	3.14	-0.33	0.02	-21.3
-5.6	5.12	-5.56	5.14	-0.04	-0.02	6.1
-3.56	5.12	-3.52	5.18	-0.04	-0.06	2.16
-1.55	5.12	-1.44	5.22	-0.11	-0.1	-0.859
0.471	5.13	0.619	5.15	-0.148	-0.02	-3.7
2.49	5.15	2.67	5.17	-0.18	-0.02	-8.6
-3.58	7.16	-3.46	7.22	-0.12	-0.06	0.145

Tabla C.2: Valores del centroide y la integración en la evaluación del ojo 2

Centroides				Aberración transversal		Integración
Referencia X (mm)	Referencia Y (mm)	ojo 3 X (mm)	ojo 3 Y (mm)	x (mm)	y (mm)	W(x,y) (μ m)
-1.53	-7.2	-1.38	-7.43	-0.15	0.23	-20.2
-3.58	-5.13	-3.42	-5.34	-0.16	0.21	-8.42
-1.52	-5.1	-1.37	-5.32	-0.15	0.22	-13.5
0.492	-5.08	0.721	-5.32	-0.229	0.24	-19.6
2.55	-5.1	2.85	-5.36	-0.3	0.26	-27.7
4.63	-5.13	4.97	-5.39	-0.34	0.26	-36.8
-7.62	-3.08	-7.56	-3.27	-0.06	0.19	1.72
-5.62	-3.06	-5.52	-3.23	-0.1	0.17	0.0572
-3.57	-3.02	-3.44	-3.2	-0.13	0.18	-4.04
-1.53	-3	-1.35	-3.16	-0.18	0.16	-7.77
0.47	-2.96	0.691	-3.14	-0.221	0.18	-13.3
2.5	-2.97	2.79	-3.17	-0.29	0.2	-20.1
4.57	-3.02	4.94	-3.27	-0.37	0.25	-30
-7.61	-1.04	-7.57	-1.18	-0.04	0.14	7.02
-5.62	-0.997	-5.51	-1.15	-0.11	0.153	4.4
-3.54	-0.953	-3.4	-1.09	-0.14	0.137	1.11
-1.51	-0.945	-1.36	-1.08	-0.15	0.135	-3.49
0.474	-0.936	0.669	-1.05	-0.195	0.114	-8.49
2.47	-0.949	2.72	-1.07	-0.25	0.121	-15.2

Centroides				Aberración transversal		Integración
4.54	-0.954	4.84	-1.09	-0.3	0.136	-23
6.65	-0.963	7.05	-1.15	-0.4	0.187	-33.2
-7.61	1.01	-7.56	0.93	-0.05	0.08	10.5
-5.61	1.05	-5.5	0.963	-0.11	0.087	8.26
-3.54	1.07	-3.4	0.958	-0.14	0.112	4.59
0.466	1.07	0.669	0.966	-0.203	0.104	-5.46
2.47	1.08	2.7	0.974	-0.23	0.106	-11.6
4.53	1.09	4.79	0.979	-0.26	0.111	-18.8
6.63	1.09	6.99	0.989	-0.36	0.101	-28.1
-7.58	3.04	-7.54	2.99	-0.04	0.05	12.3
-5.6	3.08	-5.5	3.02	-0.1	0.06	10.6
-3.57	3.08	-3.4	3.03	-0.17	0.05	7.31
-1.53	3.07	-1.36	3.01	-0.17	0.06	2.34
0.47	3.07	0.674	3.01	-0.204	0.06	-3.14
2.47	3.09	2.71	3.04	-0.24	0.05	-9.58
4.52	3.13	4.85	3.08	-0.33	0.05	-17.6
6.63	3.16	6.99	3.1	-0.36	0.06	-25.6
-5.6	5.12	-5.5	5.08	-0.1	0.04	12.5
-3.56	5.12	-3.42	5.06	-0.14	0.06	8.6
-1.55	5.12	-1.36	5.06	-0.19	0.06	4.15
0.471	5.13	0.674	5.1	-0.203	0.03	-1.66
2.49	5.15	2.73	5.13	-0.24	0.02	-8.36
4.55	5.2	4.87	5.2	-0.32	0	-17.1
6.61	5.21	6.95	5.14	-0.34	0.07	-25.8
-3.58	7.16	-3.43	7.15	-0.15	0.01	10.1
-1.55	7.16	-1.36	7.18	-0.19	-0.02	4.73
0.471	7.2	0.696	7.21	-0.225	-0.01	-1.1
2.49	7.23	2.78	7.24	-0.29	-0.01	-8.47
4.52	7.23	4.87	7.27	-0.35	-0.04	-17.2
-1.56	9.23	-1.38	9.31	-0.18	-0.08	3.28
0.459	9.25	0.68	9.3	-0.221	-0.05	-2.21

Tabla C.3: Valores del centroide y la integración en la evaluación del ojo 3

Centroides				Aberración transversal		Integración
Referencia X (mm)	Referencia Y (mm)	ojo 4 X (mm)	ojo 4 Y (mm)	x (mm)	y (mm)	W(x,y) (μ m)
-1.53	-7.2	-1.28	-7.53	-0.25	0.33	-26
0.518	-7.21	0.802	-7.56	-0.284	0.35	-33.5
2.59	-7.21	2.91	-7.52	-0.32	0.31	-42.8
-3.58	-5.13	-3.39	-5.38	-0.19	0.25	-11.1
-1.52	-5.1	-1.31	-5.36	-0.21	0.26	-17.1
0.492	-5.08	0.772	-5.37	-0.28	0.29	-24.7
2.55	-5.1	2.88	-5.4	-0.33	0.3	-34.1
4.63	-5.13	5.01	-5.47	-0.38	0.34	-46.3
6.7	-5.14	7.04	-5.35	-0.34	0.21	-54.4
-5.62	-3.06	-5.46	-3.28	-0.16	0.22	-0.0823
-3.57	-3.02	-3.4	-3.23	-0.17	0.21	-4.58
-1.53	-3	-1.31	-3.21	-0.22	0.21	-10.1
0.47	-2.96	0.741	-3.19	-0.271	0.23	-17.1
2.5	-2.97	2.82	-3.24	-0.32	0.27	-26.2
4.57	-3.02	4.97	-3.27	-0.4	0.25	-36.2
6.68	-3.04	7.09	-3.27	-0.41	0.23	-48.1
-5.62	-0.997	-5.46	-1.19	-0.16	0.193	6.36
-3.54	-0.953	-3.35	-1.16	-0.19	0.207	1.14
-1.51	-0.945	-1.3	-1.11	-0.21	0.165	-4.61
0.474	-0.936	0.724	-1.1	-0.25	0.164	-11.7
2.47	-0.949	2.77	-1.12	-0.3	0.171	-19.4
4.54	-0.954	4.93	-1.15	-0.39	0.196	-29.5
6.65	-0.963	7.13	-1.17	-0.48	0.207	-41.1
-7.61	1.01	-7.5	0.879	-0.11	0.131	16.4
-5.61	1.05	-5.42	0.882	-0.19	0.168	12.2
-3.54	1.07	-3.34	0.894	-0.2	0.176	6.46
-1.53	1.07	-1.28	0.919	-0.25	0.151	0
0.466	1.07	0.724	0.949	-0.258	0.121	-7.24
2.47	1.08	2.75	0.953	-0.28	0.127	-14.9
4.53	1.09	4.86	0.958	-0.33	0.132	-23.9
6.63	1.09	7.04	0.951	-0.41	0.139	-35
-7.58	3.04	-7.48	2.97	-0.1	0.07	19.6
-5.6	3.08	-5.44	3	-0.16	0.08	15.4

Centroides				Aberración transversal		Integración
-3.57	3.08	-3.35	2.97	-0.22	0.11	10.6
-1.53	3.07	-1.3	2.95	-0.23	0.12	3.87
0.47	3.07	0.716	2.97	-0.246	0.1	-3.5
2.47	3.09	2.77	2.98	-0.3	0.11	-11.9
4.52	3.13	4.85	3.02	-0.33	0.11	-20.4
6.63	3.16	7.05	3.08	-0.42	0.08	-32
-5.6	5.12	-5.45	5.03	-0.15	0.09	18.9
-3.56	5.12	-3.37	5.04	-0.19	0.08	12.9
-1.55	5.12	-1.33	5.08	-0.22	0.04	6.28
0.471	5.13	0.717	5.07	-0.246	0.06	-0.283
2.49	5.15	2.79	5.08	-0.3	0.07	-8.85
4.55	5.2	4.91	5.17	-0.36	0.03	-19.6
-5.55	7.11	-5.4	7.05	-0.15	0.06	19.7
-3.58	7.16	-3.38	7.09	-0.2	0.07	14
-1.55	7.16	-1.33	7.07	-0.22	0.09	8.17
0.471	7.2	0.739	7.23	-0.268	-0.03	-0.617
2.49	7.23	2.82	7.24	-0.33	-0.01	-7.84

Tabla C.4: Valores del centroide y la integración en la evaluación del ojo 4

Bibliografía

- [1] M. Prieto Pedro and Vargas-Martín Fernando. Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye. *J. Opt. Soc. Am.*, 17:1388–1398, 2000.
- [2] M. S. Smirnov. Measurement of the wave aberration of the human eye. *Biophysics*, 6:776–794, 1961.
- [3] Barbero Sergio Susana Marcos. Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, pages 3349–3356, 2001.
- [4] George Waring. Análisis por frente de onda y ablación corneal personalizada. *Lasik presente y futuro Ablacion a la medida con frente de onda*, pages 339–340, 1998.
- [5] Susana Marcos. Refractive surgery and optical aberration. *optics and photonics News*, pages 22–25, 2001.
- [6] Border Andrea Doane John F, Morris Scot. Análisis de frente de onda. *Lasik presente y futuro Ablacion a la medida con frente de onda*, pages 347–371, 1998.
- [7] Raymond A. Applegate Larry N. Thibos and Susana Marcos. Aberrometry: The Past, Present, and Future of Optometry. *Optometry and Vision Science*, pages 1–2, 2003.
- [8] Murube Juan. El papel de las diferentes aberraciones en el análisis por frente de onda. *Lasik presente y futuro Ablacion a la medida con frente de onda*, pages 341–343, 1998.

- [9] McDonald Marguerite. La ablación corneal personalizada a través del mapeo por frente de onda . Lasik presente y futuro Ablacion a la medida con frente de onda, pages 337–338, 1998.
- [10] Vabre Laurent J. Fernández Enrique. Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: applications in the human eye. Optics Express,, pages 8900–8917, 2006.
- [11] Obstfeld Henri. Optics in vision. Butterworth, 1983.
- [12] Vaughan Daniel. Oftalmología General. El manual moderno, 1976.
- [13] Miller David. Oftalmología. Limusa, 1983.
- [14] Border Andrea Doane John F, Morris Scot. Análisis por frente de onda y ablación corneal personalizada. Lasik presente y futuro Ablacion a la medida con frente de onda, pages 347–371, 1998.
- [15] Tyson Robert K. Principle of optics. Boston:Academic, 1991.
- [16] J. Liang and D. R. Williams. Aberrations and retinal image quality of the normal human eyes. J. Opt. Soc. Am. A, 14:2873–2883, 1997.
- [17] Henderson A.R. Laser radiation hazards. Optics and Laser Tecnlogy, pages 75–80, 1984.
- [18] Sliney David H. Laser Safety Guide. LIA Laser Safety Committed, 1993.
- [19] Max Born Emil Wolf. Principles of optics. Pergamon, 1980.
- [20] Malacara Daniel optica basica. fondo de cultura económica, 1989