



**I
N
A
O
E**

Análisis de nuevos perfiles de ablación corneales para la corrección de la visión humana.

Por

Angel Sinue Cruz Félix

M. en C., INAOE

Tesis sometida como requisito parcial para obtener el grado de

**Doctor en Ciencias
en la Especialidad de Óptica**

en el

**Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y
Electrónica.**

Supervisada por:

Dr. Eduardo Tepichín Rodríguez

y

Dra. Estela López Olazagasti

INAOE.

Diciembre 2012.

Sta. Ma. Tonantzintla, Pue.

©INAOE 2012

Derechos Reservados

El autor otorga al INAOE el permiso de
reproducir y distribuir copias de esta tesis en su
totalidad o en partes.



RESUMEN

La medición y análisis del frente de onda son herramientas de gran importancia que nos permiten evaluar el desempeño de un sistema óptico. Ésta tecnología ha sido utilizada en el área de óptica de la visión para el análisis de aberraciones del ojo humano, dichas aberraciones pueden describirse en términos de los polinomios de Zernike. Una vez obtenidas las aberraciones, se pueden emplear ciertas métricas para obtener el desempeño visual y las características ópticas del ojo en situaciones de antes y después de ser sometidos a cirugía refractiva. En esta tesis se presenta la comparación subjetiva de dos técnicas de cirugía refractiva. Se muestra una comparación del desempeño de las técnicas aplicadas a pacientes contra un grupo de control el cual se caracteriza por tener una agudeza visual de 20/20 y el cual sirve como referencia clínica para evaluar casos pre- y post-operatorios. También, se proponen dos métodos equivalentes para obtener la función de aberración de una superficie refractiva con el fin de caracterizar lentes de contacto duras que han sido sometidas a diferentes técnicas de ablación de superficie típicamente usadas en la cirugía refractiva para la corrección visual. Además, se muestra la utilidad de un nuevo esquema el cual permite relacionar las aberraciones ópticas presentes en el ojo con su estado refractivo. Por último, es bien conocido que existen en la literatura diferentes definiciones para las funciones polinomiales de Zernike, por lo que se presentan algunas conversiones útiles para pasar de un esquema estandarizado a algún otro esquema el cual no es presentado como estándar.

ABSTRACT

The analysis and measurement of the wavefront aberration function are very important tools that allow us to evaluate the performance of any specified optical system. This technology has been adopted in visual optics for the analysis of optical aberrations in the human eye; such aberrations can be described in terms of Zernike polynomials. Once the aberrations are obtained, certain metrics may be applied in order to get the objective visual performance and some specific optical features. In this thesis I present the objective comparison of two different techniques of refractive surgery. I also show a comparison of the performance of the techniques applied to patients against a control group which is characterized by having a visual acuity of 20/20 and which serves as a reference to evaluate clinical pre- and post-operative cases. Also, two equivalent methods to obtain the wavefront aberration function are proposed with the intention of fully characterize hard contact lenses that have been subjected to different surface ablation techniques that are typically used in refractive surgery. In addition, it is shown the utility of a new scheme which relates the optical aberrations in the human eye with its refractive state. Finally, it is well known that different definitions of the Zernike polynomials exist in literature; therefore, useful conversions are presented in order to move from one scheme to another which is defined as a standard.

AGRADECIMIENTOS.

Quiero agradecer a mi Papá y a mi Mamá que confiaron en mí y siempre me brindaron su apoyo.

A mis asesores, el Dr. Eduardo Tepichín Rodríguez y la Dra. Estela López Olazagasti por haber propuesto y por haber dirigido el tema de este proyecto y por su paciencia y dedicación.

A Jorge Ibarra Galitzia y Gustavo Ramírez Zavaleta por la apreciable ayuda que me brindaron en el laboratorio.

A los sinodales, el Dr. Ricardo Bahena Trujillo, la Dra. Sandra Balderas Mata, el Dr. Rufino Díaz Uribe, el Dr. Daniel Malacara Hernández y al Dr. David Sánchez De la Llave por su valioso tiempo que le dedicaron a la revisión y por sus comentarios y aportaciones para este trabajo de tesis.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo otorgado para concluir los estudios de Doctorado por medio de la beca No. 27474 y por medio del Proyecto No. PY98777.

A mi hija Astrid... por ser mi luz y mi motivación.

A Valentina con todo mi amor y mi cariño.

CONTENIDO

<i>Resumen</i>	<i>i</i>
<i>Abstract</i>	<i>ii</i>
<i>Agradecimientos</i>	<i>iii</i>
<i>Dedicatoria</i>	<i>iv</i>
<i>1 Introducción</i>	<i>1</i>
<i>2 Marco Teórico</i>	<i>6</i>
2.1 El sistema óptico del ojo.....	7
2.2 Representación de las aberraciones oculares.....	10
2.3 Polinomios ortonormales.....	10
2.4 Aberraciones geométricas y series de potencia.....	12
2.5 Polinomios de Zernike.....	17
2.6 Métricas para describir la calidad óptica del ojo humano.....	22
2.7 Tamaño de la <i>PSF</i> y <i>MTF</i>	25
<i>3 Determinación de la función de aberración del frente de onda de algunas superficies refractoras</i>	<i>31</i>
3.1 Cirugía refractiva con láser.....	32
3.2 Procedimientos de cirugía refractiva.....	35
3.3 Descripción de los Métodos para la determinación de la función de aberración de algunas superficies refractoras.....	37
3.3.1 Sensor de frente onda tipo Shack-Hartmann.....	38
3.3.2 Interferómetro tipo Mach-Zehnder.....	42

3.4	Función de aberración del frente de onda de una superficie refractora de referencia.	43
3.5	Lentes de contacto los cuales fueron sometidos a diferentes técnicas de ablación de superficie.	50
4	<i>Comparación de la PSF y MTF inducidas por dos técnicas diferentes de ablación de superficie.</i>	<i>60</i>
4.1	Pacientes y método.	61
4.2	Manejo de datos agrupados para reportar aberraciones oculares.	64
4.3	Referencia Clínica (Ojo Normal Mexicano).	67
4.4	Comparación.	71
5	<i>Mapas de poder refractor mediante funciones polinomiales de Zernike de potencia.</i>	<i>80</i>
5.1	Topografía corneal.	81
5.2	Polinomios de Zernike de potencia.	82
5.3	Equivalencia entre el enfoque tradicional y los polinomios de Zernike de potencia para obtener mapas de poder refractor.	84
5.4	Datos Clínicos.	87
6	<i>Conclusiones.</i>	<i>90</i>
	<i>Apéndice A.</i>	<i>93</i>
	Representación de frentes de onda aberrados utilizando diferentes esquemas de los polinomios de Zernike.	93
	<i>Lista de figuras.</i>	<i>99</i>
	<i>Referencias.</i>	<i>104</i>

1 INTRODUCCIÓN.

La investigación contemporánea en el área de óptica visual ha cambiado nuestras formas de pensar acerca del sistema óptico del ojo humano, y en el proceso el mismo campo de investigación ha sido redefinido. El estudio de las aberraciones monocromáticas del ojo humano ha sido de gran interés ya que es uno de los órganos más importantes y aunque han habido muchos avances en los últimos años, su funcionamiento no ha sido descrito completamente.

Como sistema óptico sin embargo, el ojo humano exhibe imperfecciones debido a la presencia de aberraciones ópticas las cuales imponen cierto límite físico al desempeño visual. Las mediciones de éstas anomalías refractivas presentes en el ojo humano son fundamentales en las áreas de oftalmología y optometría, y aunque los médicos suelen tomar en cuenta solamente el desenfoque, astigmatismo y errores prismáticos, incluso los ojos normales pueden sufrir de los efectos de aberraciones de orden superior que pueden tener efectos en la calidad de la imagen sobre la retina y en el desempeño visual en general.

Las imperfecciones ópticas del ojo se pueden concebir en un marco teórico el cual expresa el efecto combinado de estas imperfecciones como un mapa de aberraciones en dos dimensiones. Cuando es tratado como una función matemática, el mapa de aberraciones puede ser usado para calcular la calidad de la imagen sobre la retina de simples puntos de luz, de objetivos de prueba clínicos o de cualquier objeto complejo del mundo real. Tales cálculos se han vuelto herramientas de rutina optométricas para predecir los beneficios visuales de pacientes que han pasado por algún tipo de corrección visual. Estos mapas de aberraciones también se han vuelto obligatorios para prescribir tratamientos ópticos correctivos ideales, tales como nuevos lentes de contacto, lentes intra-oculares y cirugía refractiva.

El crecimiento acelerado en la popularidad de la cirugía refractiva como medio de corrección de los errores refractivos, ha generado cierta necesidad por tecnologías que permitan una evaluación óptica para después de una cirugía. Por lo tanto fue crucial y de mucha importancia para que una variedad de tecnologías fueran desarrolladas en laboratorios de investigación y se comercializaran para hacer mediciones de aberraciones alrededor del mundo. Hay gran variedad de técnicas psicofísicas y objetivas que están disponibles para obtener una evaluación global de las aberraciones ópticas del ojo.

Un ejemplo de dichas tecnología es la aberrometría basada en el principio de Shack-Hartmann (ver sección 3.3.1 pág. 39), el cual al enfocar un haz de luz sobre la retina, literalmente crea una fuente luminosa sobre ella y se refleja fuera del ojo, pasando por múltiples aberturas formadas por un arreglo de lentes muy pequeñas. Un análisis matemático de la formación de los puntos que producen las lentes nos lleva a un mapa detallado de las aberraciones del ojo, y a pesar de cómo haya sido generado el mapa de aberraciones la interpretación es la misma. La aberrometría entonces, surge como un instrumento clínico esencial que sirve para planear tratamientos

ópticos sofisticados y medir el cambio óptico producido, el cual provee información fundamental que puede ser usada para minimizar los errores refractivos en el ojo.

Las aberraciones oculares dependen de múltiples factores y condiciones. Varían de un individuo a otro, en función del tamaño de la pupila, de la acomodación, de la excentricidad en la retina, del estado de refracción de todos los componentes del ojo, y de la edad del sujeto. La cantidad y distribución de las aberraciones varía de forma muy significativa entre la población total. Existen diversos estudios poblacionales en los que se muestran que la distribución de aberraciones de alto orden puede variar de un grupo racial o étnico a otro^{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8}. Esto sugiere la necesidad de establecer normativas para diferentes grupos poblacionales siempre y cuando tomando en cuenta las consideraciones necesarias para trabajar con conjuntos de datos agrupados ya que se ha encontrado que existe una tendencia de simetría axial entre las aberraciones para cada uno de los ojos, derecho e izquierdo, aunque se pueden llegar a encontrar sujetos con aberraciones muy diferentes en ambos ojos⁹.

Por otro lado, es bien conocido que las aberraciones presentes en el ojo humano son dinámicas y cambian a lo largo del tiempo¹⁰, así que es complicado obtener un perfil estático de la córnea después de algún tratamiento correctivo, de esta forma, en este proyecto de tesis se proponen métodos a través de los cuales se logra obtener una evaluación objetiva aproximada de ciertas técnicas de ablación de superficie las cuales son utilizados en cirugía refractiva con láser, esto con el fin de obtener una caracterización de los cambios producidos en la córnea por dichas técnicas¹¹.

Otra herramienta muy útil y de mucha importancia en el área, es la topografía corneal, la cual hace un análisis de la superficie de la córnea, que permite evaluar la forma y cuantificar la potencia de las diferentes curvaturas, adicionalmente determina si se trata de deformaciones normales o deformaciones por enfermedades degenerativas como el queratocono.

En este trabajo de tesis se abordan temas relacionados al campo de investigación de la óptica visual con un análisis funcional de las aberraciones oculares, además de analizar los cambios que producirían nuevos tratamientos correctivos de la visión que son aplicados sobre la córnea y también adopta algunos conocimientos y técnicas que son usuales en optometría y oftalmología siempre enfocados en el contexto de la óptica.

El contenido del presente proyecto se compone de la siguiente forma: primero en el Capítulo 2, se hace una revisión de conceptos esenciales como fundamento de la teoría básica del tema de investigación que se aborda, esto incluye el formalismo matemático que se usa hoy en día para representar las aberraciones oculares presentes en el ojo humano y algunas métricas que son usadas para evaluar su desempeño objetivo.

En el Capítulo 3, se da una breve descripción de dos técnicas de ablación de superficie corneal que son comúnmente usadas en cirugía refractiva para la corrección de la visión humana. Luego, con el fin de obtener un perfil estático de ellas, se presenta la determinación de la función de aberración del frente de onda mediante dos métodos diferentes de un conjunto de lentes de contacto duras las cuales fueron sometidas a éstas mismas técnicas de ablación de superficie. Finalmente, se muestran los cambios resultantes sobre la curvatura que producen éstas técnicas.

En el Capítulo 4 se muestra la comparación de las aberraciones oculares presentes y el desempeño objetivo de ojos humanos de varios grupos de estudio. Para la comparación se empleó un grupo de referencia el cual ha sido denominado como Ojo Normal Mexicano o *NME* (Normal Mexican Eye) por sus siglas en inglés, el cual se caracteriza debido a que posee una agudeza visual de 20/20, esto quiere decir que son ojos los cuales no requieren de ningún tipo de corrección visual^{5, 6}. Los otros grupos de estudio restantes con los que se hace ésta comparación son ojos los cuales han sido sometidos a cirugía refractiva con láser utilizando dos técnicas de ablación

de superficie corneal diferentes, las cuales son mencionadas en el Capítulo 3. Estos grupos de estudio pertenecen a conjuntos de ojos de pacientes que presentaban ametropías tales como miopía e hipermetropía y a los cuales se les hizo un seguimiento de 6 meses después del procedimiento de corrección refractiva para hacer un análisis de su desempeño visual objetivo mediante las métricas usadas usualmente en oftalmología.

Más adelante, en el Capítulo 5 se muestra la aplicación un nuevo formalismo con el cual se pueden relacionar las aberraciones monocromáticas presentes en el ojo humano con su estado refractivo mediante un nuevo esquema de representación en el dominio de las dioptrías¹², esto con el fin de tener una herramienta más para el análisis de la curvatura de superficies corneales y complementar la caracterización del sistema óptico del ojo en forma objetiva.

Por último, en el Capítulo 6 se presentan las conclusiones de este trabajo de tesis.

2 MARCO TEÓRICO.

La última etapa en algunos de los sistemas ópticos formadores de imágenes usados por el hombre es la formación de la imagen sobre la retina, y este hecho es tomado en cuenta para su diseño. Por ejemplo, la luz de salida de un sistema óptico está a menudo limitada solo a cierta porción del espectro a la cual somos más sensibles (espectro visible). La intensidad luminosa de la imagen final se encuentra dentro de un rango el cual es adecuado para el ojo humano. Las pupilas de salida de microscopios y binoculares son del tamaño de pupilas humanas típicas y las imágenes son producidas a menudo con un aumento adecuado de tal forma que son fáciles de resolver. Incluso se pueden incorporar ajustes de enfoque para usuarios con ciertas condiciones que limitan su visión¹³. En este Capítulo se hace una revisión de los conceptos básicos en el área de óptica visual que sirven como fundamento y que son usados como base en este trabajo de investigación.

2.1 EL SISTEMA ÓPTICO DEL OJO.

El ojo humano es un sistema óptico formado por un elemento casi esférico y una lente, que reciben, respectivamente, el nombre de córnea y cristalino, y que son capaces de formar una imagen de los objetos externos sobre la superficie interna del ojo, en una zona denominada retina que es sensible a la luz. En la Fig. 2.1 se ven claramente las principales partes que forman el ojo. Tiene forma aproximadamente esférica y está rodeado por una membrana llamada esclerótica que por la parte anterior se hace transparente para formar la córnea.

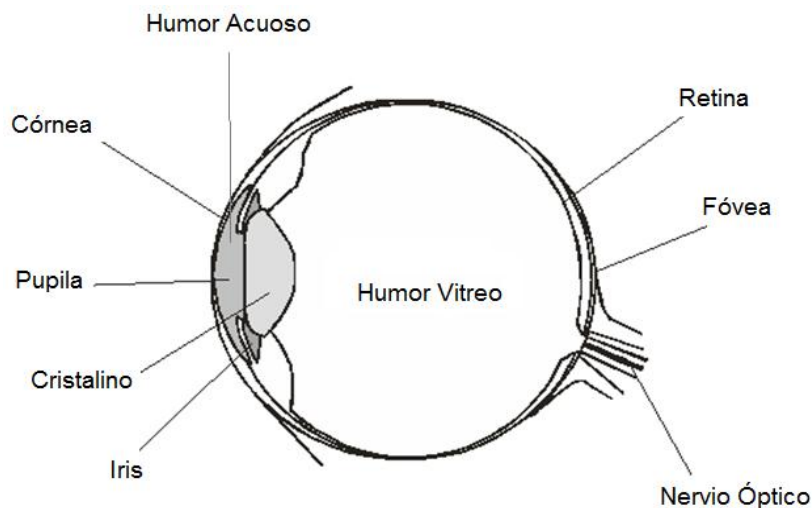


Figura 2.1 Esquema del ojo humano presentando sus componentes principales¹³.

Tras la córnea hay un diafragma, el iris, que posee una abertura, la pupila, por la que pasa la luz hacia el interior del ojo. El iris es el que define el color de nuestros ojos y el que controla instintivamente el diámetro de la pupila para regular la intensidad luminosa que recibe el ojo. El cristalino está unido por ligamentos al músculo ciliar. De esta manera el ojo queda dividido en dos partes: la posterior que contiene humor vítreo y la anterior que contiene humor acuoso. El índice de refracción del cristalino no es homogéneo aunque su valor se aproxima a 1.437 y los del humor acuoso y humor vítreo aunque son similares al del agua¹⁴ no son iguales.

La córnea y el cristalino enfocan las imágenes sobre la envoltura interna del ojo, la retina. Esta envoltura contiene fibras nerviosas (prolongaciones del nervio óptico) que terminan en unas pequeñas estructuras denominadas conos y bastones muy sensibles a la luz. Existe un área en la retina, llamada fovea, en la cual sólo existen conos (para ver el color). Durante el día la fovea es la parte más sensible de la retina y sobre ella se forma la imagen del objeto que miramos. Los millones de nervios que van al cerebro se combinan para formar un nervio óptico que sale de la retina por un punto que no contiene células receptoras. Es el llamado punto ciego.

La córnea refracta los rayos luminosos y el cristalino actúa como ajuste para enfocar objetos situados a diferentes distancias. De esto se encargan los músculos ciliares que modifican la curvatura de la lente y cambian su potencia. Para enfocar un objeto que está próximo, es decir, para que la imagen se forme en la retina, los músculos ciliares se contraen, y el grosor del cristalino aumenta, acortando la distancia focal imagen. Por el contrario si el objeto está distante los músculos ciliares se relajan y la lente adelgaza, este ajuste se denomina acomodación o adaptación.

El ojo humano es un órgano muy complejo y aunque suele compararse con una cámara fotográfica, la calidad óptica de sus componentes, es en general, peor que la de un objetivo fotográfico común. La discusión que se presenta en ésta tesis se limita a las propiedades ópticas del sistema y a la calidad de la imagen producida por el sistema.

Como sistema óptico, el ojo humano exhibe ciertas imperfecciones debido a la presencia de aberraciones ópticas. Por lo tanto, las imágenes que se forman sobre la retina presentan emborronamiento lo que da como resultado una degradación en la calidad de la imagen. Las aberraciones ópticas consisten de aberraciones de bajo orden y de alto orden, o lo que sería lo mismo, el error esfero-cilíndrico y el error irregular. Tradicionalmente, se conoce al error esfero-cilíndrico como las

imperfecciones oculares predominantes, como son el desenfoque, el cual caracteriza a la miopía, a la hipermetropía y al astigmatismo, tales ametropías pueden corregirse con gafas o lentes correctivos. Pero las imperfecciones ópticas llamadas aberraciones de alto orden no se miden en la práctica clínica y tampoco pueden corregirse mediante métodos típicos. Las aberraciones de alto orden, como se mencionó anteriormente también producen un emborronamiento de la imagen retiniana y además de reducir el contraste, también limitan el intervalo de frecuencias espaciales de la imagen, es decir, el grado de detalle^{14, 15, 16, 17, 18, 19}.

La aberración de onda del ojo, $W(x, y)$, es una superficie compleja y está definida como la diferencia entre el frente de onda real en la pupila de salida del ojo y un frente de onda ideal esférico que diverge desde un punto de referencia en la retina. Esta diferencia o aberración se puede analizar haciendo una expansión en series de potencia, en particular se hace una expansión en series de los polinomios de Zernike, los cuales serán descritos más adelante en la sección 2.5. En la Fig. 2.2 se muestra un diagrama esquemático en donde se aprecia la diferencia entre el concepto de aberración de onda y el concepto de frente de onda aberrado^{13, 14, 17, 20, 21}.

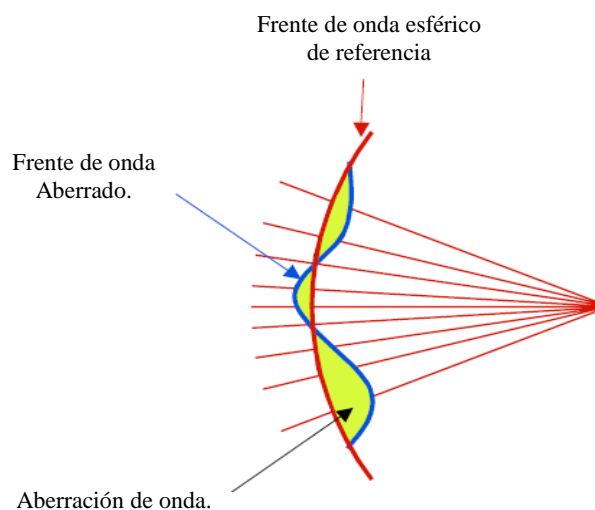


Figura 2.2 Las aberraciones de onda del ojo, $W(x, y)$, están definidas como la diferencia entre el frente de onda real en la pupila de salida del ojo y el frente de onda esférico que diverge desde un punto de referencia P en la retina¹³.

2.2 REPRESENTACIÓN DE LAS ABERRACIONES OCULARES.

Desde hace varios años se ha inventado una forma de representar la visión humana utilizando tres números los cuales describen el error esfero-cilíndrico de las aberraciones oculares, usando una lente puramente esférica y una lente puramente cilíndrica con cierto ángulo. Estos números son: la componente esférica, la componente cilíndrica y la componente axial. Sin embargo, cuando son considerados los errores irregulares de las aberraciones oculares, necesitamos más números para poder representarlos¹⁴.

Sabemos que existen varias formas de representar las aberraciones oculares en una superficie de dos dimensiones y una de ellas hace referencia a extender tres números en más números, i. e., descomponer las aberraciones oculares en una serie de formas básicas, y sabemos que las formas básicas de: esfera, cilindro, aberración esférica, coma vertical y trébol horizontal son formas básicas bien definidas y pueden ser expresadas matemáticamente.

Una representación analítica de las aberraciones oculares es preferida sobre una representación discreta por varias razones: la representación discreta tiene una resolución limitada una vez que es presentada ya que para obtener el valor de dos puntos vecinos debe de usarse una interpolación y esto puede inducir un error. Por el contrario, una representación analítica tiene resolución infinita y una vez representada, el valor en cualquier punto sobre la superficie de dos dimensiones puede ser determinado con precisión¹⁴.

2.3 POLINOMIOS ORTONORMALES.

En la representación analítica de los frentes de onda, las aberraciones oculares del ojo humano pueden ser descompuestas en un conjunto de funciones base dadas por¹⁴:

$$W(\rho, \theta) = \sum_{i=0}^{\infty} a_i F_i(\rho, \theta), \quad (2.1)$$

donde ρ y θ son variables en coordenadas polares, y a_i son los coeficientes de expansión de la i -ésima función base $\{F_i\}$. Cuando el conjunto de funciones base $\{F_i\}$ se encuentra completo, cualquier función $W(\rho, \theta)$ en dos dimensiones puede ser representada en forma precisa por un conjunto infinito de funciones $\{F_i\}$.

La ortonormalidad de un conjunto de polinomios es una combinación de dos propiedades: ortogonalidad y normalidad. Se dice que un conjunto de polinomios es ortogonal si el producto de dos miembros diferentes del conjunto es integrado sobre una región y da como resultado cero. Debido a que se analiza el ojo, se considera una pupila típicamente circular y tomamos esta región como un círculo unitario. Esto puede ser escrito como:

$$\frac{1}{\pi} \int_0^1 \int_0^{2\pi} F_i(\rho, \theta) F_j(\rho, \theta) \rho d\rho d\theta = 0, \quad \text{para } i \neq j. \quad (2.2)$$

Un conjunto de polinomios se dice que es normal si se toma un miembro del conjunto, se multiplica por él mismo, y el resultado de la integración sobre un círculo unitario da como resultado uno:

$$\frac{1}{\pi} \int_0^1 \int_0^{2\pi} F_i(\rho, \theta) F_i(\rho, \theta) \rho d\rho d\theta = 1. \quad (2.3)$$

Si un conjunto de polinomios es ortogonal y normal, entonces es ortonormal. Se usan polinomios ortonormales debido a las siguientes propiedades: (1) el truncamiento de una expansión de las aberraciones oculares de cualquier ojo no afecta a los coeficientes de expansión; (2) todos los polinomios ortonormales excepto el término de pistón tienen valor medio de cero; (3) el valor medio del frente de onda

de las aberraciones oculares de cualquier ojo es igual al coeficiente del pistón a_0 ; (4) cada polinomio ortonormal tiene una varianza mínima; (5) la varianza del frente de onda es igual a la suma de los cuadrados de cada uno de los coeficientes de la expansión. Esta última propiedad es la base para el cálculo del valor cuadrático medio (RMS) del error del frente de onda¹⁴.

2.4 ABERRACIONES GEOMÉTRICAS Y SERIES DE POTENCIA.

Una onda electromagnética puede ser escrita como $\psi(x, y) = A(x, y)e^{i\phi(x, y)}$, donde $A(x, y)$ es la amplitud de la onda y $\phi(x, y)$ es la fase del campo complejo $\psi(x, y)$. La fase está relacionada al frente de onda de la onda electromagnética y puede ser escrita en una serie de términos los cuales son las llamadas aberraciones clásicas, o aberraciones de Seidel. Estas aberraciones son términos muy importantes que son tomados en cuenta para el diseño de lentes, y por lo tanto, son llamadas aberraciones primarias¹⁴. También existen otros términos dentro de la serie que tienen menos influencia en el diseño de lentes, pero vale la pena discutirlos, los cuales son llamados aberraciones secundarias (de Schwarzschild) y también las llamadas aberraciones de alto orden.

El sistema de coordenadas que se usa en esta tesis para representar aberraciones oculares es el sistema oftálmico estándar de coordenadas para mediciones de ojos bajo estudio, el cual a su vez es el mismo publicado por ANSI²² para reportar aberraciones oculares, en el cual el eje x es horizontal con su sentido positivo hacia la derecha con respecto al ojo bajo estudio, el eje y vertical con su sentido positivo hacia arriba con respecto al ojo que bajo estudio, y el eje z es el eje visual con respecto al ojo bajo estudio con su sentido positivo hacia el lector, tal y como se muestra en la Fig. 2.3a, donde OD (*oculus dexter*) significa ojo derecho y OS (*oculus sinister*) significa ojo izquierdo. En la Fig. 2.3b se puede apreciar cómo se representa un frente

de onda puramente miope sobre el mismo sistema de coordenadas de un ojo bajo estudio.

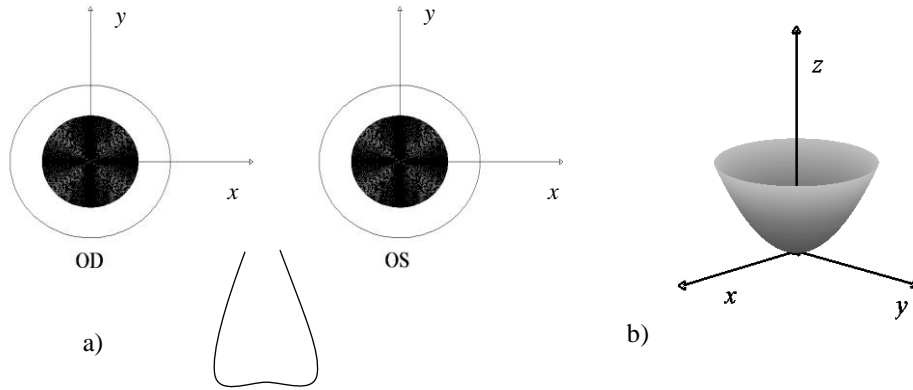


Figura 2.3 a) Definición de las coordenadas de frentes de onda oculares. El eje-z sobre el ojo apunta hacia fuera de la página, b) ejemplo de un frente de onda perteneciente a un ojo puramente miope¹⁴.

Las aberraciones geométricas en términos de rayos fueron investigadas sistemáticamente por Seidel, por lo tanto, los términos de aberración más importantes o las aberraciones primarias son también llamadas aberraciones de Seidel. Para un punto (ρ, θ) en el plano de la pupila en coordenadas polares y un punto (x_0, y_0) en el plano imagen en coordenadas cartesianas, si consideramos el caso para $x_0 = 0$ (en el plano xy), la función de aberración de cuarto orden se puede escribir como¹⁴:

$$W(\rho, \theta)^{(4)} = Ay_0^3 \rho \cos \theta + By_0^2 \rho^2 + Cy_0^2 \rho^2 \cos^2 \theta + Dy_0 \rho^3 \cos \theta + E\rho^4. \quad (2.4)$$

Los términos del polinomio de la ecuación (2.4) representan distorsión ($A \neq 0$), curvatura de campo ($B \neq 0$), astigmatismo ($C \neq 0$), coma ($D \neq 0$), y aberración esférica ($E \neq 0$), respectivamente, cuando los demás coeficientes son cero. En la Fig. 2.4 se pueden apreciar simulaciones hechas en MATLAB[®] de las formas de estas aberraciones las cuales corresponden a cada uno de los términos de la ecuación (2.4)¹⁴.

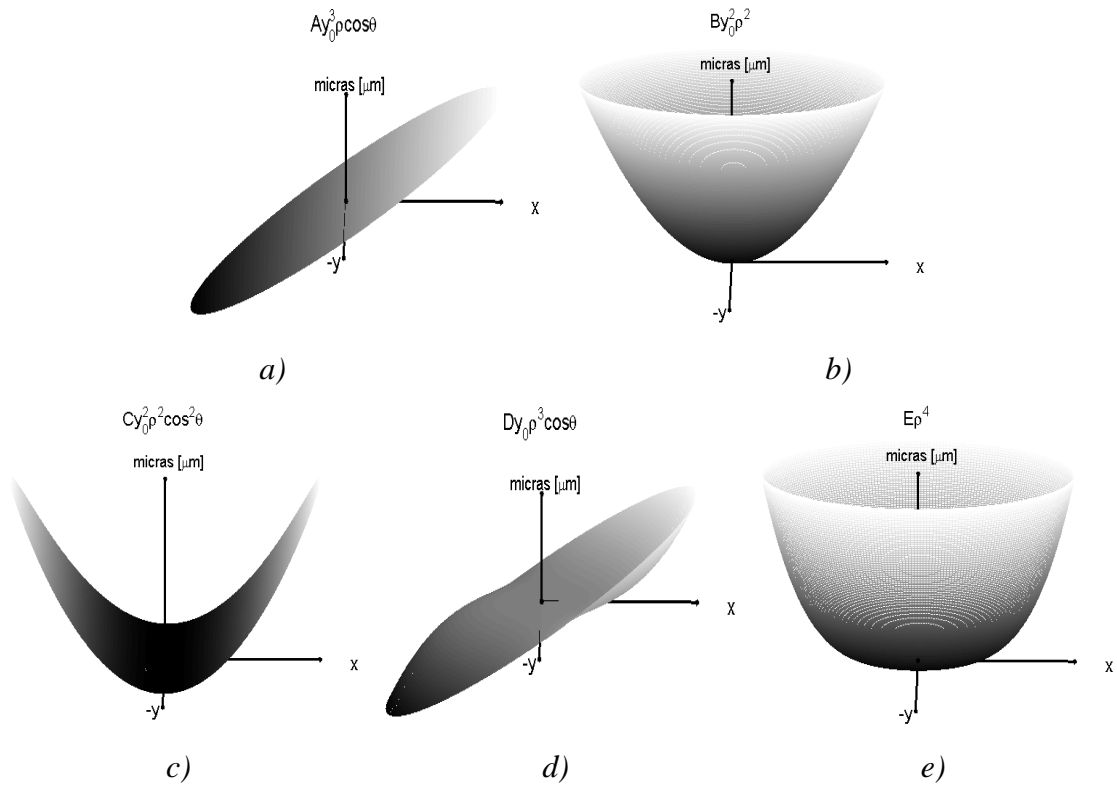


Figura 2.4 Simulaciones hechas en MATLAB® de las aberraciones de Seidel: a) distorsión, b) curvatura de campo, c) astigmatismo, d) coma, e) aberración esférica primaria.

La Fig. 2.5a y Fig. 2.5b muestran los efectos de la distorsión sobre una imagen que es una variación de la magnificación debido a la posición de campo fuera de eje, diferentes partes de un objeto tienen diferentes magnificaciones debido a la distorsión²³.

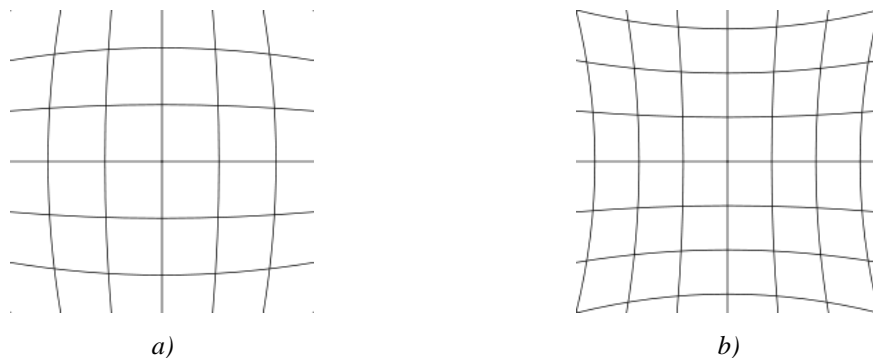


Figura 2.5 Distorsión del frente de onda: diferentes partes del objeto tienen magnificaciones diferentes, a) distorsión de barril, b) distorsión de cojín. Se hace notar que la resolución de los objetos distorsionados no decrece²³.

La curvatura de campo se presenta debido a que la imagen de un sistema óptico se encuentra en foco sobre una superficie curva como se muestra en la Fig.2.6a, por lo tanto se encuentra presente en la mayoría de los sistemas ópticos. El astigmatismo ocurre cuando el foco tangencial y el foco sagital de un sistema óptico no coinciden y el sistema parece tener dos distancias focales distintas, como se muestra en la Fig. 2.6b. El coma ocurre cuando existe una modificación de la imagen que se produce por la diferencia de ángulo de incidencia de un rayo respecto al eje óptico, como se muestra en la Fig. 2.6c. Por último, de la Fig. 2.6d tenemos que la aberración esférica es la diferencia de convergencia de los rayos de luz dependiendo de la distancia al eje óptico²³.

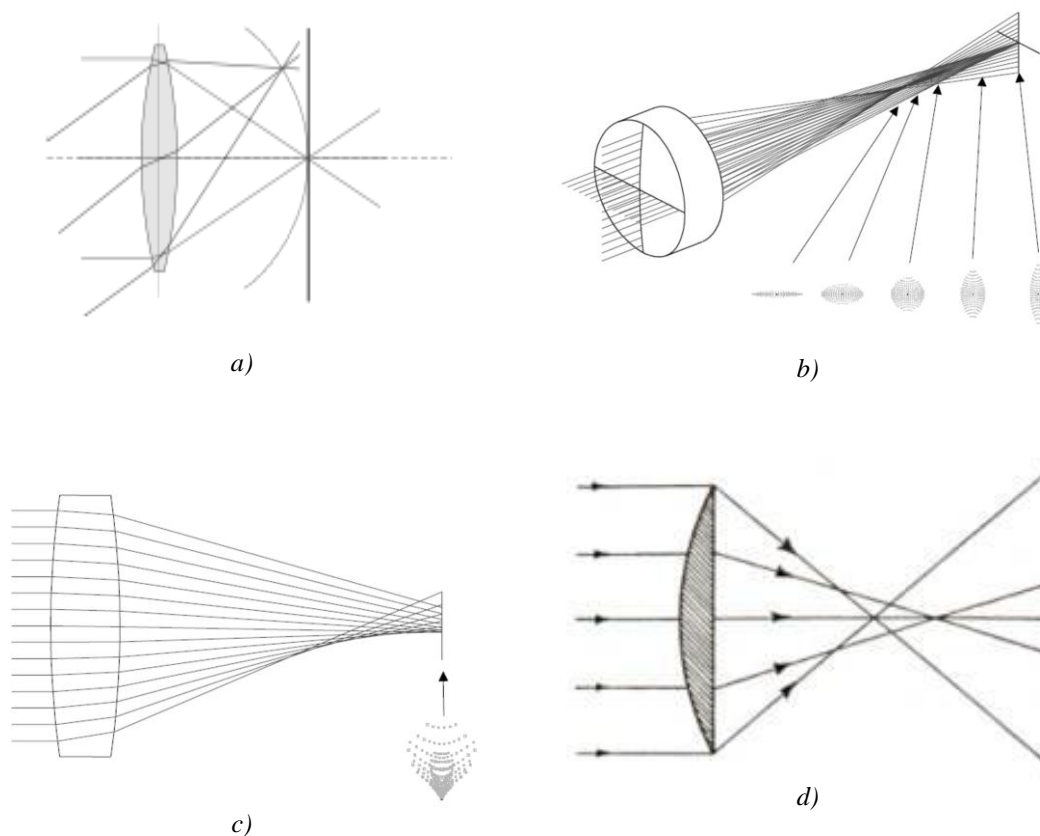


Figura 2.6 Aberraciones geométricas, a) curvatura de campo: los objetos son enfocados en una superficie curva, b) astigmatismo: el punto focal tangencial y el punto focal sagital son diferentes, c) coma: los rayos fuera del centro de la lente enfocan en diferentes puntos en la misma dirección sobre el plano paraxial focal, d) aberración esférica: los rayos de la periferia de la lente enfocan en diferentes puntos que los de la zona paraxial²³.

Similarmente al caso de las aberraciones de Seidel, si consideramos el caso para $x_0 = 0$ (en el plano yz), la función de aberración de sexto grado se puede escribir como¹⁴:

$$\begin{aligned} \phi^{(6)} = & Fy_0^5 \rho \cos \theta + Gy_0^4 \rho^2 + Hy_0^4 \rho^2 \cos^2 \theta + Iy_0^3 \rho^3 \cos \theta + Jy_0^2 \rho^4 \\ & + Ky_0^3 \rho^3 \cos^3 \theta + Ly_0^2 \rho^4 \cos^2 \theta + My_0 \rho^5 \cos \theta + N \rho^6, \end{aligned} \quad (2.5)$$

donde los coeficientes F hasta N son los coeficientes de Schwarzschild. Los primeros cinco términos de la ecuación (2.5) tienen la misma forma que las aberraciones de Seidel conocidas. En la Fig. 2.7 se muestran simulaciones hechas en MATLAB[®] de estos nuevos cuatro términos de la ecuación (2.5).

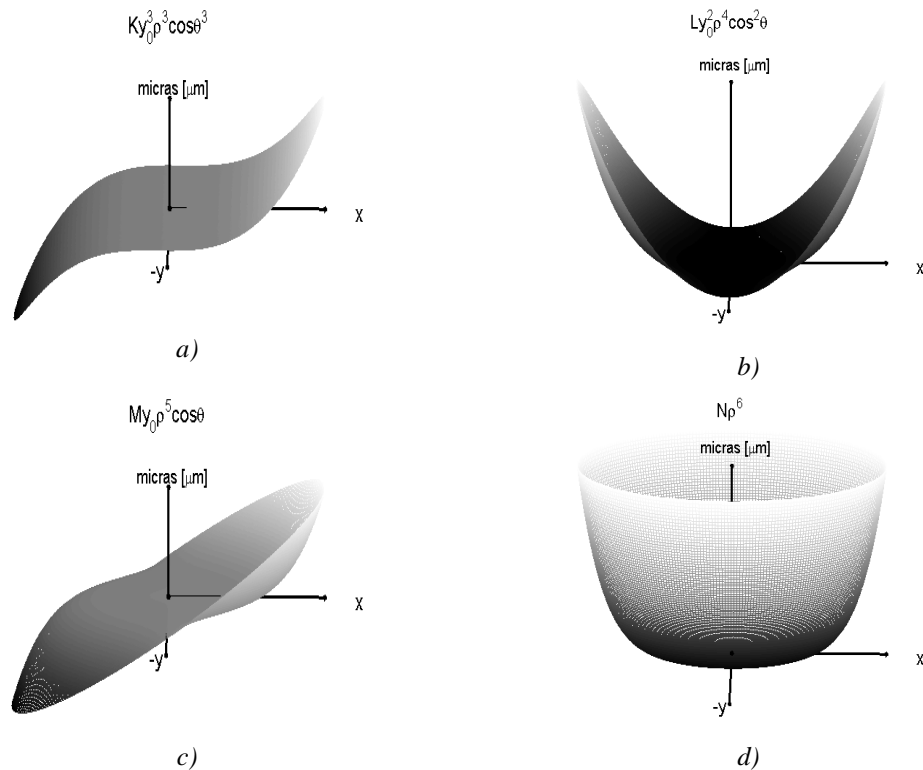


Figura 2.7 Aberraciones de Schwarzschild: a) de flecha; b) astigmatismo secundario; c) coma secundaria; d) aberración esférica secundaria.

Los cuatro nuevos términos representan la flecha, el astigmatismo secundario, la coma secundaria, y la aberración esférica secundaria, respectivamente, y a éstas también se les conoce como aberraciones secundarias.

La aproximación más familiar para cuantificar las aberraciones ópticas es la de Siedel, definida para sistemas rotacionalmente simétricos, aunque en el ojo humano aparecen muchos tipos de aberraciones (desenfoque, astigmatismo, coma, curvatura de campo, aberraciones irregulares, etc.) debido a que en muchas ocasiones funciona con una apertura grande en la pupila.

En la actualidad se usa un esquema de representación de las aberraciones oculares diferente debido a sus propiedades matemáticas adecuadas para pupilas circulares y que además está relacionado con las aberraciones de Seidel, el cual se presenta en la próxima sección.

2.5 POLINOMIOS DE ZERNIKE.

Como se mencionó en la sección anterior, la aberración de onda se define como la diferencia entre un frente de onda perfecto esférico y un frente de onda real para cada punto en la pupila del ojo. Se le suele representar como un mapa de niveles de gris o colores, en los que cada nivel de gris o color representa la cantidad de aberración de onda expresada en micrómetros o números de longitudes de onda. Aunque la aberración de onda es una función bastante compleja, se puede descomponer en una serie de polinomios que representan los términos puros de aberración (llamados modos). Una forma práctica y habitual para descomponer la función de aberración del frente de onda consiste en utilizar la expansión en polinomios de Zernike.

Los polinomios de Zernike, los cuales son también conocidos como polinomios circulares de Zernike y son quizá los polinomios ortonormales más populares que están definidos sobre pupilas circulares. Estos polinomios recibieron su nombre debido al trabajo que Fritz Zernike²⁴ y su estudiante de posgrado Bernard Nijboer²⁵

hicieron sobre ellos. Firtz Zernike recibió el premio Nobel de física en el año 1953 por la invención del microscopio de contraste de fase pero él es mejor conocido por su trabajo con éstas funciones polinomiales.

Estos polinomios son populares por tres razones principalmente. Primero que nada, son ortonormales sobre pupilas circulares y debido a ello las propiedades enunciadas en la sección 2.3 aplican a ellos. Después, algunos de ellos están relacionados directamente a aberraciones ópticas clásicas como las aberraciones de Seidel y las aberraciones de Schwarzschild. Finalmente, los polinomios de Zernike están contruidos de tal forma en la que los polinomios de alto orden son balanceados por polinomios de bajo orden para que la intensidad de la imagen en el plano focal pueda ser optimizada cuando la cantidad de aberraciones sea baja. Estos polinomios han sido usados ampliamente para la compensación de turbulencia atmosférica²⁴, en ciencias de la visión para medir aberraciones oculares^{13, 14, 17, 18, 19, 20, 21, 26} y en metrología óptica para la representación de frentes de onda transmitidos^{27, 28}.

En el campo de la óptica existen diversas formas de definir a las funciones polinomiales de Zernike (ver Apéndice A) y debido a la creciente actividad en el área de la óptica visual y algunas otras disciplinas clínicas relacionadas, hubo la necesidad de establecer métricas comunes, terminología y otros estándares de reporte para la especificación de las imperfecciones ópticas de los ojos. Esto se debe a que previamente no existía ningún acuerdo dentro de la comunidad de la visión acerca de un método universal para reportar resultados, como consecuencia de esto, en 1999 se formó un grupo de trabajo por parte de la OSA²⁹ (Optical Society of America), que se hizo cargo de desarrollar recomendaciones para las definiciones y convenciones sobre cómo reportar éstas especificaciones de las imperfecciones ópticas del ojo humano. Así surgió un estándar, el cual define un sistema coordinado (descrito en la sección 2.4) para reportar las aberraciones del ojo y define también una notación para los polinomios de Zernike usados para reportar éstas aberraciones oculares del ojo humano.

En este trabajo se sigue la definición establecida en ANSI²² para reportar aberraciones oculares, así que la ortonormalidad de los polinomios de Zernike está dada por¹⁴:

$$\frac{1}{\pi} \int_0^1 \int_0^{2\pi} Z_i(\rho, \theta) Z_j(\rho, \theta) \rho d\rho d\theta = \delta_{ij}, \quad (2.6)$$

donde, δ_{ij} es la delta de Kronecker. Cuando $i = j$, $\delta_{ij} = 1$; de otra forma, $\delta_{ij} = 0$. Si un frente de onda ocular $W(r, \theta)$ con un radio de pupila R se expande en términos de funciones polinomiales de Zernike $Z_j(\rho, \theta)$, entonces el frente de onda puede expresarse como:

$$W(r, \theta) = W(R\rho, \theta) = \sum_{i=0}^{\infty} c_j Z_j(\rho, \theta), \quad (2.7)$$

donde, $\rho = r/R$ es el radio de pupila normalizada, y c_j es el j-ésimo coeficiente de Zernike, el cual puede ser calculado mediante la ecuación de ortonormalidad dada por la ecuación (2.6) como:

$$c_j = \frac{1}{\pi} \int_0^1 \int_0^{2\pi} W(R\rho, \theta) Z_j(\rho, \theta) \rho d\rho d\theta. \quad (2.8)$$

Una función polinomial de Zernike está definida como el producto de tres términos: un término de normalización, un término radial y un término meridional. De esta forma, que cada función polinomial con índices n , el cual designa el orden radial y m , el cual designa la frecuencia azimutal, está dada por la siguiente ecuación:

$$Z_j = Z_n^m = N_n^m \mathfrak{R}_n^{|m|}(\rho) M(m\theta), \quad (2.9)$$

donde ρ es la coordenada radial que toma valores de 0 a 1 y θ es la componente azimutal que toma valores de 0 a 2π . Se hace notar que n es un entero positivo o cero. Para un n dado, m solo puede tomar los valores $-n, -n+2, -n+4, \dots, n$. Si se sigue un esquema de ordenación el cual utiliza solamente un índice j , entonces la relación entre j y los valores de n y m es:

$$j = \frac{n(n+2) + m}{2}. \quad (2.10)$$

La función radial con índices n y m está dado por la ecuación:

$$\mathfrak{R}_n^{|m|}(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [0.5(n+|m|)-s]! [0.5(n-|m|-s)]!} \rho^{n-2s}, \quad (2.11)$$

donde s es un índice entero de la suma el cual incrementa por una unidad.

El término meridional o azimutal de una función polinomial de Zernike con índices n y m está dado por las ecuaciones:

$$\begin{cases} M(m\theta) = \cos(m\theta) & \text{si } m \geq 0, \\ M(m\theta) = \sin(|m|\theta) & \text{si } m < 0 \end{cases} \quad (2.12)$$

El término de normalización de una función polinomial de Zernike con índices n y m está dado por la ecuación:

$$N_n^m = \sqrt{(2 - \delta_{0,m})(n+1)}, \quad (2.13)$$

donde, $\delta_{0,m} = 1$ si $m = 0$, y $\delta_{0,m} = 0$ si m no es 0.

El esquema de un solo índice es usado debido a que es más fácil y simple de expresar. Sin embargo, el esquema de doble índice de los polinomios de Zernike es usado debido a que el índice de la coordenada radial ρ nos dice el grado del polinomio radial, y el índice azimutal nos proporciona la frecuencia azimutal y nos dice el tipo de polinomio con el que estamos tratando.

En la Tabla 2.1 se muestra la expresión analítica para cada uno de los polinomios junto con el nombre en inglés con el que se conoce hasta el cuarto orden y en la Fig. 2.8 se muestran gráficas hechas en MATLAB[®] de los polinomios de Zernike hasta el orden seis.

Tabla 2.1 Polinomios de Zernike hasta el cuarto orden.

j	n	m	Polinomio de Zernike	Nombre (inglés)
0	0	0	1	<i>piston</i>
1	1	-1	$2\rho \sin \theta$	<i>y-tilt</i>
2	1	1	$2\rho \cos \theta$	<i>x-tilt</i>
3	2	-2	$\sqrt{6}\rho^2 \sin 2\theta$	<i>y-astigmatism</i>
4	2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	<i>defocus</i>
5	2	2	$\sqrt{6}\rho^2 \cos 2\theta$	<i>x-astigmatism</i>
6	3	-3	$\sqrt{8}\rho^3 \sin 3\theta$	<i>y-trefoil</i>
7	3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho)\sin \theta$	<i>y-coma</i>
8	3	1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho)\cos \theta$	<i>x-coma</i>
9	3	3	$\sqrt{8}\rho^3 \cos 3\theta$	<i>x-trefoil</i>
10	4	-4	$\sqrt{10}\rho^4 \sin 4\theta$	<i>y-quadrifoil</i>
11	4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\sin 2\theta$	<i>y-secondary astigmatism</i>

12	4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	<i>spherical aberration</i>
13	4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\cos 2\theta$	<i>x-secondary astigmatism</i>
14	4	4	$\sqrt{10}\rho^4 \cos 4\theta$	<i>x-quadrafoil</i>

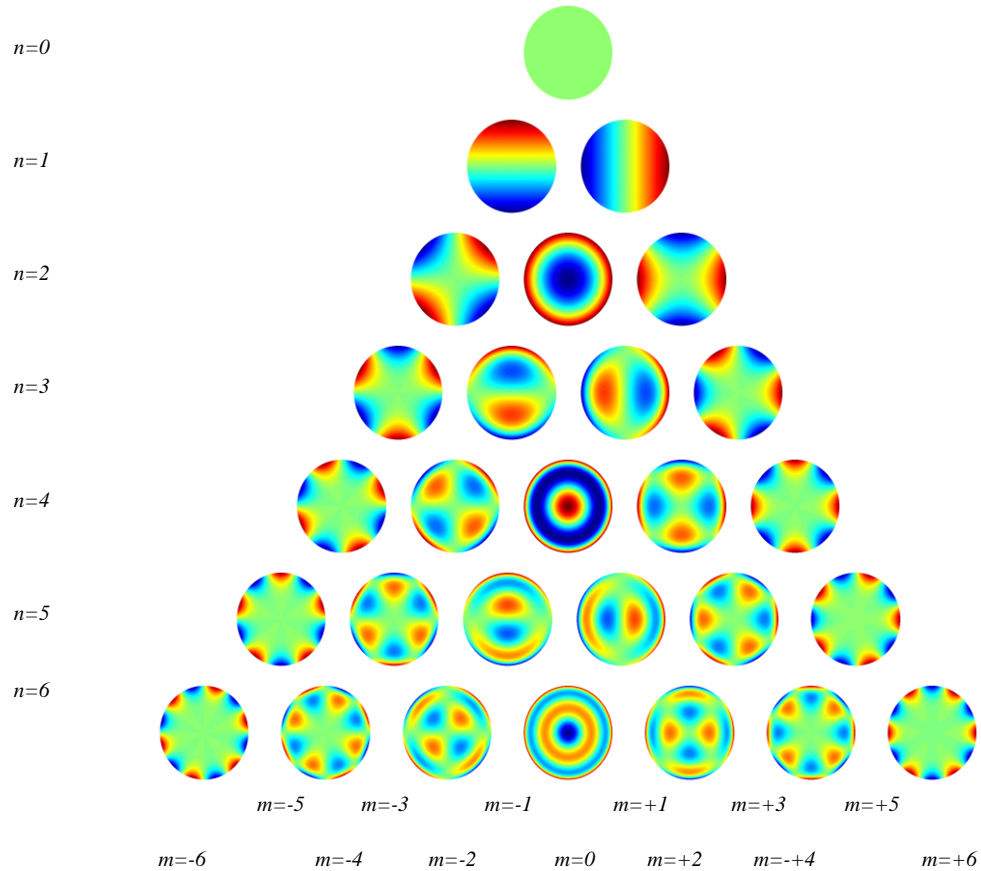


Figura 2.8. Polinomios de Zernike hasta el sexto orden.

2.6 MÉTRICAS PARA DESCRIBIR LA CALIDAD ÓPTICA DEL OJO HUMANO.

Existen en la literatura diferentes propuestas para relacionar las aberraciones oculares del ojo y el desempeño visual desde el punto de vista óptico^{30, 31, 32}, y debido a esto se pueden encontrar diferentes métricas para describir ésta relación. Por ejemplo, existen aquellas en donde están basadas en la diferencia de camino óptico, o el error RMS de

la función de aberración del frente de onda en el plano de pupila, y algunas otras están basadas en el cálculo de la función de punto extendido sobre el plano de la retina. Todas las métricas son útiles y nos ayudan a entender las características de las aberraciones oculares. En este trabajo nos enfocamos en particular a dos métricas en particular para la evaluación objetiva de la calidad de la imagen del ojo humano, la función de punto extendido *PSF* y la función de transferencia de modulación *MTF*, las cuales son brevemente descritas a continuación.

A partir de la función de aberración del frente de onda, podemos calcular la función de punto extendido o *PSF* (Point Spread Function) por sus siglas en inglés, la cual describe la distribución de intensidades en el plano imagen en respuesta a un objeto puntual; depende tanto de la difracción en la pupila como de las aberraciones presentes en el sistema óptico y para iluminación incoherente estará dada por la ecuación^{33, 34}:

$$PSF(x, y) = \frac{1}{\lambda^2 d^2 A_p} \left| TF \left\{ p(x, y) \cdot e^{-i \frac{2\pi}{\lambda} W(x, y)} \right\} \right|_{f_x = \frac{x}{\lambda d}, f_y = \frac{y}{\lambda d}}^2, \quad (2.14)$$

donde, λ es la longitud de onda de la iluminación coherente, d es la distancia de la pupila al plano de imagen, A_p es el área de la pupila, *TF* indica la transformada de Fourier y el integrando se define como la función de pupila generalizada cuyo módulo es la transmitancia de la pupila, su fase es la aberración de onda y por último f_x y f_y son las frecuencias espaciales. Se hace notar que si las aberraciones son nulas la *PSF* corresponde con el llamado patrón de difracción o disco de Airy, sin embargo este patrón se deforma en presencia de ellas. La Fig. 2.9 muestra ejemplos realizados en MATLAB[®] de las gráficas de contorno para la función de punto extendido de algunas aberraciones con un valor de $0.1 \mu m$ para una pupila de $6 mm$.

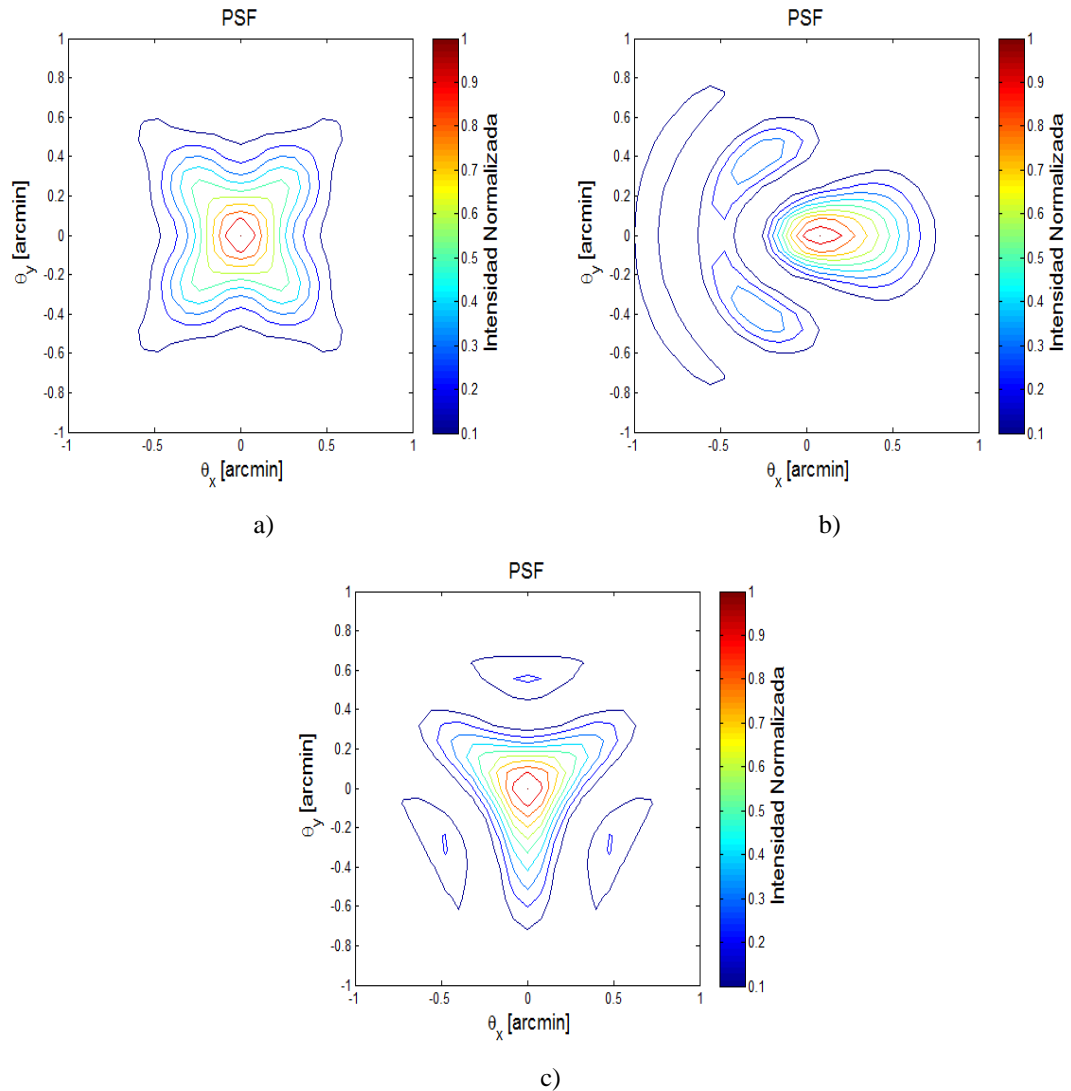


Figura 2.9 Gráficas de contorno de la función de punto extendido de a) 0.1 micras de astigmatismo, b) 0.1 micras de coma, c) 0.1 micras de trifolio, todas para una pupila de 6 mm, la escala en las gráficas se encuentra en minutos de arco.

Ahora bien, a partir de la función de aberración de onda también se puede calcular la función de transferencia de modulación o *MTF* (Modulation Transfer Function) por sus siglas en inglés, la cual es una medida de la reducción al contraste entre objeto e imagen, y se define como el módulo de la auto-correlación de la función de pupila generalizada. Para definir esta función es necesario primero definir la función de transferencia óptica u *OTF* (Optical Transfer Function) por sus siglas en inglés, la cual está normalizada y se define como³³:

$$OTF(s_x, s_y) = \frac{TF\{PSF\}}{TF\{PSF\}|_{s_x=0, s_y=0}} = \frac{TF\left\{TF\left\{p(x, y) \cdot e^{-i\frac{2\pi}{\lambda}W(x, y)}\right\}\right\}_{f_x=\frac{x}{\lambda d}, f_y=\frac{y}{\lambda d}}}{TF\left\{TF\left\{p(x, y) \cdot e^{-i\frac{2\pi}{\lambda}W(x, y)}\right\}\right\}_{f_x=\frac{x}{\lambda d}, f_y=\frac{y}{\lambda d}}\Big|_{s_x=0, s_y=0}}. \quad (2.15)$$

La *MTF* se obtiene como el módulo de la *OTF*, por lo tanto:

$$MTF(s_x, s_y) = |OTF(s_x, s_y)|. \quad (2.16)$$

Cuando la expresión analítica es muy difícil de resolver, se puede recurrir a una simulación numérica para obtener la *MTF*. La función de transferencia de modulación mide la cantidad de información que es preservada o modulada en un sistema óptico desde el plano del objeto hacia el plano de la imagen. La *MTF* representa la característica de filtrado de un sistema formador de imágenes. El ojo humano, por ejemplo, actúa como un filtro pasa baja, en el que componentes de frecuencias altas (detalles finos de una imagen), no pueden ser perfectamente bien percibidos.

2.7 TAMAÑO DE LA *PSF* Y *MTF*.

En este trabajo se utiliza la *PSF* y *MTF* para evaluar el desempeño visual objetivo de pacientes los cuales han sido sometidos a cirugía refractiva con láser y debido a eso se debe de tomar en cuenta ciertos aspectos, como que antes de que se pueda utilizar a una función de punto extendido para simular alguna salida visual, se requiere realizar una cuidadosa comprobación del tamaño de la *PSF* comparada con el objetivo visual.

El radio del primer mínimo del patrón de Airy está relacionado con el diámetro de la pupila como¹⁴:

$$r_0 = 1.22 \frac{\lambda_0}{d}, \quad (2.17)$$

donde λ_0 es la longitud de onda central y d es el diámetro de la pupila de salida. La ecuación (2.17) tiene unidades de radianes. Para aplicaciones de visión, a menudo se usan minutos de arco (*arcmin*) para reportar el tamaño de la *PSF*, por lo tanto, la ecuación (2.17) puede ser escrita como¹⁴:

$$r_0 = \frac{13.176\lambda_0}{\pi d}, \quad (2.18)$$

donde r_0 se encuentra en minutos de arco.

Cuando se utiliza la función de aberración del frente de onda para calcular la *PSF* con el algoritmo de transformada rápida de Fourier (FFT), el campo de visión es a menudo muy grande, y los detalles de la *PSF* no pueden ser bien distinguidos. Se necesita rellenar con ceros fuera de la función de aberración. Supongamos que rellenamos con ceros de tal forma que la función de aberración original de $n \times n$ se convierte en $\alpha n \times \alpha n$. Después del cálculo, se puede cortar el cuadro de la *PSF* a exactamente su tamaño original $n \times n$. En este caso, el campo de visión ν de la *PSF* estará determinado por:

$$\nu = \frac{10.8n\lambda_0}{\pi\alpha d}, \quad (2.19)$$

donde ν se encuentra en minutos de arco.

Ahora, en caso de que se quiera realizar una operación de convolución entre la *PSF* de un frente de onda ocular y una imagen cualquiera, la resolución en píxeles tanto en dirección horizontal como en dirección vertical debe de ser la misma para los dos, esto significa que cuando la imagen se cambie de tamaño la relación de aspecto se debe de mantener tanto para la *PSF* como la de la imagen. Las Figs. 2.10 a Fig. 2.12 muestran algunos ejemplos de varias *PSFs* para un sistema libre de aberraciones usando la comprobación antes mencionada con diferentes valores de pupila y una longitud de onda de 555 nm .

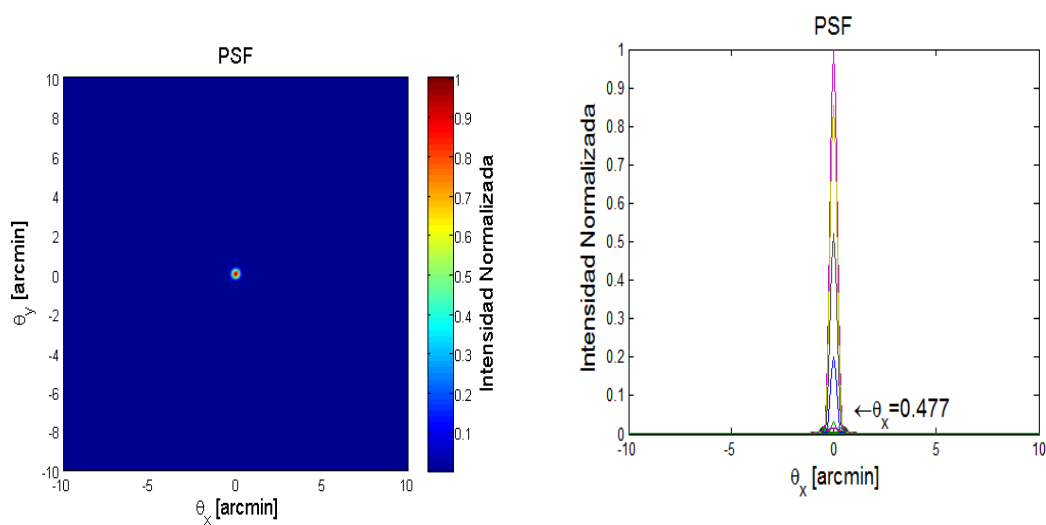


Figura 2.10 *PSF* de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 5 mm .

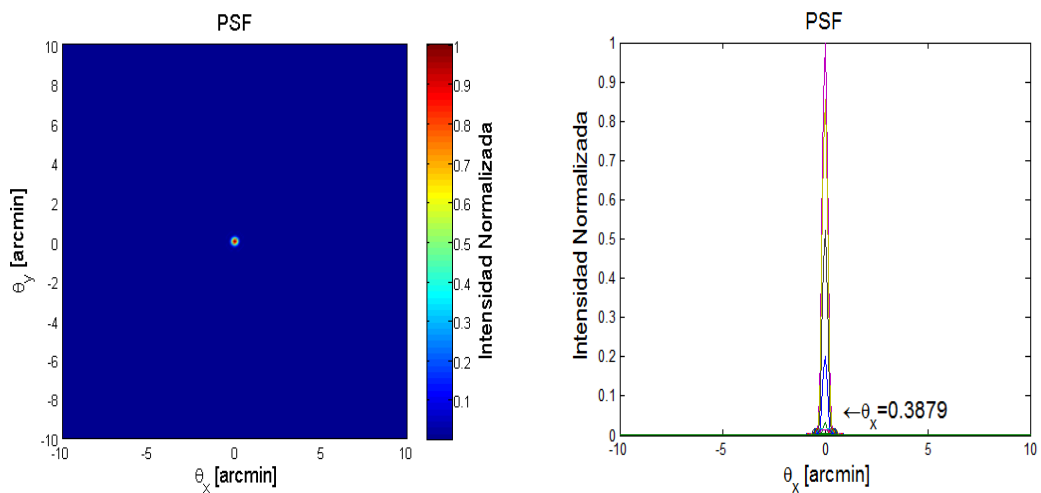


Figura 2.11 *PSF* de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 6 mm junto con su sección transversal.

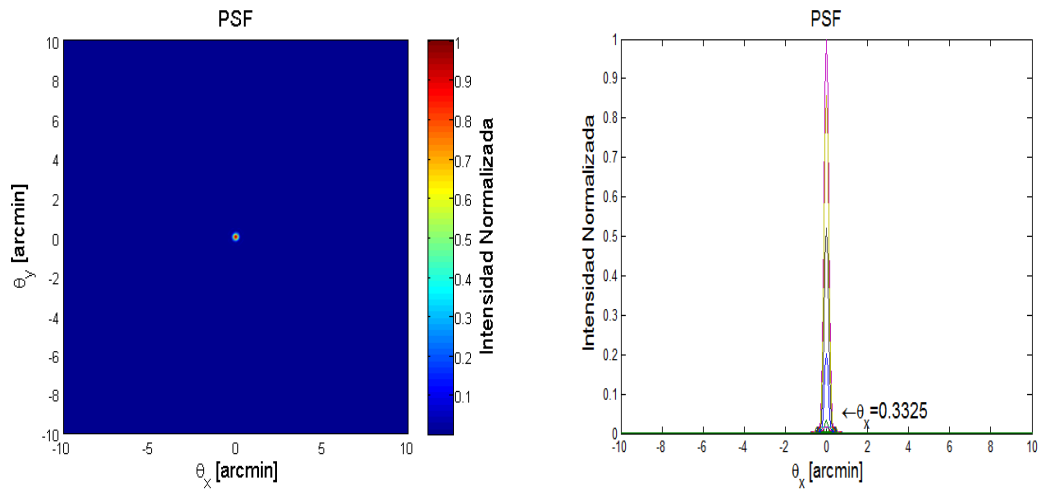


Figura 2.12 PSF de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 7 mm.

Una operación parecida se aplica para el despliegue de la *MTF* del ojo humano. En las Fig. 2.13 a Fig. 2.15 se muestran varias *MTFs* con diferentes tamaños de pupila hasta su frecuencia de corte la cual está dada por³³:

$$\rho_c = \frac{d}{\lambda f}, \quad (2.20)$$

donde ρ_c es la frecuencia de corte, d el diámetro de la pupila, f es la distancia focal. Se toma un valor de 22.6 mm y λ la longitud de onda de iluminación y se toma un valor de 555 nm.

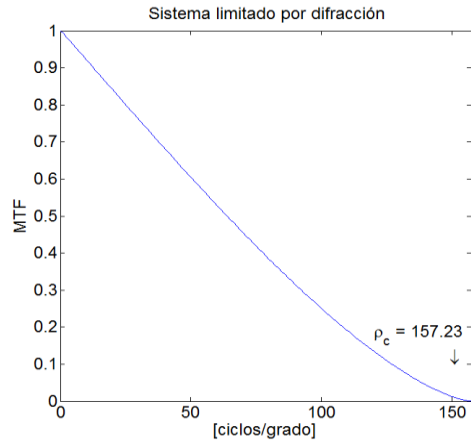


Figura 2.13 MTF de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 5 mm.

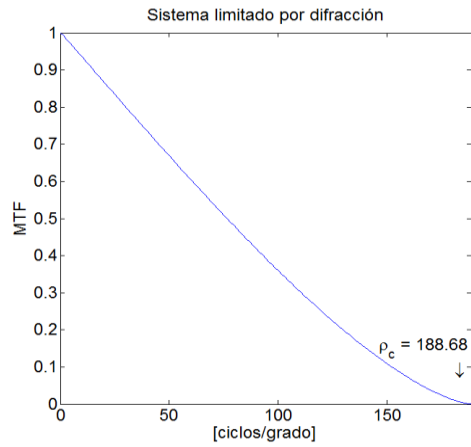


Figura 2.14 MTF de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 6 mm.

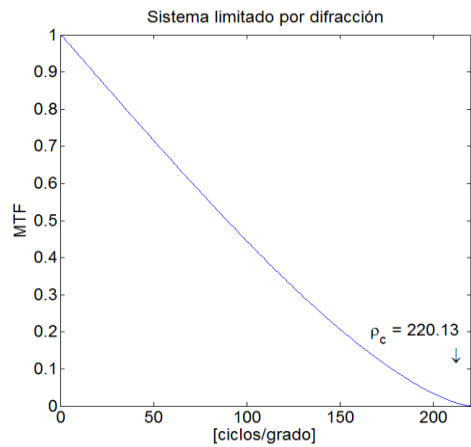


Figura 2.15 MTF de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 7 mm.

Una vez que se tiene un esquema bien definido para analizar las aberraciones presentes en el sistema óptico del ojo y además se cuenta con métricas adecuadas para evaluar el desempeño del sistema, entonces se puede proceder a analizar casos más concretos como la presencia de aberraciones del ojo humano y su desempeño objetivo, por ejemplo, para un ojo humano antes y después de haber sido sometido a cirugía refractiva con láser. En el siguiente Capítulo se muestra la determinación de la función de aberración mediante dos métodos distintos de lentes de contacto duras las cuales han sido sometidas a cirugía refractiva con láser, esto con el fin de obtener un perfil estático de las técnicas de ablación usadas, además de analizar el cambio que éstas producen sobre las superficies refractoras.

3 DETERMINACIÓN DE LA FUNCIÓN DE ABERRACIÓN DEL FRENTE DE ONDA DE ALGUNAS SUPERFICIES REFRACTORAS.

En este Capítulo se muestran dos perfiles de ablación de superficie que son usados típicamente en cirugía refractiva con láser y que fueron aplicados directamente sobre superficies refractoras, esto con el fin de obtener perfiles estáticos de funciones de aberración de frentes de onda, a las cuales específicamente se les aplicaron las técnicas denominadas ASA y PASA^{11, 26, 35}. Para lograr esto, primero se analizó una superficie refractora de referencia sin ablación alguna, para luego extender el estudio a lentes de contacto duras las cuales fueron sometidas a las técnicas de ablación de superficie antes mencionadas. Se usaron dos métodos diferentes, los cuales han mostrado ser equivalentes para la obtención de la función de aberración y se presenta una comparación subjetiva entre ellos, esto con la finalidad de tener más de una herramienta disponible para el análisis del frente de onda de superficies refractoras.

3.1 CIRUGÍA REFRACTIVA CON LÁSER.

El objetivo en la corrección de la visión es ayudar a los pacientes a lograr un desempeño visual de buena calidad, en la mayoría de los casos, esto quiere decir una agudeza visual buena y una sensibilidad buena al contraste. Las aberraciones oculares pueden considerarse como una combinación de aberraciones esfero-cilíndricas y aberraciones irregulares, lo que conocemos como aberraciones de bajo orden y aberraciones de alto orden respectivamente. En general, la degradación del desempeño visual se debe en gran parte a las aberraciones de bajo orden por lo que típicamente la corrección de la visión se enfoca en corregir éstas aberraciones; sin embargo, si deseamos alcanzar un buen estándar de visión, corregir las aberraciones de alto orden es una buena opción, y una forma de corregirlas es con una técnica en particular denominada ablación de superficie con láser sobre la córnea¹⁴.

La córnea tiene un grosor de aproximadamente de 0.5 a 0.6 *mm* en su centro, tiene un índice de refracción medio de 1.376 y su primera superficie tiene un radio de curvatura de 7.7 *mm*. Combinado con la superficie anterior cuyo radio de curvatura es de 6.8 *mm*, le da a la córnea una potencia total de unas 43 dioptrías. Debido a que la córnea posee la mayor cantidad de dioptrías del ojo, es una pieza clave en las aberraciones oculares. La alta magnitud de aberraciones que puedan existir en la córnea es reducida debido a su forma cónica en vez de esférica. El ligero achatamiento que se presenta en la periferia de la curvatura corneal reduce la cantidad de aberración esférica hasta por un décimo en comparación con una lente esférica con la misma cantidad de dioptrías. Pero, la forma de la córnea varía entre individuos y da pie a aberraciones de alto orden. La córnea consta de cinco capas: el epitelio, la membrana de Bowman, el estroma, la membrana de Descemet y el endotelio, aunque por el momento solo nos enfocaremos en el estroma corneal sin dejar de lado la importancia de cada una de las demás componentes corneales³⁶.

El estroma corneal es una capa de aproximadamente $550 \mu m$ de grosor que a su vez consiste de 200 capas de fibras de colágeno y que no se puede regenerar si es dañado. Se puede realizar una ablación láser directamente sobre el estroma corneal para rediseñar la forma de la córnea a fin de conseguir una modificación en la distancia focal de todo el sistema óptico y así poder tener una corrección en la visión³⁹. Justo en esta capa es en donde se aplica la ablación con láser excímero en el caso de una cirugía refractiva con láser y para lograr el resultado deseado, se emplea el principio de conjugación de fase (ver Fig. 3.1)³⁶.

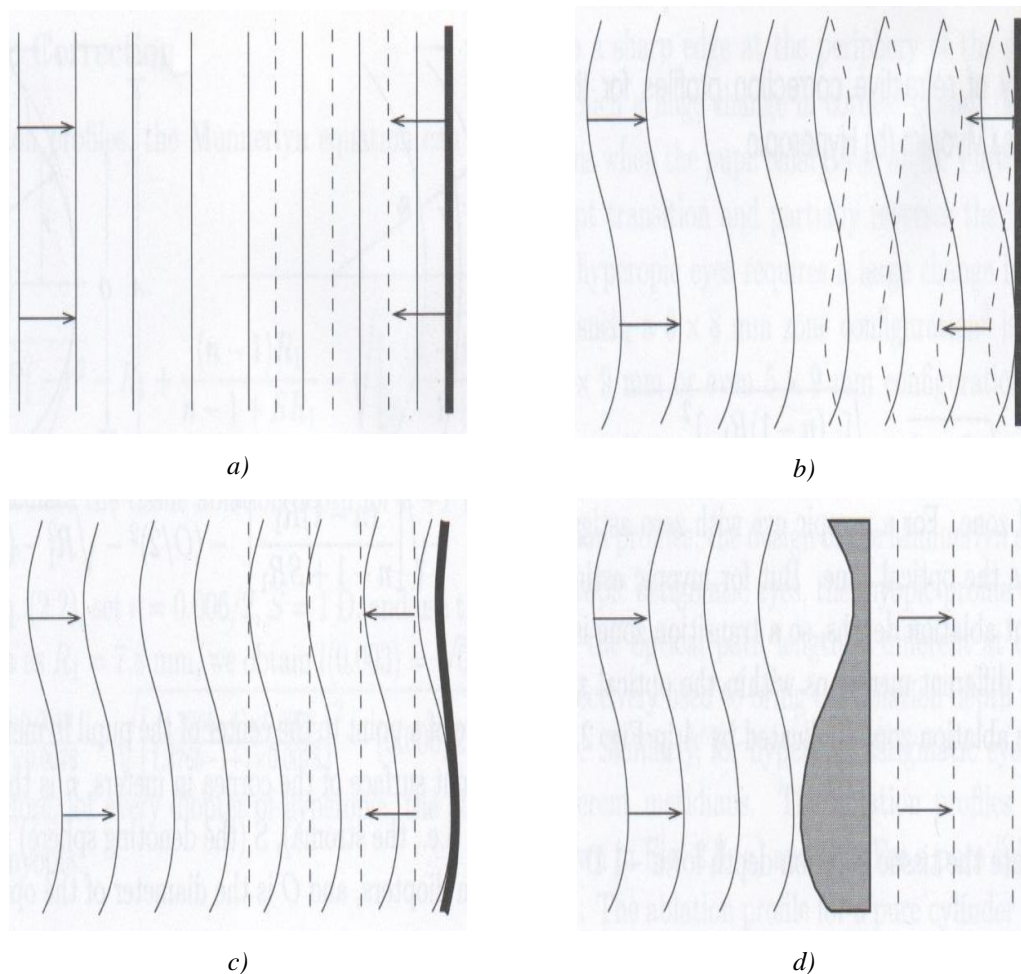


Figura 3.1 Principio de conjugación de fase. a) Un frente de onda plano se propaga, incide y se refleja en un espejo plano, b) un frente de onda normal se propaga incide y se refleja en un espejo plano, c) un frente de onda normal se propaga e incide en un espejo deformable, d) un frente de onda normal se propaga a través de una lente deformable con una reversión de signo¹⁴.

En general, la conjugación de fase es un fenómeno que se presenta en óptica no lineal el cual representa la reversión de fase de un haz de luz después de haber sido reflejado por un espejo de conjugación de fase. Esta terminología fue adoptada por la comunidad de óptica adaptiva para representar una compensación o cancelación de fase entre un frente de onda incidente y un espejo deformable.

La idea es cambiar la forma de la córnea para que la diferencia de camino óptico de las aberraciones oculares totales de diferentes puntos de la córnea se pueda compensar por el cambio topográfico de la misma. Como tal, la corrección de la visión con láser se ha vuelto un medio popular y efectivo, se estima que se aplican millones de procedimientos de corrección de la visión con láser al año¹⁴.

En personas miopes por ejemplo, la cirugía refractiva reduce la curvatura de la córnea cuando ésta es demasiado empinada, para que el poder refractor del ojo disminuya, esto se logra haciendo una ablación sobre la zona central de la córnea. Las imágenes que se enfocan en frente de la retina debido a un ojo alargado o a una curva empinada de la córnea, son empujadas más cerca o directamente sobre la retina después de la cirugía. Personas con hipermetropía pueden ser sometidas a una cirugía refractiva que haga la córnea más empinada para aumentar el poder refractor del ojo, esto se logra haciendo una ablación sobre la periferia de la córnea. Las imágenes que se enfocan más allá de la retina debido a un ojo corto o a una córnea plana, son empujadas más cerca de la retina o directamente sobre ésta después de la cirugía.

El astigmatismo se puede corregir con técnicas de cirugía refractiva que moldean porciones de una córnea irregular en forma selectiva, para que sea suave y simétrica. El resultado es que las imágenes se enfocan claramente en la retina en lugar de ser distorsionadas por la dispersión de la luz causada por una córnea de forma irregular.

3.2 PROCEDIMIENTOS DE CIRUGÍA REFRACTIVA.

Las opciones de cirugía refractiva que existen hoy día varían entre moldear la córnea con rayos láser hasta la inserción de lentes intraoculares, a continuación se mencionan algunos de los procedimientos más usados en cirugía refractiva con láser tomados de la referencia [37].

El tipo de cirugía refractiva más comúnmente realizado es el procedimiento LASIK (Laser-Assisted in Situ Keratomileusis) por sus siglas en inglés, el cual utiliza un rayo láser excímero para moldear la córnea. Se corta una tapa o colgajo en la parte frontal del ojo y se mueve hacia el lado para permitir que el cirujano pueda ver la córnea. Dependiendo del problema a tratar, se retocará una parte específica de la córnea usando el láser excímero. El colgajo se vuelve a poner de nuevo en su lugar. No es necesario dar puntos.

La queratectomía fotorrefractiva (PRK por sus siglas en inglés), también utiliza un láser excímero al igual que el LASIK, y los resultados en la corrección de la visión de los pacientes son similares. La principal diferencia entre la PRK y el LASIK es que durante un procedimiento de PRK, el cirujano no crea una tapa alrededor de la córnea, sino que remueve con la capa de la córnea (epitelio) antes de que el láser excímero moldee la córnea. Este procedimiento es también conocido como ablación de superficie avanzada o ASA (Advanced surface Ablation) por sus siglas en inglés y el cual ha sido objeto de estudio en este trabajo de tesis. Tanto el LASEK como el Epi-LASIK los cuales son descritos a continuación, son otras técnicas de PRK.

En el procedimiento conocido como LASEK (Laser in situ epithelial Keratomileusis), un instrumento de microcirugía llamado "trépano" es utilizado para crear una tapa de tejido epitelial de la córnea, mientras una solución de alcohol ayuda a aflojar las células epiteliales. Una vez que la tapa epitelial es creada y puesta a un lado, el procedimiento es igual que una PRK. Después de moldear la córnea, la tapa

epitelial es puesta en su lugar y alisada con una espátula pequeña, y posteriormente asegurada con un lente de contacto blando a manera de "vendaje", para promover la curación del epitelio que dura alrededor de cuatro días.

En el procedimiento conocido como EpiLASIK, un microqueratomo especial llamado Epi-queratótopo, se utiliza para separar con precisión una lámina muy delgada de tejido epitelial de la córnea. Esta hoja delgada se levanta hacia un lado y la córnea es tratada como en un procedimiento PRK. Posteriormente, la fina capa puede volver a ser puesta en su sitio para adherirse de nuevo a la córnea, o puede ser removida. Un lente de contacto blando es puesto sobre el ojo a manera de "venda" durante unos cuatro días para ayudar al epitelio a sanar.

La Queratoplastia conductiva o CK por sus siglas en inglés, es un procedimiento no invasivo de cirugía térmica refractiva, usado para corregir una hipermetropía de leve a moderada en personas mayores de los 40 años de edad. Durante el procedimiento CK, su Doctor de los Ojos utiliza una pequeña sonda que libera cantidades controladas de energía de radiofrecuencia (RF) en lugar de un láser, para aplicar calor a la porción periférica de la córnea. El calor se hace que la córnea periférica se reduzca en tamaño y se ajuste como un cinturón. Esto hace que la curvatura (inclinación) de la córnea central aumente, mejorando el poder de enfoque de la córnea central. El procedimiento vuelve a enfocar los rayos de luz en la retina mejorando la visión.

Por último, existen los lentes intraoculares (LIO) fásicos están diseñados para personas con un alto grado de errores refractivos que no pueden corregirse en forma segura con una cirugía refractiva corneal. Un LIO fásico, a veces conocido como un lente de contacto de implante, se inserta quirúrgicamente dentro del ojo, en frente del lente natural del ojo el cristalino. El lente natural del ojo no se elimina, por lo que los pacientes pueden conservar su capacidad pre-existente enfoque.

De los procedimientos anteriores solo estamos interesados en los denominados ASA (Advanced Surface Ablation) y PASA (Pseudo-accommodative Advanced Surface Ablation) los cuales son variantes de la técnica conocida como PRK, con la diferencia en que los patrones de ablación que se aplican en ASA son patrones de ablación lineales a través de la superficie corneal y los patrones de ablación que se aplican en PASA son una combinación de patrones lineales y circulares concéntricos a través de la superficie corneal, éstas dos técnicas de ablación de superficie corneal han sido utilizadas ampliamente, aunque la segunda de ellas es más reciente y nos interesa conocer los efectos sobre la función de aberración del frente de onda y el desempeño visual objetivo cuando es aplicada a pacientes.

3.3 DESCRIPCIÓN DE LOS MÉTODOS PARA LA DETERMINACIÓN DE LA FUNCIÓN DE ABERRACIÓN DE ALGUNAS SUPERFICIES REFRACTORAS.

Actualmente, es imperativo el uso de aberrómetros para hacer mediciones de ojos que van a ser sometidos a algún tipo de cirugía refractiva, ya que proveen información precisa sobre la función de aberración del frente de onda para lograr una corrección de la visión personalizada. El aberrómetro fue usado en principio, para obtener imágenes astronómicas y no fue sino hasta el inicio de la década de 1990, cuando el Dr. Junzhong Liang desarrolló el primer sistema de medición de aberraciones oculares basado en un sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann¹⁷. La tecnología del sensor de Shack-Hartmann es una pieza clave en los sistemas de óptica adaptiva, y a mediados de la década de los 90's, el primer sistema de óptica adaptiva para la evaluación de la visión fue desarrollado por el Prof. David Williams en su laboratorio y fue usado para obtener imágenes de alta resolución de la retina¹⁸.

Por otro lado, se sabe que la interferometría es una herramienta de mucha importancia con precisión extrema, y ha sido una técnica de laboratorio con más de un siglo de uso. Las principales áreas de aplicaciones de la interferometría se encuentran en la medición de desplazamientos y distancias, en gases y flujo de

fluidos, medición de la temperatura y la variación de la presión, en microscopía, espectroscopia, y la detección de la aceleración y rotación y, el control de la fabricación de lentes con precisión de fracciones de una longitud de onda^{38, 39}. Como es bien sabido, las franjas de interferencia se producen cuando dos haces que se originan de la misma fuente se combinan, y el patrón resultante está determinado por la diferencia de fase entre las dos ondas. Por ejemplo, un cambio en la fase de uno de los haces equivalente a media longitud de onda, resulta en una franja brillante siendo sustituida por una franja oscura y viceversa. Esto indicaría un cambio en una de las longitudes de camino óptico de aproximadamente $0.25 \mu m$ (para la luz verde), por supuesto, este cambio de fase también puede ser debido a una diferencia en el espesor de un material transparente. Debido a su alta sensibilidad y su capacidad para manejar la muestra de ensayo, uno de los interferómetros más utilizados en las tecnologías de formación de imágenes es el interferómetro tipo Mach-Zehnder^{38, 39}.

Como primera aproximación se trabajó en el análisis de la función de aberración del frente de onda de una superficie refractora de referencia que tiene 50 mm de diámetro para después, analizar un conjunto de lentes de contacto duras las cuales fueron sometidas a diferentes técnicas de ablación de superficie típicamente empleadas en la corrección de la visión humana, usando dos métodos diferentes⁷. En el primer método se usó un interferómetro tipo Mach-Zehnder, y para el segundo método se acopló un sensor de frente de onda Shack-Hartmann al interferómetro para asegurar que el plano de detección fuera el mismo. Debido a su tamaño, las lentes de contacto son difíciles de manipular, así que aplicamos las técnicas antes propuestas para verificar cuál de ellas es la más adecuada para nuestros propósitos. En este capítulo se muestran resultados para una superficie de referencia y también para un conjunto de lentes de contacto duras con ablación y sin ablación.

3.3.1 SENSOR DE FRENTE ONDA TIPO SHACK-HARTMANN.

El principio fundamental de medición es similar a la prueba de Hartmann. En esta prueba, es colocada una pantalla con agujeros frente a una lente la cual será evaluada. La luz que pasa a través de los agujeros es examinada en dos planos, típicamente antes y después de la distancia focal de la lente bajo prueba. Al examinar el cambio de posición de los rayos comparados con los de una lente ideal, se pueden determinar las aberraciones, la función de aberración del frente de onda, *MTF*, y otros parámetros.

A finales de la década de 1960, R. Shack propuso cambiar el plano de medición hacia el plano de pupila y usar un arreglo de micro-lentes para proporcionar mediciones de áreas grandes y localizadas. La Fig. 3.2 muestra el arreglo básico de un sensor de frente de onda comercial tipo Shack-Hartmann. Los componentes esenciales del dispositivo son: un arreglo de micro-lentes, y una cámara, en este caso una CCD, la cual se usa como medio de grabado del patrón de imágenes formadas por los micro-lentes.

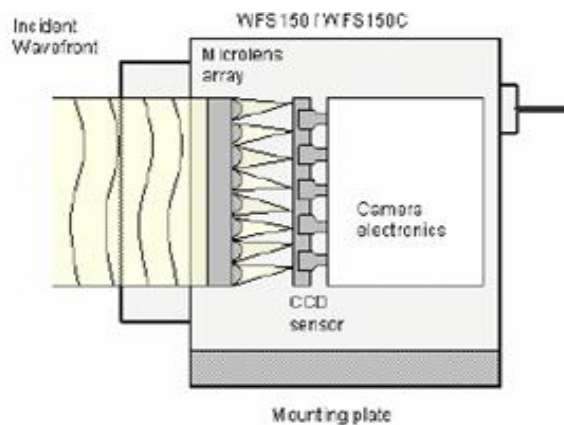


Figura 3.2 Arreglo básico de un sensor de frente de onda Shack-Hartmann⁴⁰.

El arreglo de micro-lentes se encuentra montado a una distancia definida frente al sensor CCD; cada micro-lente colecta la luz que incide en la abertura del sensor y genera un solo punto en el plano de detección (cámara CCD) el cual se encuentra situado a una distancia focal detrás del arreglo de micro-lentes. La posición del punto

será justo en el punto focal en el caso de que el frente de onda incidente sea plano y paralelo al arreglo de micro-lentes, y a este patrón se le denomina como punto de referencia. La posición del centroide del punto generado dependerá del gradiente del frente de onda justo delante del área del micro-lente; por lo tanto la posición de cada punto se obtiene midiendo el desplazamiento lateral de los puntos de enfoque, así de esta forma se consigue calcular los ángulos de propagación de cada rayo muestreado⁴⁰.

La desviación de la posición de cada punto con respecto al punto de referencia es causada por el frente de onda incidente con un ángulo promedio α , tal y como se muestra en la Fig. 3.3. Se puede demostrar que el ángulo α está relacionada con los demás parámetros geométricos conforme a la ecuación (3.1)⁴⁰:

$$\tan \alpha = \frac{\Delta z}{\Delta y} = \frac{\delta y}{f_{ML}}, \quad (2.21)$$

donde, f_{ML} es la longitud focal de cada micro-lente, Δy es la desviación del frente de onda incidente con respecto al frente de onda de referencia sobre la dirección de y , Δz es la desviación del frente de onda incidente con respecto al frente de onda de referencia en la dirección z y δy es el cambio de posición del punto con respecto al punto de referencia en la dirección y .

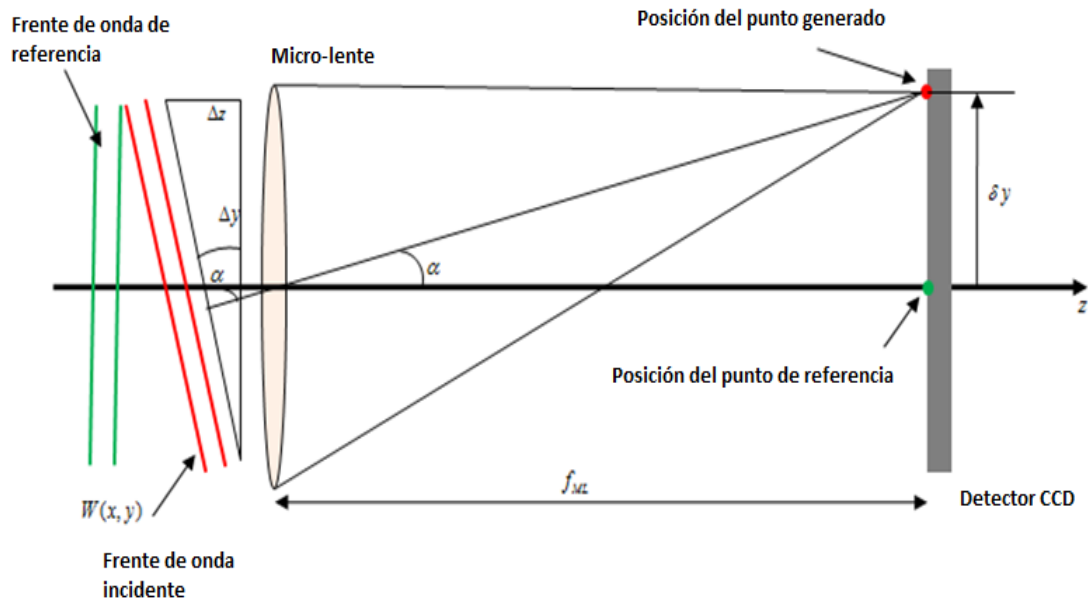


Figura 3.3 Geometría para cada uno de las micro-lentes en un sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann.

$W(x, y)$ describe la forma del frente de onda y sus derivadas parciales con respecto a x e y , pueden ser calculadas con ayuda del cambio de la posición del punto con respecto al punto de referencia, δx y δy respectivamente, y con la distancia que existe entre el detector y el micro-lente, es decir, f_{ML} . Ahora bien, las desviaciones de cada uno de los puntos δx y δy son determinadas a partir de calcular cada una de las coordenadas de los centroides de todos los puntos detectables y a su vez restarles las correspondientes coordenadas de los puntos de referencia de cada micro-lente. Es decir⁴⁰:

$$\frac{\partial}{\partial x} W(x, y) = \frac{\delta x}{f_{ML}}, \quad (2.22)$$

$$\frac{\partial}{\partial y} W(x, y) = \frac{\delta y}{f_{ML}}. \quad (2.23)$$

Por último, se realiza un proceso de integración de cada una de las desviaciones de cada punto el cual da como resultado la función de aberración del frente de onda $W(x, y)$ el cual como ya se sabe puede ser analizado en términos de funciones polinomiales de Zernike⁴⁰.

Cabe mencionar que en esta sección en particular se utiliza el esquema de polinomios de Zernike definido por el Dr. D. Malacara²¹ (ver Apéndice A), y para este método se usó un sensor comercial de frente de onda tipo Shack-Hartmann, de THORLABS[®] modelo WFS 150, el cual provee mediciones de la forma del frente de onda analizando la ubicación e intensidad de puntos que se forman después de incidir un haz de luz sobre él. El Tamaño máximo de la abertura del sensor es de $5.95 \text{ mm} \times 4.76 \text{ mm}$ y el tamaño de pixel es de $4.65 \mu\text{m} \times 4.65 \mu\text{m}$ con una resolución de 1280×1024 pixeles.

3.3.2 INTERFERÓMETRO TIPO MACH-ZEHNDER.

Es bien sabido que el interferómetro tipo Mach-Zehnder, el cual se muestra en la Fig. 3.4 es una variación del interferómetro de Michelson y es muy útil para hacer pruebas ópticas en transmisión. Si la lente bajo prueba contiene aberraciones grandes, esta prueba puede hacer que las pendientes del frente de onda se queden dentro de un rango dinámico dentro de los parámetros del interferómetro. Las pruebas de transmisión son útiles también para medir índices de homogeneidad o variaciones de espesor, además, se pueden usar para medir la potencia de una lente con baja intensidad, la cual la hace adecuada para el propósito propuesto.

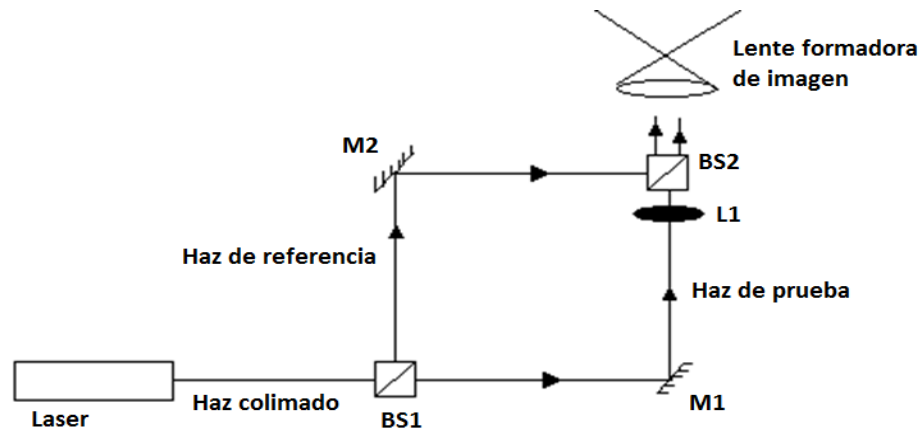


Figura 3.4 Interferómetro tipo Mach-Zehnder.

Esta configuración geométrica en particular nos permite ajustar diferentes frentes de onda así como el haz de referencia y nos da la capacidad de manejar nuestra superficie refractora bajo prueba en varias posiciones a lo largo del brazo de prueba^{38, 39}.

3.4 FUNCIÓN DE ABERRACIÓN DEL FRENTE DE ONDA DE UNA SUPERFICIE REFRACTORA DE REFERENCIA.

Como ya se mencionó, el objetivo principal de esta sección es obtener por medio del sensor tipo Shack-Hartmann, la función de aberración del frente de onda correspondiente de una superficie refractora de referencia y compararla con el frente de onda obtenido a partir de un patrón de franjas de la misma superficie generado con un interferómetro Mach-Zehnder, esto con el fin de asegurarnos de que ambos métodos son equivalentes. La Tabla 3.1 muestra las características principales de la superficie refractora plano convexa de referencia y en la Fig. 3.5 se muestra una imagen de la misma.

Tabla 3.1 Características de la superficie refractiva de referencia.

Característica	Valor
Distancia focal efectiva	$114.95 \pm 0.005 \text{ mm}$
Índice de refracción	1.519 ± 0.003
Diámetro	$50.0 \pm 0.05 \text{ mm}$
Espesor	$8.98 \pm 0.005 \text{ mm}$
Radio de curvatura	$57.40 \pm 0.005 \text{ mm}$

**Figura 3.5** Superficie refractiva de referencia.

Como primer paso, se utilizó la configuración del interferómetro Mach-Zehnder que se muestra en la Fig. 3.6 y en donde se muestra que el sensor de frente de onda fue colocado a una distancia de 75 mm , justo antes de la distancia focal de la lente de prueba con el fin de obtener el mapa de frente de onda que resulta de la combinación del haz de referencia con el haz de prueba. En la Fig. 3.7 se muestra la función de aberración del frente de onda resultante junto con la distribución de intensidades en el sensor de frente de onda.

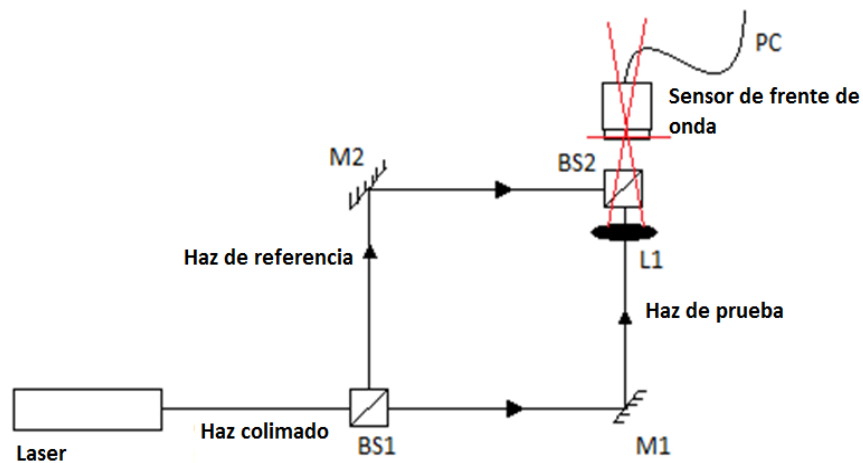


Figura 3.6 Arreglo experimental para obtener la función de aberración resultante de la combinación de una onda plana proveniente del haz de referencia y una onda esférica, proveniente de la transmisión de M, pasando por la lente de prueba L1, El sensor fue colocado a 75 mm de la lente, antes de la longitud focal de la misma.

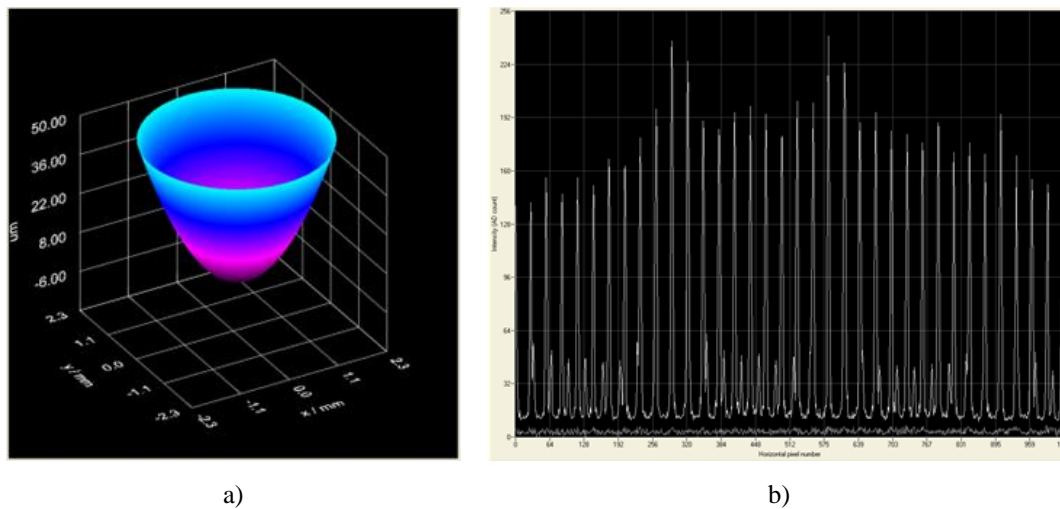


Figura 3.7 a) Función de aberración del frente de onda convergente resultante de la combinación de una onda plana y una onda esférica, b) distribución de intensidades en el plano de detección del sensor de frente de onda. Radio de curvatura del frente de onda de 40.34 mm.

Es de notar, que el haz de referencia solo genera un cambio en la distribución de intensidades (DC-bias) y no afecta significativamente la forma fundamental de la función de aberración del frente de onda. Para analizar esta influencia del haz de referencia, se bloqueó el brazo del interferómetro por donde se transmite, tal y como se muestra en la Fig. 3.8 y se obtuvo la función de aberración del frente de onda y la

distribución de intensidades en el sensor de frente de onda que se muestran en la Fig. 3.9.

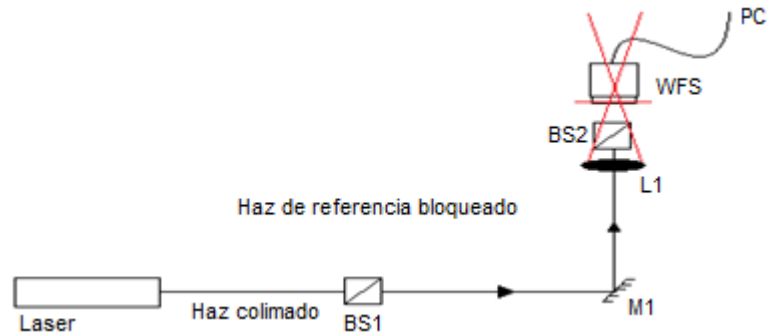


Figura 3.8 Configuración del interferómetro Mach-Zehnder con el haz de referencia bloqueado para analizar la influencia que tiene sobre la función de aberración del frente de onda.

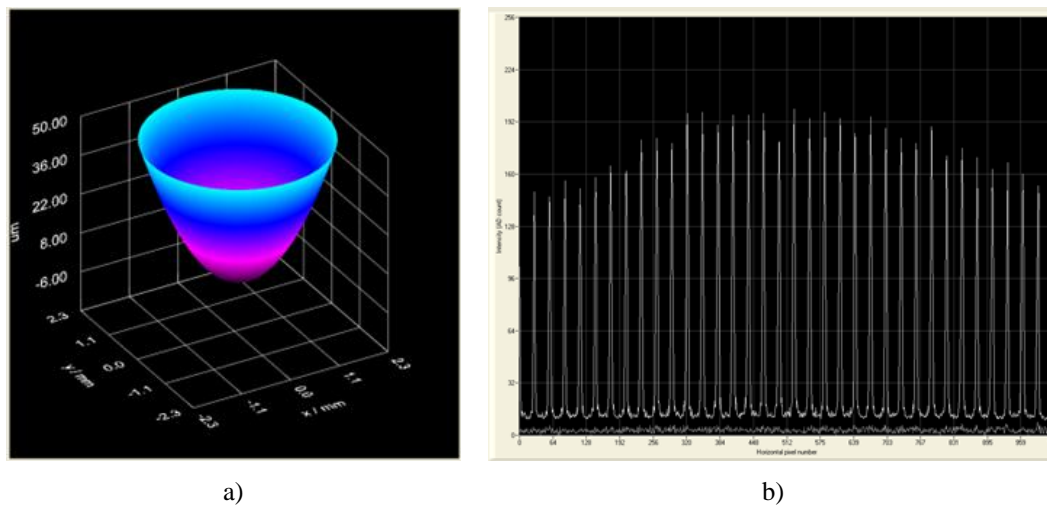


Figura 3.9 a) Función de aberración del frente de onda convergente resultante cuando el haz del brazo de referencia se encuentra bloqueado en el interferómetro, b) distribución de intensidades en el plano de detección del sensor de frente de onda. Radio de curvatura del frente de onda de 40.34 mm.

Se puede observar de las Fig. 3.7a y Fig. 3.9a que ambas funciones de aberración de frente de onda tienen la misma forma fundamental, esférico convergente y el mismo radio de curvatura de frente de onda correspondiente a 40.34 mm, incluso cuando el haz de referencia ha sido bloqueado en el interferómetro.

Como siguiente paso, una cámara CCD y el mismo sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann fueron colocados a una distancia de 192 mm , después de la distancia focal efectiva de la lente de prueba, esto con el fin de ajustar un patrón de interferencia con una adecuada resolución para usar los dos instrumentos simultáneamente. En la Fig. 3.10 y Fig. 3.11 se muestran la función de aberración del frente de onda obtenido con el sensor Shack-Hartmann y el patrón de franjas obtenido con la cámara CCD respectivamente.

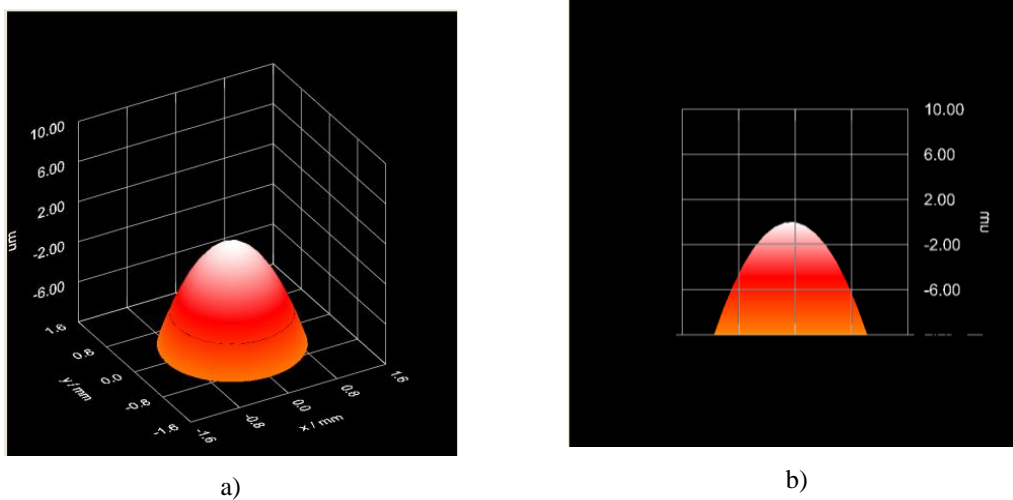


Figura 3.10 Función de aberración obtenido mediante el sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann: a) frente de onda divergente resultante con un radio de curvatura de 76.84 mm , b) sección transversal de la función de aberración del frente de onda.

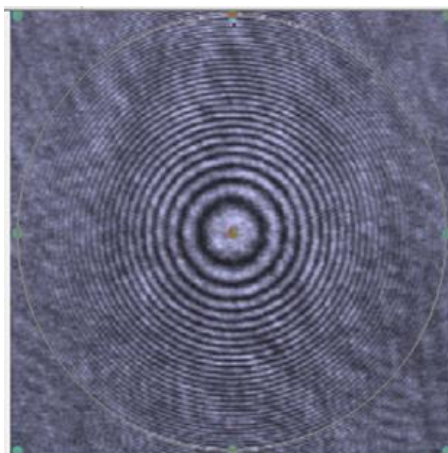


Figura 3.11 Patrón de franjas de la superficie refractora de referencia obtenido por una cámara CCD.

Luego, para determinar las aberraciones ópticas que se encuentran presentes en la superficie refractora de prueba, se utilizó un software de análisis interferométrico llamado APEX[®]. Este programa en específico es capaz de analizar patrones de franjas estáticos y mediante un ajuste de mínimos cuadrados, obtener directamente la función de aberración del frente de onda⁴¹. En la Fig. 3.12 se muestran el frente de onda resultante obtenido mediante el análisis interferométrico, junto con su respectiva sección transversal.

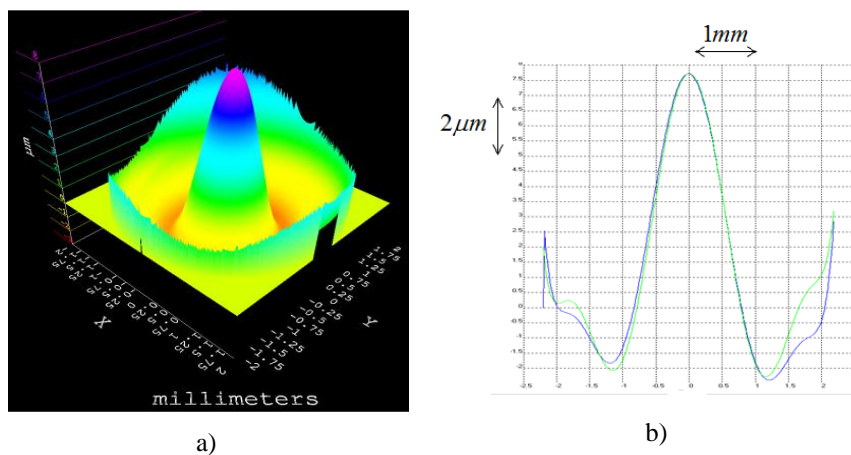


Figura 3.12 Mediante APEX[®] se obtuvo: a) Frente de onda obtenido del análisis del patrón de franjas desplegado, b) Sección transversal del frente de onda.

Como se puede observar en las Fig. 3.10a y Fig. 3.12a, la función de aberración del frente de onda obtenido con el sensor tipo Shack-Hartmann tiene la misma forma fundamental al igual que el que fue generado a partir del patrón de franjas con el interferómetro Mach-Zehnder, esto es, ambos son esféricos divergentes. De la Fig. 3.10b, obtenemos una altura para el frente de onda de $10\ \mu\text{m}$, y un radio de curvatura de $76.84\ \text{mm}$, y de la Fig. 3.12b, se obtiene una altura de $9.75\ \mu\text{m}$ con el análisis de franjas obtenemos y de acuerdo con la aproximación paraxial, obtenemos un radio de $77.05\ \text{mm}$, con lo cual podemos decir que son esencialmente el mismo. En la Tabla 3.2 se presenta un resumen de las características encontradas con los dos métodos diferentes de la superficie refractora de referencia.

Tabla 3.2 Comparación de los dos métodos para obtener la función de aberración del frente de onda de una superficie refractora de referencia con 50 mm de diámetro.

Frente de onda	Mach-Zehnder /APEX®	Sensor Shack-Hartmann	Porcentaje de diferencia
Radio de curvatura	77.05±0.005 mm.	76.84±0.005 mm	0.28 %
Altura	9.75±0.005 μm	10±0.005 μm	2.56 %
Diámetro	2.35±0.005 mm	2.40±0.005 mm	2.12 %
Forma	<i>Esférico divergente</i>	<i>Esférico divergente</i>	-----

Con los datos obtenidos del sensor de frente de onda, además del análisis interferométrico hecho con APEX® y empleando la aproximación paraxial, se puede calcular el radio de curvatura de la superficie refractora, esto es, tomando en cuenta que el radio de curvatura del frente de onda (RoC) es idéntico a la distancia de una fuente puntual la cual emite un frente de onda esférico⁴⁰ tal y como se muestra en la Fig. 3.13. En la Tabla 3.3 se muestra el radio de curvatura de la superficie refractora calculado con los datos de ambos métodos.

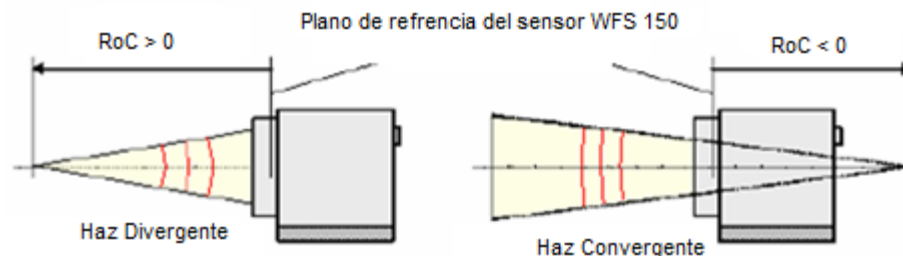


Figura 3.13 Diagrama representativo de convención de signos para el radio de curvatura del frente de onda obtenido con el sensor tipo Shack-Hartmann⁴⁰.

Tabla 3.3 Medidas del radio de curvatura de la superficie refractora de referencia.

Medida en taller	Mach-Zehnder /APEX®	Sensor Shack-Hartmann
<i>57.40 mm</i>	<i>59.65 mm</i> Porcentaje de error = 3.91 %	<i>59.76 mm</i> Porcentaje de error = 4.11 %

Se puede observar de la Tabla 3.2 y de la Tabla 3.3 que los porcentajes de diferencia entre cada uno de los métodos son bajos, entonces podemos deducir que ambas técnicas son equivalentes entre sí, por lo tanto, aplicamos los mismos métodos para poder determinar la función de aberración de onda de superficies más pequeñas, en este caso, se utilizaron lentes de contacto duras las cuales fueron tratadas previamente con técnicas de ablación de superficie comúnmente utilizadas en cirugía refractiva.

3.5 LENTES DE CONTACTO LOS CUALES FUERON SOMETIDOS A DIFERENTES TÉCNICAS DE ABLACIÓN DE SUPERFICIE.

Una vez que se comprobó que ambos métodos propuestos para obtener la función de aberración del frente de onda son equivalentes, se procedió a analizar un conjunto de 5 lentes de contacto duras hechas de PMMA con índice de refracción $n = 1.492$, diámetro de $9.3 \pm 0.05 \text{ mm}$ y una medida de la base curva de $9.1 \pm 0.05 \text{ mm}$. Una de las lentes de contacto ha sido dejada sin ablación con el fin de ser usada como referencia para obtener una comparación cualitativa entre dos técnicas de ablación de superficie diferentes. Dos de las lentes de contacto fueron tratadas previamente en una clínica de oftalmología certificada para la corrección de miopía e hipermetropía con una técnica de ablación de superficie denominada ASA y se les introdujo un cambio en su potencia óptica de $+3.00 \text{ D}$ y -3.00 D . Por último, las otras dos lentes

restantes, fueron también previamente tratadas para la corrección de miopía e hipermetropía con una técnica de ablación de superficie denominada PASA y se les introdujo un cambio en su potencia óptica de $+3.00 D$ y $-3.00 D$. Se muestra en la Tabla 3.4 las características del conjunto de lentes de contacto y en la Fig. 3.14 se muestra una imagen de las mismas.

Tabla 3.4 Características de nuestras lentes bajo prueba.

Lente No.	Ablación	Tratamiento	Potencia [D]
1	Sin ablación	---	---
2	ASA Positivo	Hipermetropía	+ 3.00
3	ASA Negativo	Miopía	- 3.00
4	PASA Positivo	Hipermetropía	+ 3.00
5	PASA Negativo	Miopía	- 3.00

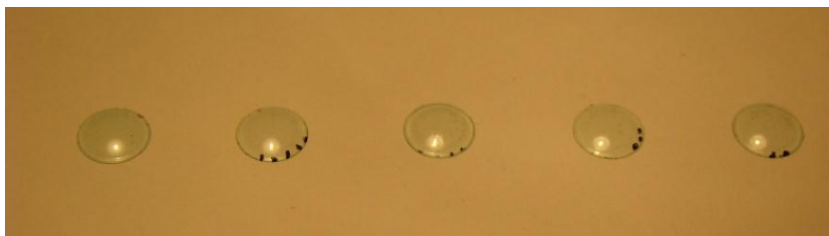


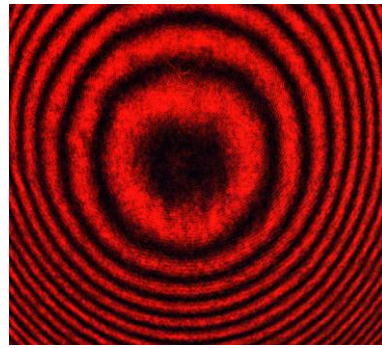
Figura 3.14 Lentes de contacto duras hechas de PMMA las cuales fueron sometidas a diferentes técnicas de ablación de superficie.

A continuación se presentan los resultados obtenidos a través de la cámara CCD colocada en el interferómetro tipo Mach-Zehnder. Se puede observar de la Fig. 3.15 a la Fig. 3.17, los patrones de interferencia de todas nuestras lentes, empezando con la lente No. 1 la cual no ha sufrido ningún tipo de ablación.

Primero que nada, podemos notar que todos los interferogramas presentados para cada una de las lentes presentan diferencias importantes como los son el número de anillos en la lente No. 2 y la lente No. 3, y las evidentes irregularidades en las lentes No. 4 y No. 5, lo cual nos indica que en efecto la ablación realizada a cada una de las lentes sí está afectando a la superficie que ha sido sometida a algún tipo de ablación con respecto a la que no ha sufrido ablación alguna.

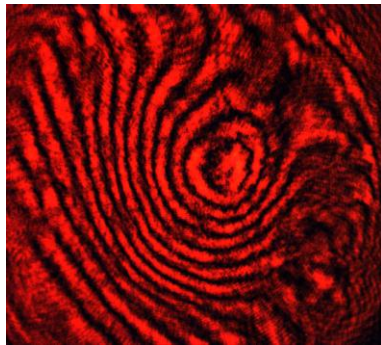
En el interferograma de la lente No. 2 se observa que la cantidad de anillos es menor a los que se encuentran presentes en el interferograma de la lente No. 3, lo cual también nos indica que la ablación realizada produce un cambio en la curvatura de la superficie, teniendo como resultado final un cambio en la distancia focal, lo cual concuerda con el resultado esperado de la ablación.

Una vez obtenidos los interferogramas de la Fig. 3.15 a la Fig. 3.17 se utilizó nuevamente un software de análisis interferométrico llamado APEX^{®41}, con el fin de obtener la función de aberración del frente de onda correspondiente a cada una de las lentes de prueba, los cuales se muestran de la Fig. 3.18 a la Fig. 3.22 y ahí se puede observar que la forma esencial para cada una de las gráficas concuerda con la forma esencial de los obtenidos con el sensor de frente de onda Shack-Hartmann las cuales se muestran en las Fig. 3.23a la Fig. 3.27.

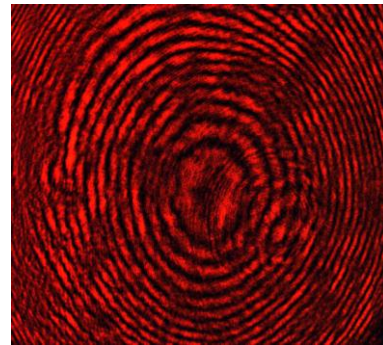


Lente No. 1

Figura 3.15 Patrón de interferencia obtenido mediante el interferómetro tipo Mach-Zehnder de la lente de contacto la cual no ha sufrido ablación alguna.

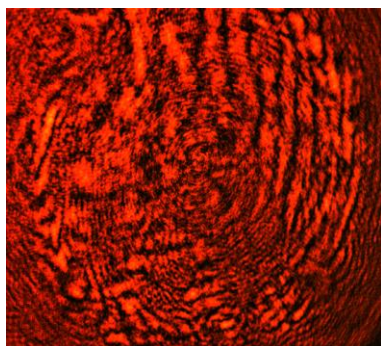


Lente No.2

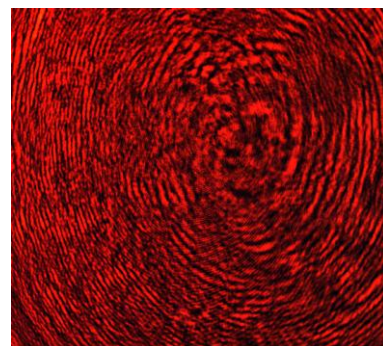


Lente No.3

Figura 3.16 Patrón de interferencia obtenido mediante el interferómetro tipo Mach-Zehnder de lentes de contacto a las cuales se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA. A la izquierda, un tratamiento de $+3.00 D$ fue aplicado, a la derecha un tratamiento de $-3.00 D$ fue aplicado.

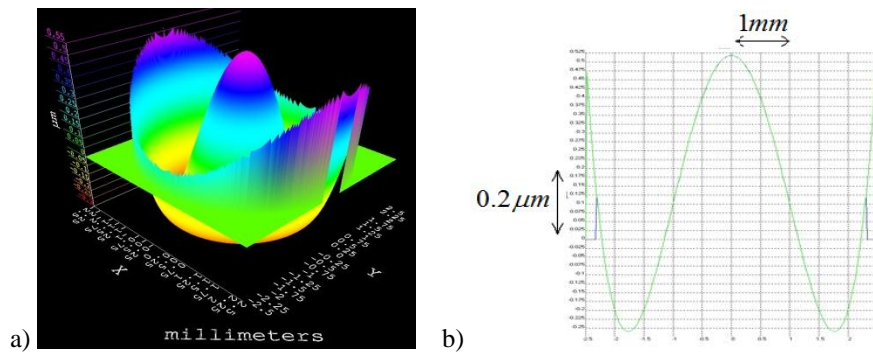


Lente No.4



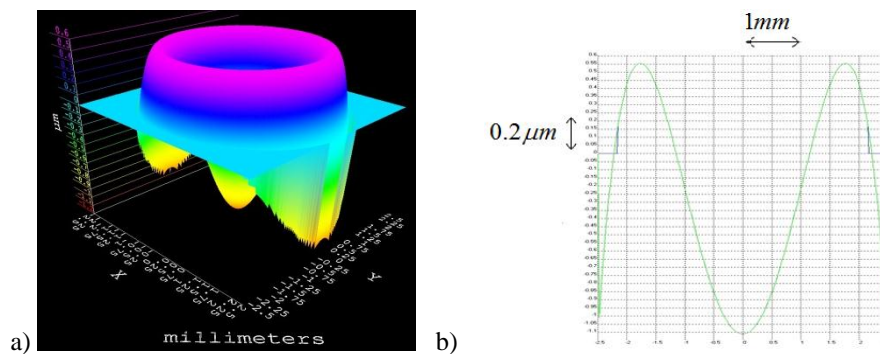
Lente No.5

Figura 3.17 Patrón de interferencia obtenido mediante el interferómetro tipo Mach-Zehnder de lentes de contacto a las cuales se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA. A la izquierda, un tratamiento de $+3.00 D$ fue aplicado, a la derecha un tratamiento de $-3.00 D$ fue aplicado.



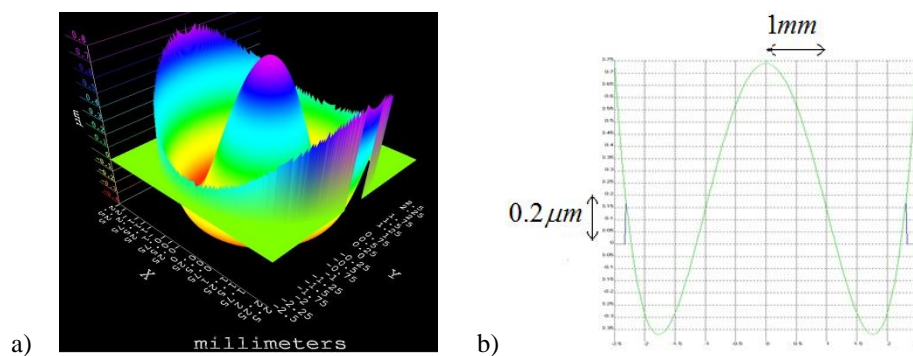
Lente No. 1

Figura 3.18 Frente de onda obtenido con APEX[®] de la lente sin ablación a) mapa de la función de aberración del frente de onda en 3D, b) sección transversal.



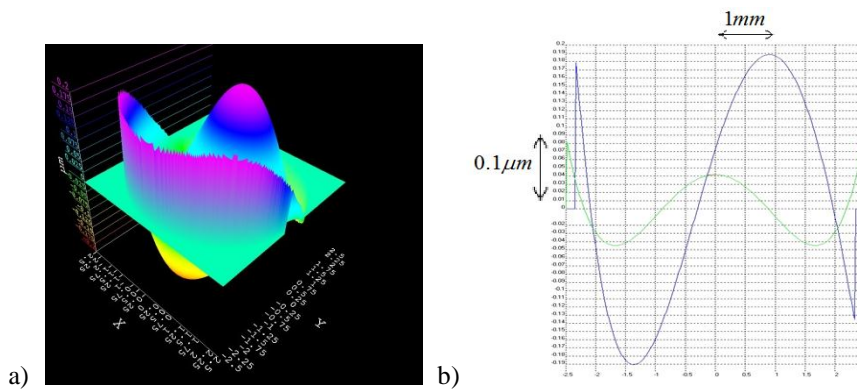
Lente No.2

Figura 3.19 Frente de onda obtenido con APEX[®] de la lente de contacto a la cual se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA para un tratamiento de +3.00 D. a) mapa de la función de aberración del frente de onda en 3D, b) sección transversal.



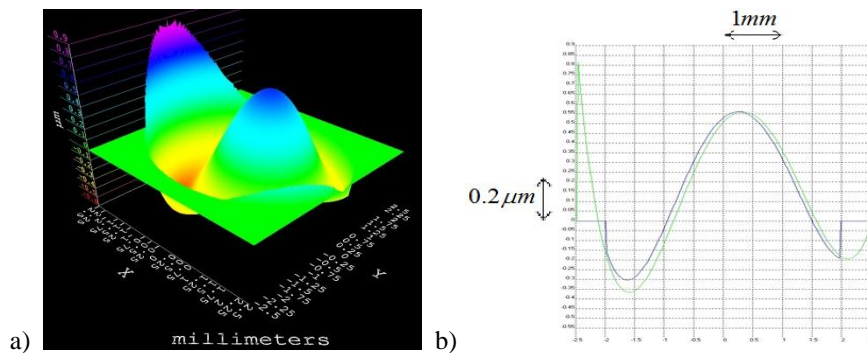
Lente No.3

Figura 3.20 Frente de onda obtenido con APEX[®] de la lente de contacto a la cual se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA para un tratamiento de -3.00 D. a) mapa de la función de aberración del frente de onda en 3D, b) sección transversal.



Lente No.4

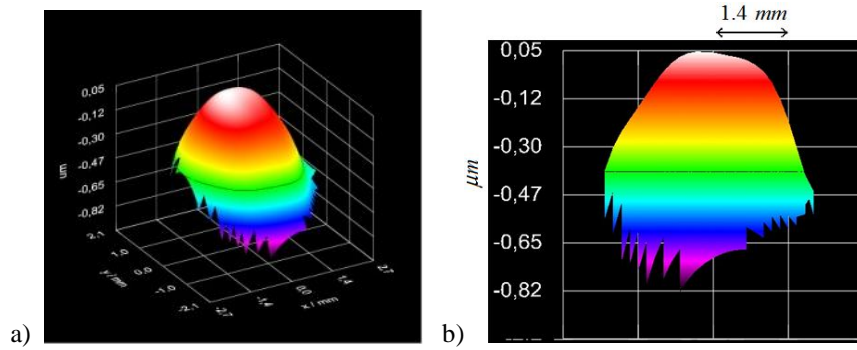
Figura 3.21 Frente de onda obtenido con APEX[®] de la lente de contacto a la cual se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada PASA para un tratamiento de $+3.00 D$. a) Mapa de la función de aberración del frente de onda en 3D, b) Sección transversal.



Lente No.5

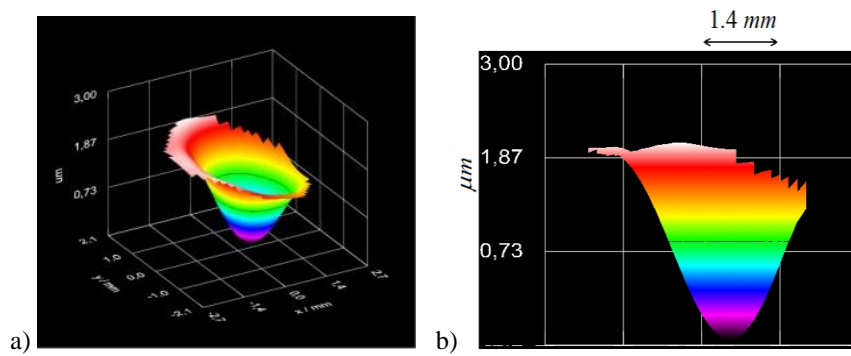
Figura 3.22 Frente de onda obtenido con APEX[®] de la lente de contacto a la cual se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada PASA para un tratamiento de $-3.00 D$. a) mapa de la función de aberración del frente de onda en 3D, b) sección transversal.

De las Figs. 3.24 hasta la Fig. 3.25, se puede observar que hay diferencias importantes en la forma esencial de la función de aberración del frente de onda para cada una de las lentes. En la lente No. 2 podemos observar el cambio de un frente de onda convergente en comparación a un frente de onda divergente en la lente No. 3. En general, se puede observar un cambio en la forma esencial en las funciones de aberración del frente de onda, la cual se debe al cambio de curvatura ocasionado por la ablación de superficie en cada una de las lentes.



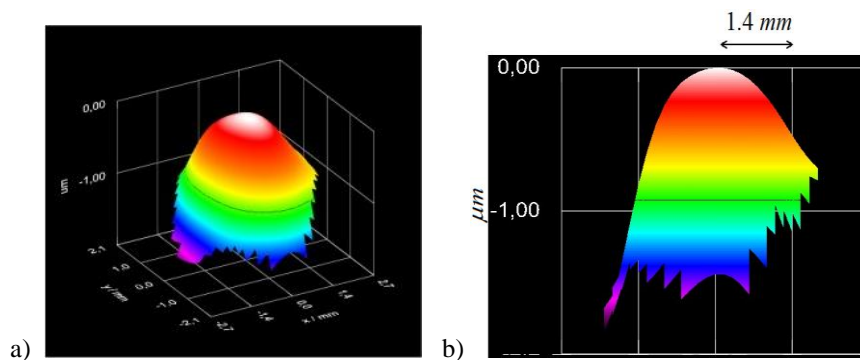
Lente No. 1

Figura 3.23 a) Función de aberración del frente de onda obtenido con el sensor de frente de onda Shack-Hartmann para la lente sin ablación alguna junto con su b) sección transversal.



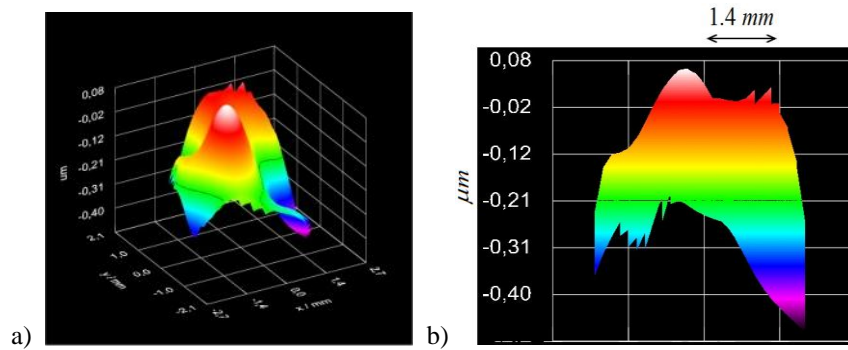
Lente No.2

Figura 3.24 a) Función de aberración del frente de onda obtenido con el sensor de frente de onda Shack-Hartmann de la lente de contacto a la cual se le aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA, con un tratamiento de $+3.00 D$ junto con su b) sección transversal.



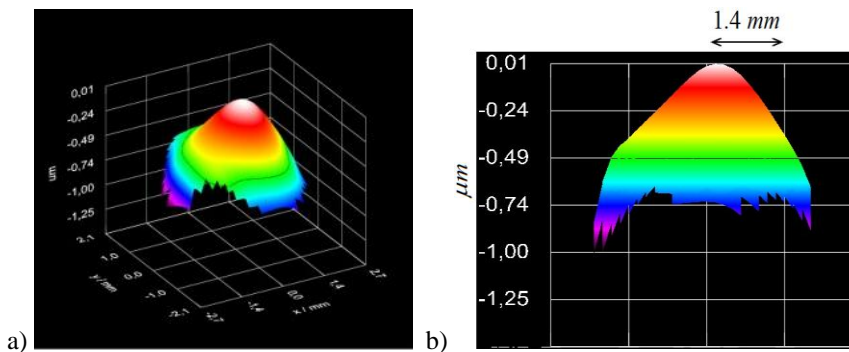
Lente No.3

Figura 3.25 a) Función de aberración del frente de onda obtenido con el sensor de frente de onda Shack-Hartmann de la lente de contacto a la cual se le aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA, con un tratamiento de $-3.00 D$ junto con su b) sección transversal.



Lente No.4

Figura 3.26 a) Función de aberración del frente de onda obtenido con el sensor de frente de onda Shack-Hartmann de la lente de contacto a la cual se le aplicó la técnica de ablación de superficie denominada PASA, con un tratamiento de $+3.00 D$ junto con su b) sección transversal.



Lente No.5

Figura 3.27 a) Función de aberración del frente de onda obtenido con el sensor de frente de onda Shack-Hartmann de la lente de contacto a la cual se le aplicó la técnica de ablación de superficie denominada PASA, con un tratamiento de $-3.00 D$ junto con su b) sección transversal.

Se puede también calcular el cambio en la distancia focal producido por la aplicación de éstas técnicas de ablación de superficie con respecto a la lente que no ha sido tratada lente No. 1. Se usa el hecho que para este caso en particular, el sensor de frente de onda se colocó a una distancia de 14.1 cm , y además se tomaron los datos directamente del sensor de frente de onda y se usó la convención descrita en la Fig. 3.13. En la Tabla 3.5 se muestran las distancias focales calculadas para cada una de las lentes.

Tabla 3.5 Distancias focales del conjunto de lentes bajo estudio obtenidas directamente del sensor de frente de onda.

Lente	Técnica de ablación	Potencia [D]	RoC [cm]	Distancia Focal [cm]
1	<i>Sin ablación</i>	----	318.8	-304.76
2	<i>ASA Positivo</i>	+ 3.00	-123.97	138.07
3	<i>ASA Negativo</i>	- 3.00	147.53	-133.43
4	<i>PASA Positivo</i>	+ 3.00	1150	-1135.9
5	<i>PASA Negativo</i>	- 3.00	288.82	-274.72

De la Tabla 3.5, se observa un cambio significativo en las distancias focales de las lentes las cuales han sido sometidas a alguna técnica de ablación de superficie con respecto a la que no fue sometida a ninguna ablación, y esto es en concordancia con el hecho de que una ablación de superficie específica introducirá un cambio en la distancia focal cuando se aplica directamente sobre la córnea, por ejemplo, se puede ver que las distancias focales calculadas de las lente No. 2 y la lente No. 3 son muy cercanas entre sí con su respectivo signo, lo cual se relaciona con el hecho de que si se combina una lente de $+3.00 D$ con una lente de $-3.00 D$ resultaría en una potencia combinada de $0.0 D$. También se puede notar que a partir de la distancia focal calculada para la lente No. 4 se puede deducir que ha habido algún error al momento de la aplicación de la técnica de ablación.

A partir de la comparación de los resultados obtenidos a través de dos técnicas diferentes de la determinación de la función de aberración del frente de onda, se puede decir que en efecto, los procedimientos de ablación que se usan comúnmente en cirugía refractiva para la corrección de la visión, aplicados a las lentes de contacto,

producen un cambio en la superficie de las lentes bajo estudio y deben producir también un cambio en la distancia focal de las lentes.

Los dos métodos utilizados para la determinación de la función de aberración del frente de onda de algunas superficies refractoras son equivalentes entre sí, además con la evaluación adecuada de los perfiles de ablación se puede hacer un análisis del desempeño objetivo de cada una de las técnicas y así poder llegar a la predicción de los efectos que puedan tener dichas técnicas cuando son aplicadas en pacientes.

Entonces, una vez que se pudo confirmar el efecto de dichas ablaciones de superficie sobre perfiles estáticos, podemos proceder a analizar grupos de pacientes los cuales han sido sometidos a los mismos procedimientos de cirugía refractiva. En el próximo Capítulo se muestra la comparación de las aberraciones oculares presentes en pacientes y el desempeño objetivo de varios grupos de estudio los cuales han sido sometidos a éstas técnicas de ablación de superficie.

4 COMPARACIÓN DE LA *PSF* Y *MTF* INDUCIDAS POR DOS TÉCNICAS DIFERENTES DE ABLACIÓN DE SUPERFICIE.

Hoy en día, la miopía, la hipermetropía, el astigmatismo, así como algunas otras ametropías características del ojo humano pueden ser tratadas con cirugía refractiva con láser. En este Capítulo se muestra la comparación subjetiva entre la calidad visual de un grupo de pacientes lo cuales no requieren de ningún tipo de corrección visual y el cual nos sirve como referencia clínica para la comparación entre dos grupos de pacientes, los cuales han sido sometidos a diferentes técnicas de ablación de superficie para la corrección de la visión.

4.1 PACIENTES Y MÉTODO.

Se han analizado 4 grupos de pacientes. El primer grupo está conformado por un conjunto de 71 ojos (38 pacientes mexicanos sanos) los cuales no requieren de corrección visual y por lo tanto tienen una agudeza visual de 20/20 UCVA (uncorrected visual acuity) y una edad media de 23 años. La función de aberración del frente de onda se obtuvo a través del promedio de los primeros 27 coeficientes de Zernike de este grupo de pacientes el cual fue denominado Ojo Normal Mexicano o NME^{5, 6} (Normal Mexican Eye) por sus siglas en inglés y servirá como referencia clínica en este trabajo para compararlo contra dos técnicas de ablación de superficie diferentes. En la siguiente sección se presenta una descripción más detallada de este grupo en particular.

El segundo grupo analizado está conformado por un conjunto de 22 ojos miopes²⁶ de los cuales se presentan datos pre-operatorios y luego de un seguimiento de 6 meses después del procedimiento se presentan datos post-operatorios; en particular a este grupo se les aplicó una técnica llamada ASA⁴² (Advanced Surface Ablation) o Ablación de Superficie Avanzada, la cual como se mencionó anteriormente en el Capítulo 3, consiste en modificar la forma de la córnea haciendo un barrido con láser excímero sobre la superficie corneal de tal forma que los patrones de ablación serán lineales ya que este procedimiento está enfocado para la corrección de miopía en donde lo que se desea es obtener una córnea más plana para mover el punto de foco hacia la retina.

En los dos últimos grupos de estudio se incluye un conjunto de 190 ojos, de los cuales se presentan datos pre-operatorios y luego de un seguimiento de 6 meses después del procedimiento también se presentan datos post-operatorios; en particular a este grupo se les aplicó una técnica relativamente nueva llamada PASA^{43, 26, 35} (Pseudo-accommodative Advanced Surface Ablation), la cual consiste en la aplicación de un barrido con láser excímero sobre la superficie corneal de tal forma

que los patrones de ablación serán tanto lineales como circulares concéntricos. Este procedimiento es menos invasivo que otras formas de corrección que también es útil para un amplio rango de pacientes presbitas (emotropía miopía, hipermetropía astigmatismo, etc.). A partir de 2004 esta técnica ha sido utilizada también en pacientes no presbitas con resultados satisfactorios⁴³. Los datos indican que PASA es un perfil de ablación esférico mejorado y que no se trata de una córnea multifocal. Es un procedimiento extraocular que permite una corrección bilateral y simultánea tanto de la visión lejana como cercana. De los 190 ojos analizados a los cuales se les aplicó esta técnica se tienen dos grupos, el grupo de estudio 3 que incluye a 151 ojos que padecían de miopía y el grupo 4 que incluye a los 39 ojos restantes que padecían de hipermetropía.

Ahora, para poder dar una descripción más detallada del comportamiento promedio antes y después de la cirugía refractiva con láser de los grupos de ojos, se adoptó cierto modelo óptico el cual exhibe características relevantes del ojo bajo consideración. Tal modelo asume que todo el sistema ocular puede ser descrito adecuadamente por una sola superficie refractora, para el cual en nuestro caso tiene un diámetro de 6 mm con su distancia focal localizada en la fovea a 22.6 mm de la lente y siendo iluminada con una onda plana con longitud de onda de 555 nm , correspondiente al máximo de respuesta fotópica del ojo humano²⁷, (ver Fig. 4.1).

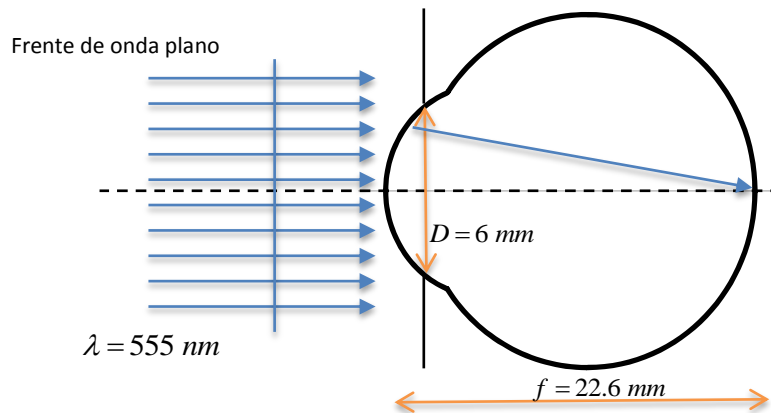


Figura 4.1 Esquema del modelo del ojo reducido que se utilizó para las simulaciones presentadas.

La función de aberración del frente de onda es considerada ahora como la pupila de salida del sistema en el modelo descrito, con la cual en principio se puede calcular también la *PSF* y la *MTF* del sistema. Todos los grupos de ojos han sido analizados en una clínica certificada de oftalmología y utilizando un dispositivo para obtener la topografía y potencia refractora corneal, modelo NIDEK OPD-Scan ARK-10000 ver. 1.12f. Todas las mediciones fueron hechas bajo las mismas condiciones y por el mismo técnico siguiendo el manual del usuario dentro de la clínica. En todos los casos, la iluminación de fondo fue mantenida en 3 Lux.

El dispositivo funciona con el principio de diferencia de fase esquiascópica para la medición de mapas refractores. La retina es escaneada con una línea de luz infrarroja, y la luz reflejada es capturada por un arreglo de foto-detectores que rotan sobre un área de 360°. El funcionamiento de la topografía corneal se hace a través de la tecnología de discos de Placido. En la Fig. 4.2 se puede observar un diagrama del funcionamiento del dispositivo la cual fue tomada directamente del manual de operación del instrumento⁴⁴.

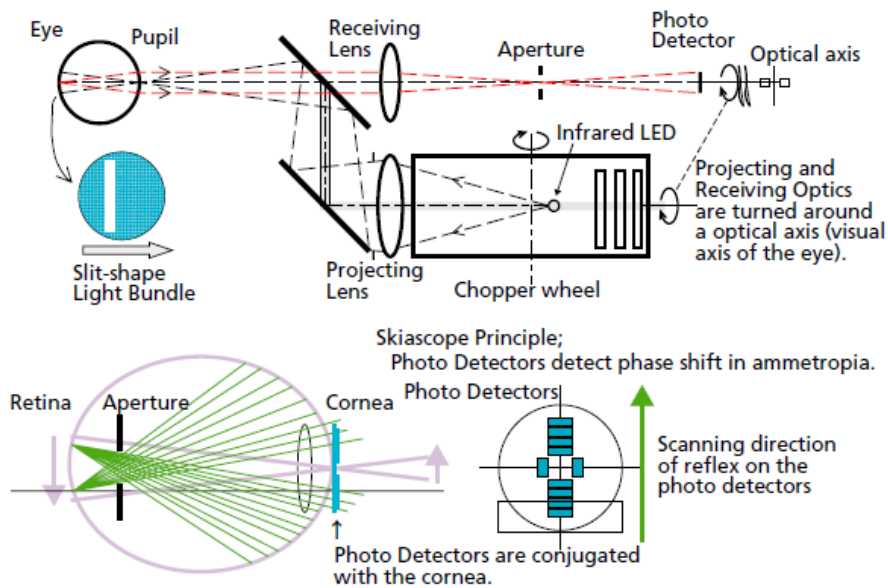


Figura 4.2 Diagrama esquemático del funcionamiento del NIDEK OPD-Scan ARK-10000 ver. 1.12f⁴⁴.

De las mediciones realizadas por el dispositivo, se tomaron los coeficientes de Zernike de la función de aberración del frente de onda de cada uno de los ojos de los pacientes, luego se hizo un promedio con los valores de los coeficientes para cada uno de los casos pre-operatorios y post-operatorios, siempre teniendo en cuenta la convención indicada por ANSI²² para reportar aberraciones oculares en el ojo humano.

En la sección 4.3 se presentan varias simulaciones hechas en MATLAB[®] de las funciones de aberración totales de los frentes de onda promedio de cada uno de los grupos bajo estudio en términos de los polinomios circulares de Zernike. También se muestran las *PSFs* y *MTFs* correspondiente de la función de aberración del frente de onda del promedio de los 27 primeros coeficientes de Zernike para poder ser comparados entre sí subjetivamente.

4.2 MANEJO DE DATOS AGRUPADOS PARA REPORTAR ABERRACIONES OCULARES.

Debido a que se trabajó con datos agrupados de ambos ojos, derechos e izquierdos, se deben de tomar en cuenta ciertas precauciones para el análisis y presentación de resultados. Esto es debido a que los valores de los coeficientes de la expansión polinomial de Zernike cambian, incluso si éstos siguen el estándar definido por ANSI²², si es que cambia el valor del diámetro de la abertura. Por lo tanto, los coeficientes no se deben comparar de forma directa hasta que todos tengan el mismo valor del diámetro de la pupila. De igual forma, cuando se trabaja con datos agrupados de ambos ojos, se debe de tomar en cuenta la asimetría anatómica del ojo que se presenta sobre el meridiano vertical y esto se puede hacer de la siguiente forma²⁵. Si los datos de aberraciones incluyen datos de ambos ojos y no han sido alterados para compensar la asimetría conocida, es preferible analizar y presentar los datos por separado para ojos derechos y para ojos izquierdos.

Si se decide agrupar los datos de ojos derechos e izquierdos en el mismo análisis, este hecho se debe de enunciar de forma explícita. Si se decide agrupar datos de ambos ojos, derechos e izquierdos, en un solo análisis y se desea presentar los resultados basándose en un conjunto de valores de los coeficientes de Zernike, entonces la asimetría anatómica conocida deberá ser tomada en cuenta alterando el signo de todos los coeficientes de Zernike, con negativo los índices meridionales pares y con positivo, los índices meridionales impares para todos los ojos izquierdos antes del análisis. Este procedimiento tiene el efecto de darle a los ojos izquierdos la misma asimetría, en promedio, que la que se presenta en los ojos derechos^{9, 22}.

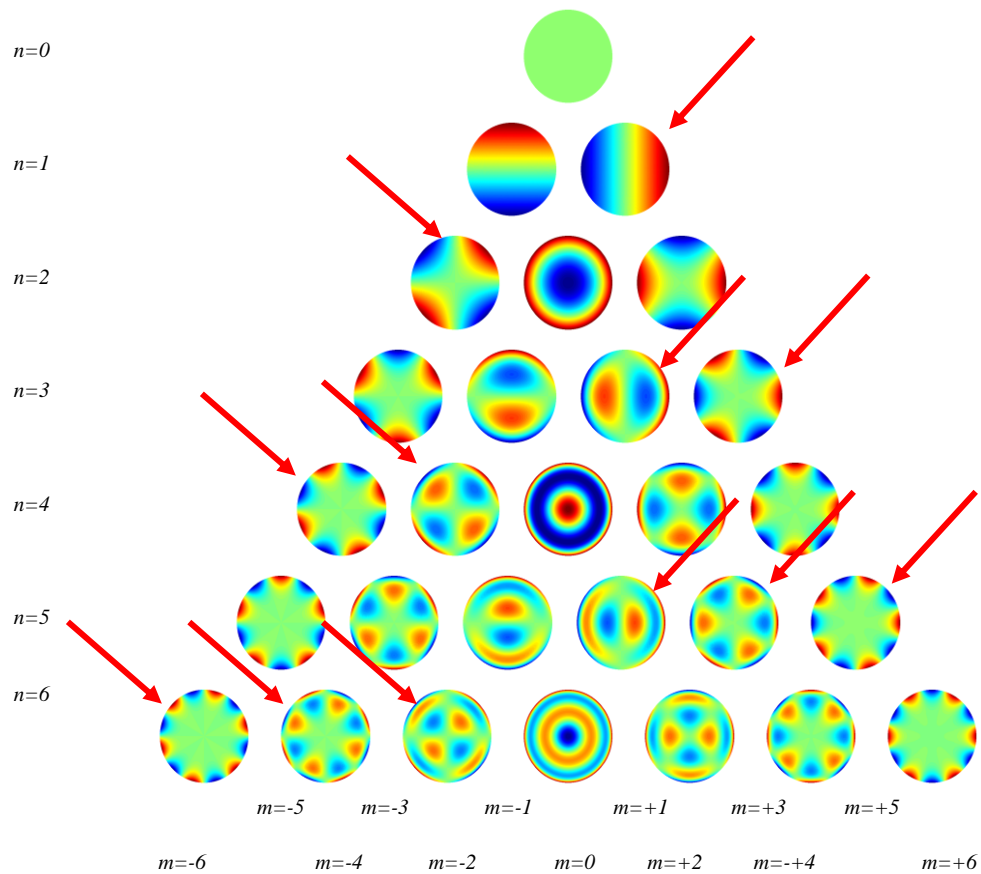


Figura 4.3 Los términos señalados de la pirámide son los términos de la expansión polinomial de Zernike a los cuales se les debe de alterar el signo a los coeficientes que los acompañan de ojos izquierdos antes del análisis en datos agrupados de ambos ojos.

En la Fig. 4.3 se indican los términos correspondientes en la pirámide de funciones polinomiales de Zernike a los cuales se les tendría que alterar el signo de los coeficientes que los acompañan para tomar en cuenta la asimetría anatómica sobre el meridiano vertical del ojo.

En la Fig. 4.4 se muestra un ejemplo de una función de aberración del frente de onda junto con su función de punto extendido del ojo izquierdo (OS) de un paciente, en el caso para el cual se ven alterados los signos de los coeficientes de los términos que cuentan con asimetría sobre el meridiano vertical. En la Fig. 4.5 se muestra la *PSF* del mismo paciente y se hace notar que en ambos casos, la inversión de signo el cada uno de los términos señalados por la Fig. 4.3 tiene el efecto de transformar la imagen a espejo ya sea de la *PSF* o de la función de aberración con respecto a la cual no se le han invertido los signos. El tamaño de pupila es de 6 mm, la iluminación de 555 nm y la distancia focal de 22.6 mm.

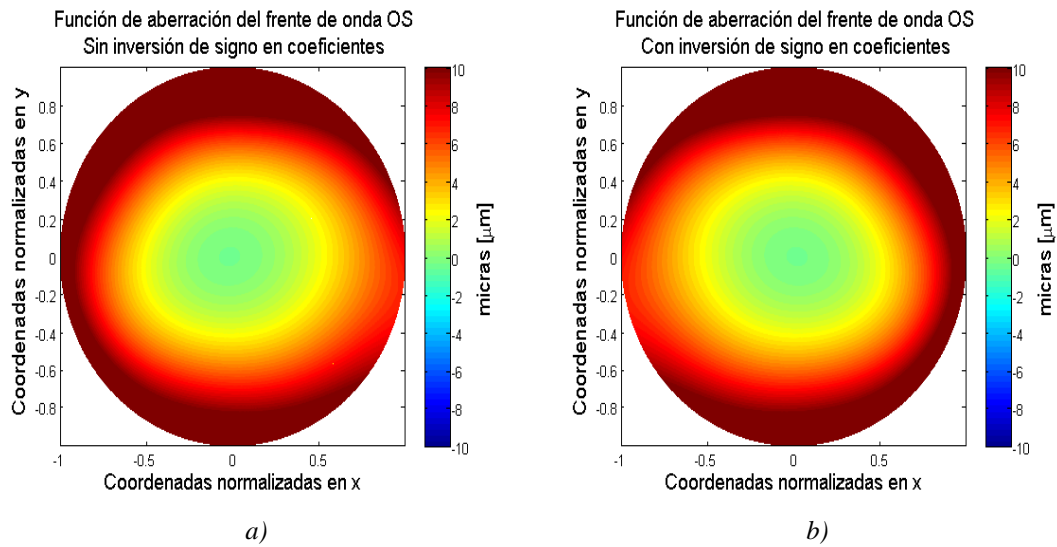


Figura 4.4 a) Función de aberración del frente de onda total de un ojo izquierdo sin inversión de signo en los coeficientes de la expansión polinomial, b) función de aberración del frente de onda total de un ojo izquierdo, con inversión de signo en los coeficientes que acompañan a los términos de la expansión polinomial indicados en la Fig. 4.3.

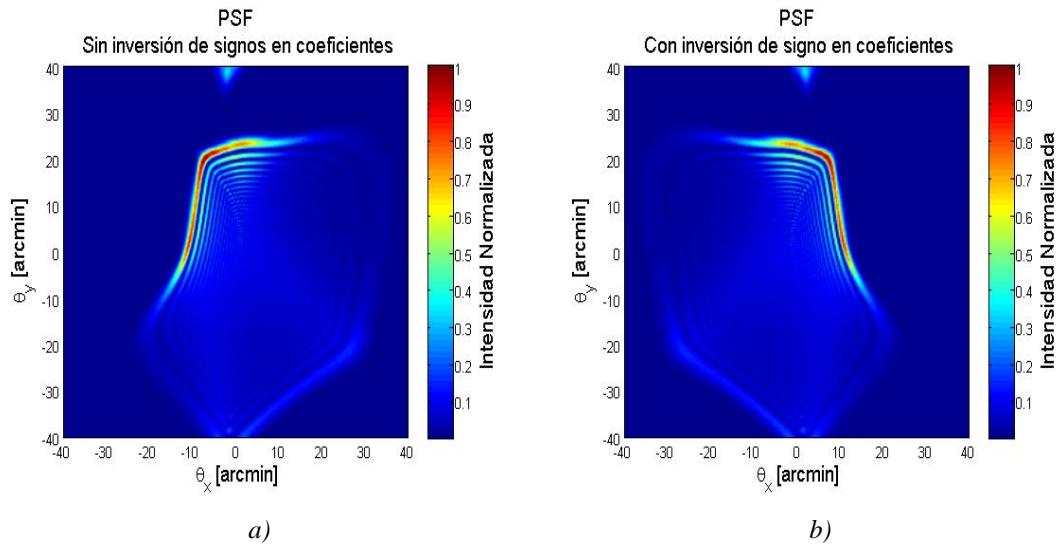


Figura 4.5 a) PSF de un ojo izquierdo sin inversión de signo en los coeficientes de la expansión polinomial, b) PSF de un ojo izquierdo con inversión de signo en los coeficientes que acompañan a los términos de la expansión polinomial indicados en la Fig. 4.4.

Cabe mencionar que el dispositivo de medición que se utilizó para obtener los coeficientes de la expansión polinomial de Zernike cuenta con el software adecuado para compensar la asimetría anatómica antes mencionada, de tal forma que es capaz de alterar el signo de los coeficientes que acompañan a los términos señalados en la pirámide de la Fig. 4.3 justo cuando es indicado el ojo bajo estudio ya sea derecho o izquierdo, así que es válido hacer un promedio sobre las funciones promedio de las métricas seleccionadas.

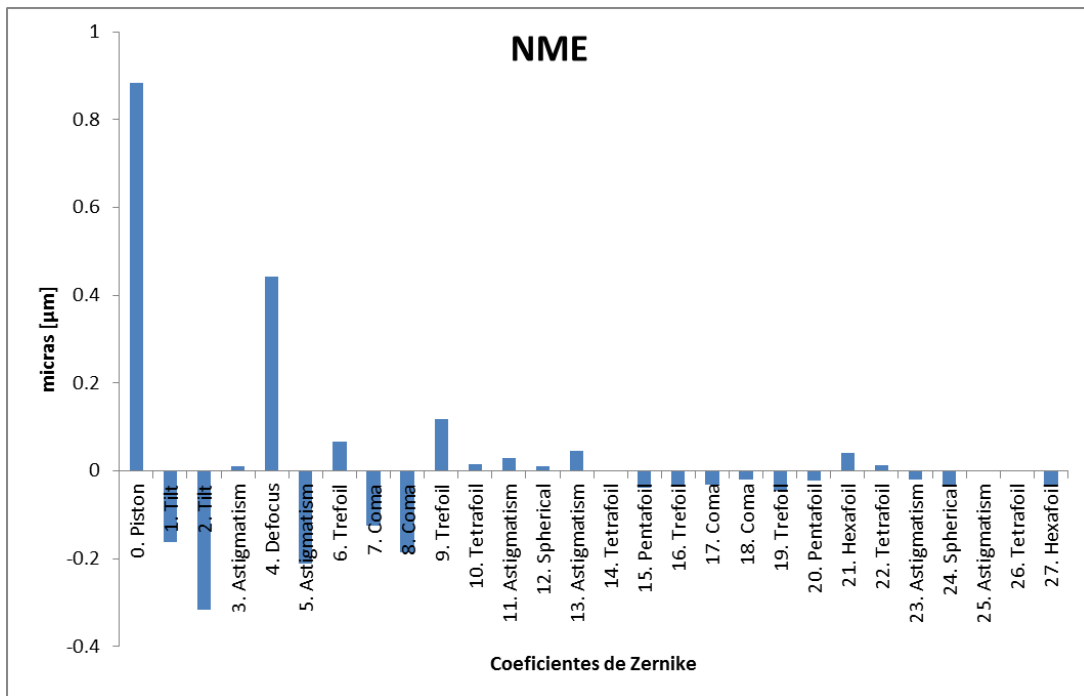
4.3 REFERENCIA CLÍNICA (OJO NORMAL MEXICANO).

Como se mencionó en la sección anterior, uno de los grupos bajo estudio pertenece a un conjunto de 71 ojos los cuales no requieren de corrección visual alguna y por lo tanto tienen una agudeza visual de 20/20 UCVA (uncorrected visual acuity), una edad media de 23 años, tamaño de pupila es de 6mm , la iluminación de 555nm y la distancia focal de 22.6mm ^{1, 5, 6, 35}.

Este grupo nos sirve como referencia clínica para hacer comparaciones entre el desempeño visual objetivo de los grupos que han sido tratados con algún procedimiento de cirugía refractiva con el fin de obtener los efectos ocasionados por las técnicas de ablación sobre su función de aberración del frente de onda y sus métricas correspondientes tales como la *PSF* y la *MTF*.

En la Tabla 4.1 se pueden observar los valores promedio de los coeficientes de Zernike junto con el nombre que recibe comúnmente cada uno de los términos de la expansión del grupo de control y en la Fig.4.6 se muestra el mapa de la función de aberración del frente de onda del NME (Ojo Normal Mexicano) la cual corresponde al promedio de los coeficientes de Zernike del conjunto de ojos bajo estudio.

Tabla 4.1 Gráfica de los valores promedios de los coeficientes de Zernike de la referencia clínica NME.



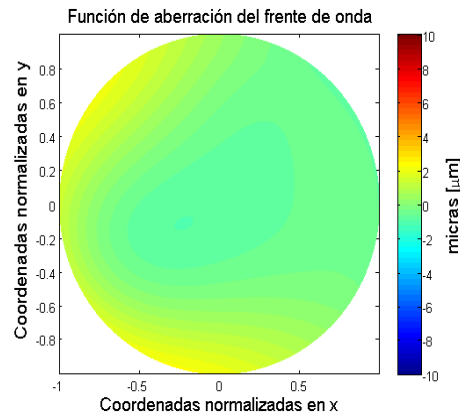


Figura 4.6 Función de aberración del frente de onda correspondiente a nuestra referencia clínica denominada Ojo Normal Mexicano (NME).

Se sabe que podemos clasificar a las aberraciones oculares en aberraciones de bajo orden y aberraciones de alto orden, siendo las primeras la combinación lineal de los primeros términos de la expansión polinomial de Zernike correspondientes hasta el grado radial $n = 2$ y las aberraciones de alto orden son las que corresponden a la combinación lineal de los términos de grado radial $n = 3$ en adelante de la expansión de Zernike. La Fig. 4.7 muestra las funciones de aberración del frente de onda de bajo orden del lado izquierdo y de alto orden hasta el orden radial $n = 6$ del lado derecho correspondientes a nuestra referencia clínica denominada NME.

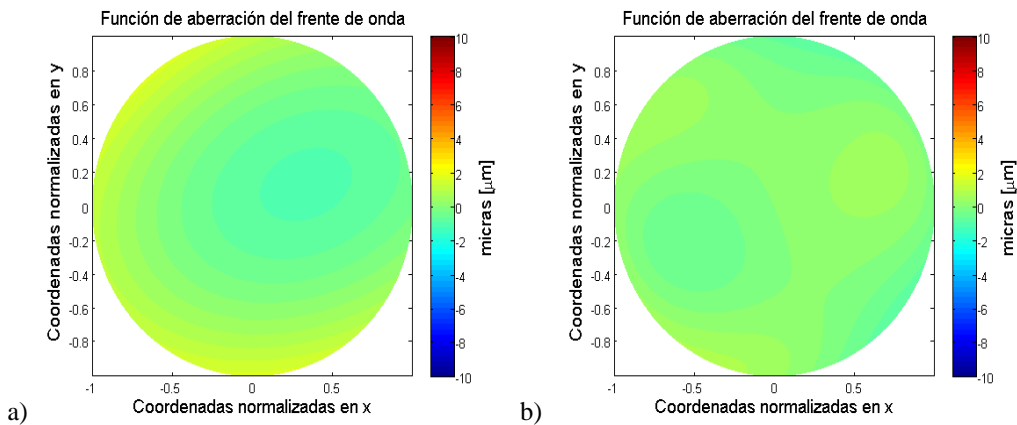


Figura 4.7 Función de aberración del frente de onda correspondiente a nuestra referencia clínica denominada NME (Ojo Normal Mexicano), a) de bajo orden, b) de alto orden.

Para obtener el desempeño visual objetivo de este grupo de referencia se presenta a continuación una simulación de la *PSF* calculada con la ecuación (2.14) en la Fig. 4.8, la cual nos proporciona una distribución de intensidades en el plano de la retina.

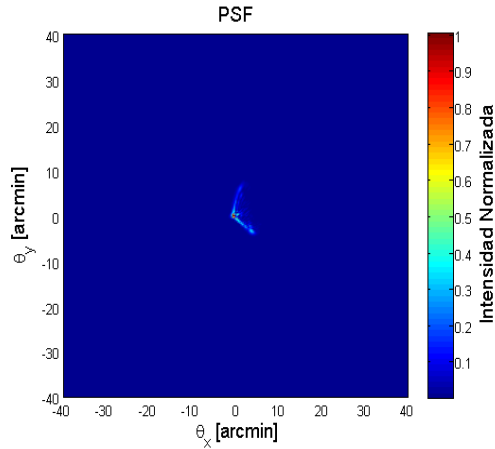


Figura 4.8 Simulación de la PSF de nuestra referencia clínica NME.

En la Fig. 4.9 se muestran simulaciones de la *MTF* de la referencia clínica tanto sobre el eje *x* como sobre el eje *y*, hasta el límite de resolución del ojo el cual corresponde a 60 *ciclos/grado*. Se incluye como referencia en las simulaciones la *MTF* correspondiente a un sistema limitado solo por difracción para ambos ejes.

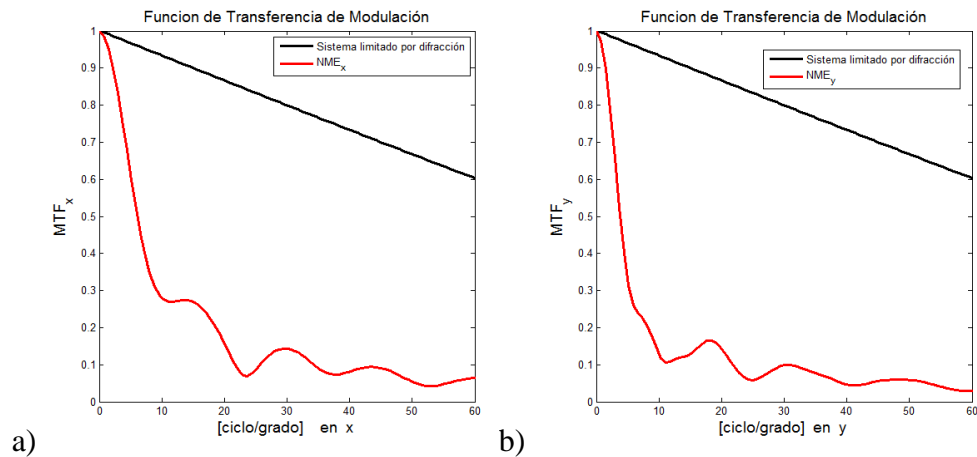


Figura 4.9 Simulaciones del corte transversal de la *MTF* de nuestra referencia clínica NME, a) a lo largo del eje *x* y b) a lo largo del eje *y* hasta el límite de resolución correspondiente a 60 *ciclos/grado* para ambos casos.

Una vez que se ha caracterizado el grupo de control, podemos tener una idea en general del perfil de una superficie corneal asociado a una agudeza visual correspondiente a 20/20 UCVA y por lo tanto, ésta referencia puede ayudarnos a comparar los resultados derivados de procedimientos refractivos o de alguna otra condición clínica.

4.4 COMPARACIÓN.

Se muestran en la Fig. 4.10 las simulaciones hechas en MATLAB[®] para los casos pre- y post-operatorios en donde los conjuntos de ojos bajo estudio pertenecen particularmente a pacientes miopes. La Fig. 4.10a corresponde a la función de aberración total del frente de onda promedio de 22 ojos miopes ojos antes de ser tratados con la técnica denominada ASA y la Fig. 4.10b corresponde a 151 ojos miopes antes de ser tratados con la técnica denominada PASA, éstos son los casos pre-operatorios. La Fig. 4.10d corresponde a la función de aberración total del frente de onda promedio de 22 ojos miopes ojos 6 meses después de haber sido tratados con la técnica denominada ASA, la Fig. 4.10e corresponde a la función de aberración total del frente de onda promedio de 151 ojos miopes 6 meses después de haber sido tratados con la técnica denominada PASA y por último la Fig. 4.10c corresponde a la función de aberración total del frente de onda conocida como *NME*.

Es claro que la distribución de amplitudes de las funciones de aberraciones totales para cada uno de los frentes de onda promedio son diferentes, lo cual implica en forma directa que los perfiles corneales en promedio también son diferentes. Es de mayor importancia el desempeño objetivo de todo el sistema, entonces se muestra en las Fig. 4.11a hasta la Fig. 4.11e las *PSFs* promedio para los conjuntos de ojos miopes bajo estudio. Heurísticamente, si obtenemos una distribución de intensidades menos extendida en la fóvea, implica que la imagen se estará enfocando en el plano adecuado.

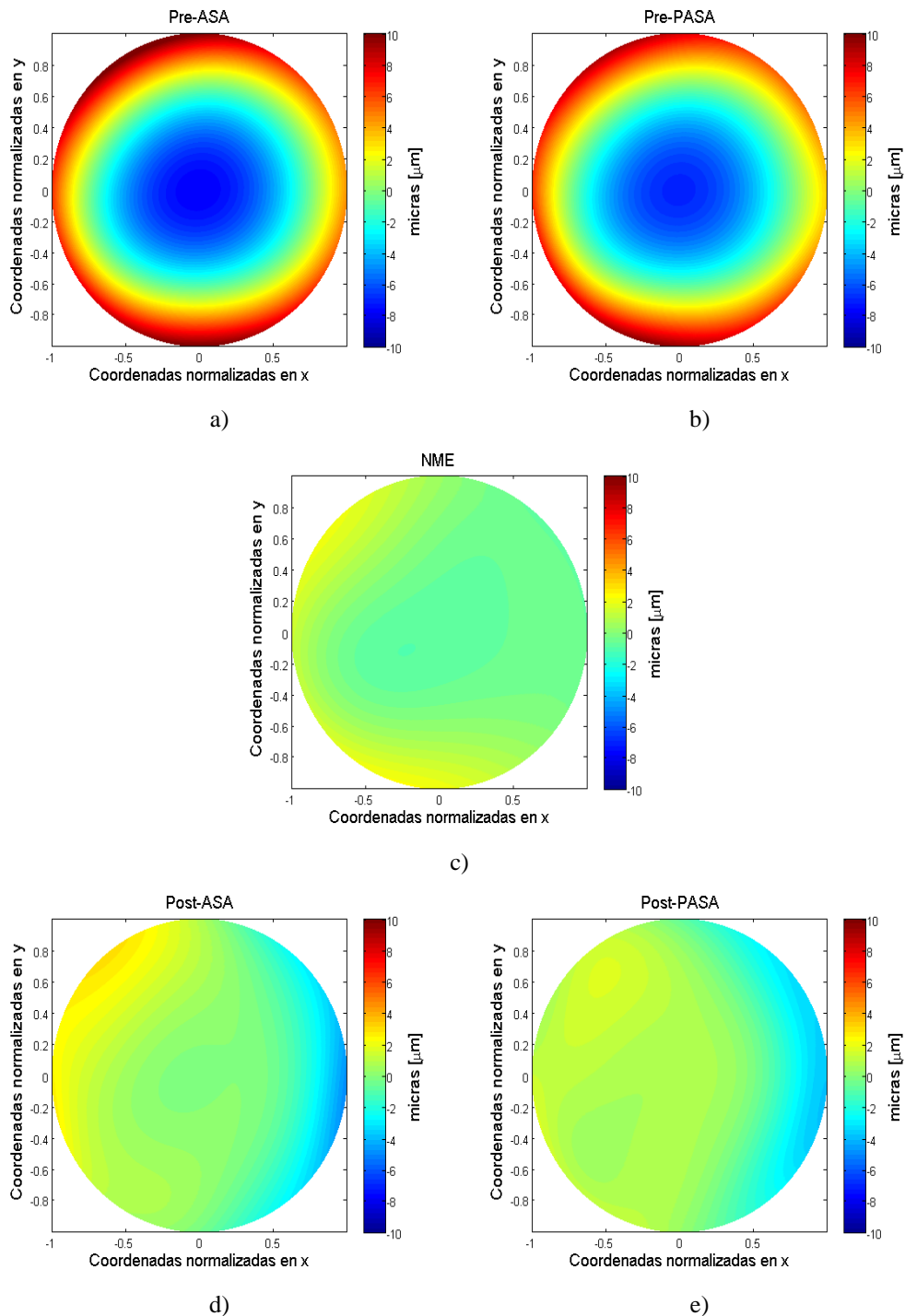


Figura 4.10 Simulaciones de la función de aberración total del frente de onda promedio de a) grupo de ojos miopes antes de ser sometidos a la técnica de ASA, b) grupo de ojos miopes antes de ser sometidos a la técnica de PASA, c) NME, d) grupo de ojos miope después de haber sido sometidos a la técnica ASA, e) grupo de ojos miopes después de haber sido sometidos a la técnica PASA.

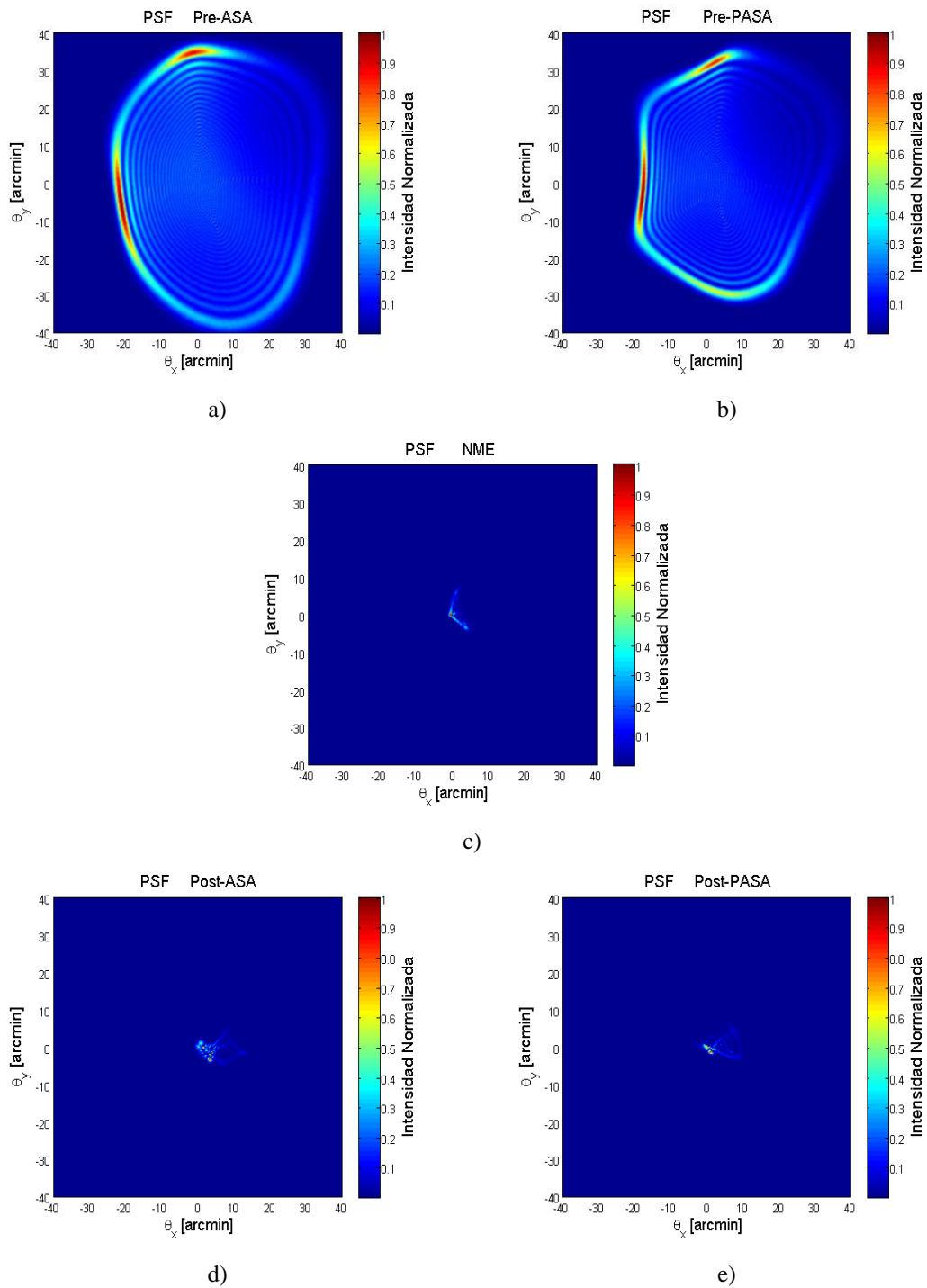
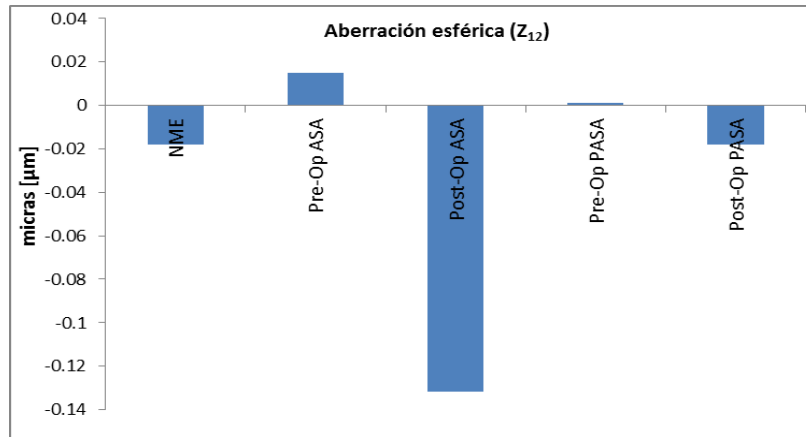


Figura 4.11 PSFs promedio de nuestros grupos de ojos bajo estudio, a) antes de ser sometidos a la técnica conocida como ASA, b) antes de ser sometidos a la técnica conocida como PASA, c) NME, d) después de ser sometidos a la técnica conocida como ASA, e) después de ser sometidos a la técnica conocida como PASA.

Es bien conocido que una *PSF* más concentrada significa una mejora en la calidad visual. Este efecto es mostrado si se comparan subjetivamente el caso pre-operatorio de la Fig. 4.11.6a contra el post-operatorio de la Fig. 4.11d correspondientes a las *PSF* de la técnica denominada ASA, y para el caso pre-operatorio de la Fig. 4.11b contra el caso post-operatorio de la Fig. 4.11e de la técnica denominada PASA, también podemos observar que las *PSFs* de todos los casos pre-operatorios tienen patrones de difracción más extendidos que los correspondientes casos post-operatorios. Se aprecia que las *PSFs* de los casos post-operatorios se asemejan en términos de área a la *PSF* del conjunto de ojos pertenecientes al *NME*.

El hecho de que se tenga una *PSF* más concentrada en el centro en cada uno de los casos post-operatorios es el resultado del cambio en la distancia focal producido por la ablación de superficie aplicada directamente sobre la superficie corneal, típicamente este cambio es debido al incremento de la aberración esférica. Se muestra en la Tabla 4.2 los valores del promedio de aberración esférica (Z_{12}) para los grupos de ojos miopes analizados, y de ahí, se observa que los valores de aberración esférica post-operatorios de los dos grupos sometidos a diferentes técnicas de ablación de superficie con láser, ASA y PASA, han incrementado en sentido negativo. Como se mencionó anteriormente, esta variación puede ser interpretada como la responsable del cambio en la distancia focal y de la *PSF* más concentrada⁴⁵.

Tabla 4.2 Valores promedio de aberración esférica (Z_{12}) de los tres grupos de ojos miopes analizados.



Más aún, para una evaluación adicional cuantitativa del cambio en la calidad de la visión inducida por las técnicas de ablación de superficie sobre los grupos bajo estudio, se muestran en la Fig. 4.12 y en la Fig. 4.13 las gráficas de la *MTF* promedio resultantes, hasta el límite de resolución del ojo^{46, 47} 60 *ciclos/grado* obtenida de la función de aberración del frente de onda promedio de cada uno de los grupos de ojos, tanto sobre el eje *x* como sobre en el eje *y* respectivamente.

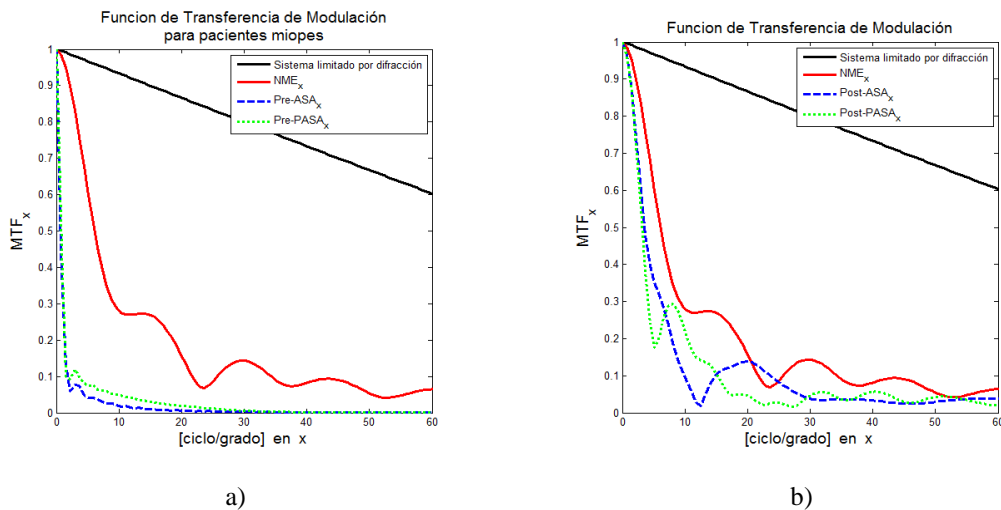


Figura 4.12 *MTFs* promedio de a) sistema limitado por difracción, NME, y casos pre-operatorios de pacientes miopes a lo largo del eje *x*, b) sistema limitado por difracción, NME, y casos post-operatorios de pacientes miopes a lo largo del eje *x*.

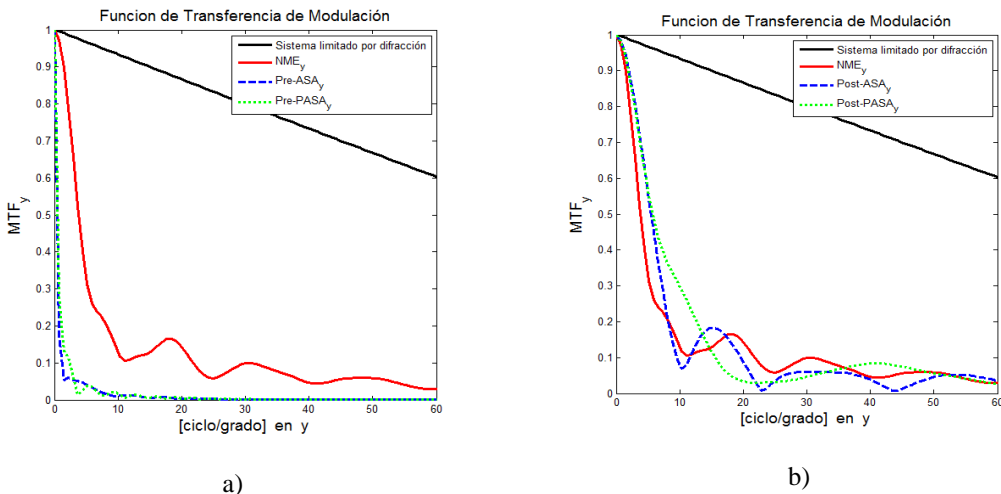


Figura 4.13 *MTFs* promedio de a) sistema limitado por difracción, NME, y casos pre-operatorios de pacientes miopes a lo largo del eje *y*, b) sistema limitado por difracción, NME, y casos post-operatorios de pacientes miopes a lo largo del eje *y*.

En cada una de las gráficas se incluye una referencia complementaria la cual indica la *MTF* de un sistema sin aberraciones y limitado solo por difracción. Se observa que, tal y como se esperaba el área bajo las curvas de las *MTF* de los casos post-operatorios se incrementan en forma significativa en ambos ejes en comparación con los casos pre-operatorios, esto en congruencia con la mejora en la calidad visual presentada en las gráficas de las *PSF* para los mismos casos.

De la comparación de los casos pre-operatorios contra los casos post-operatorios, se muestra que las técnicas de ablación de superficie denominadas ASA y PASA, aplicadas a pacientes miopes, en efecto producen una calidad en la imagen similar a la del promedio de un grupo de ojos que tienen una agudeza visual 20/20. La mejora objetiva en la calidad de la visión se muestra con la comparación de las *PSFs* y las *MTFs* de los casos pre-operatorios con los post-operatorios. El incremento en la aberración esférica tiende a aumentar la profundidad de foco en el ojo, mejorando la visión cercana y compensando los cambios del cristalino producidos por la edad. Ambas técnicas de ablación inducen una mejora en la agudeza visual sobre pacientes miopes.

Ahora, en la Fig. 4.14 se muestra la comparación del grupo 4 con las simulaciones hechas en MATLAB[®] para los casos pre- y post-operatorios en donde los conjuntos de ojos bajo estudio pertenecen particularmente a pacientes hipermétropes. La Fig. 4.14a corresponde a la función de aberración total del frente de onda promedio de 39 ojos hipermétropes antes de haber sido tratados con la técnica denominada PASA, la Fig. 4.14b corresponde a la función de aberración total del frente de onda promedio de los mismos 39 ojos hipermétropes 6 meses después de haber sido tratados con la técnica denominada PASA y la Fig. 4.14c corresponde a la función de aberración del frente de onda de nuestra referencia clínica NME.

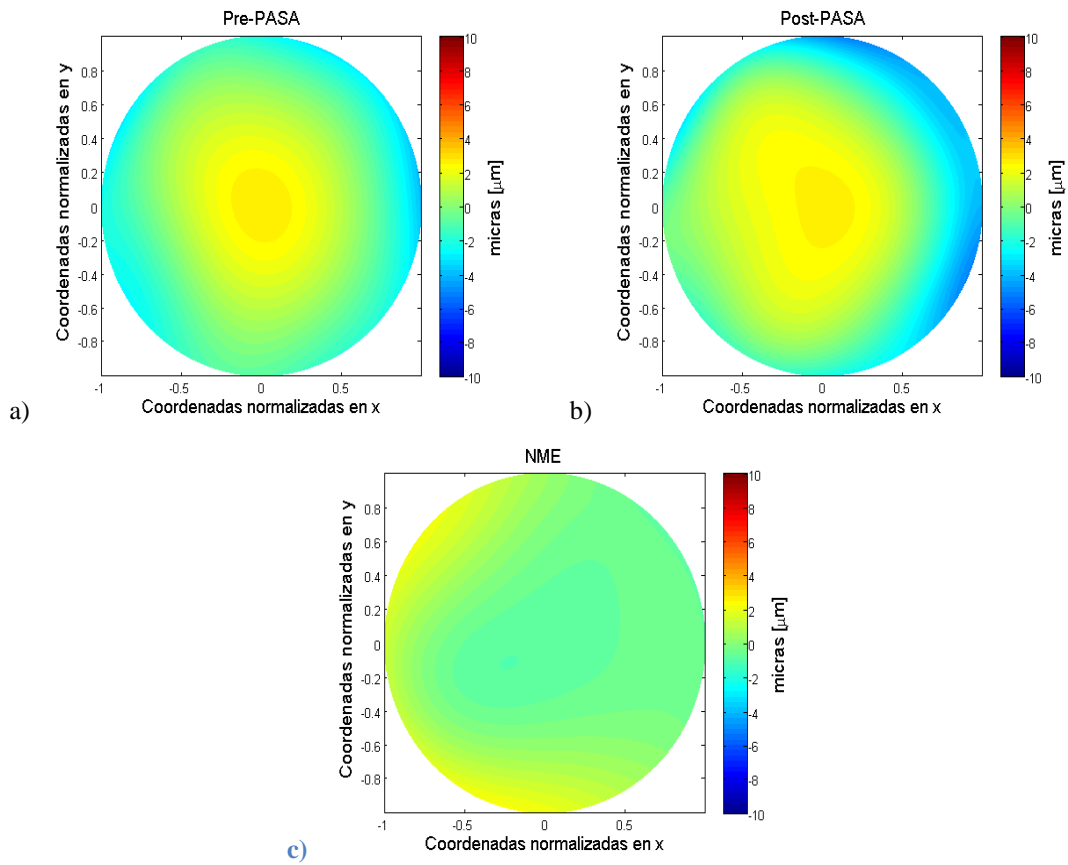
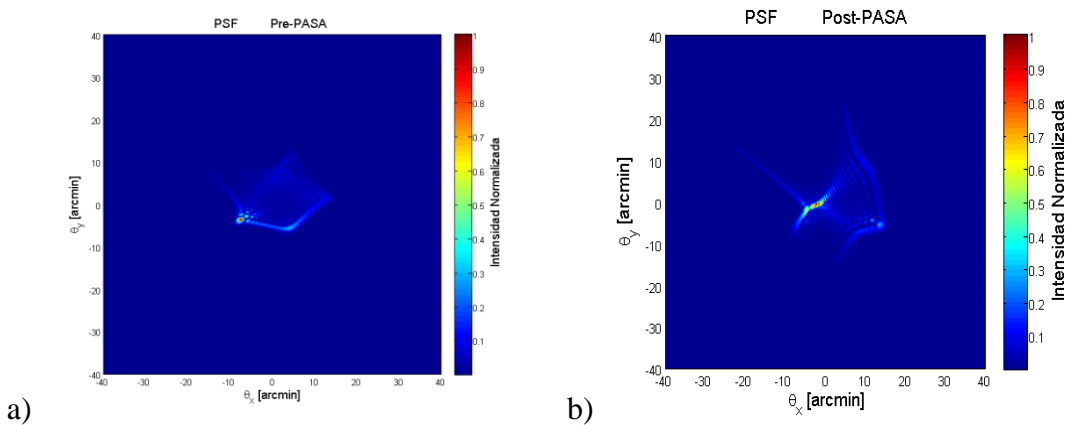


Figura 4.14 Simulaciones de la función de aberración total del frente de onda promedio de a) grupo de ojos hipermétropes antes de ser sometidos a la técnica de PASA, b) grupo de ojos hipermétropes después de haber sido sometidos a la técnica de PASA, c) NME.

En la Fig. 4.15 se observan las *PSFs* promedios para los casos pre- y post-operatorios de pacientes hipermétropes tratados con la técnica de ablación de superficie denominada PASA.



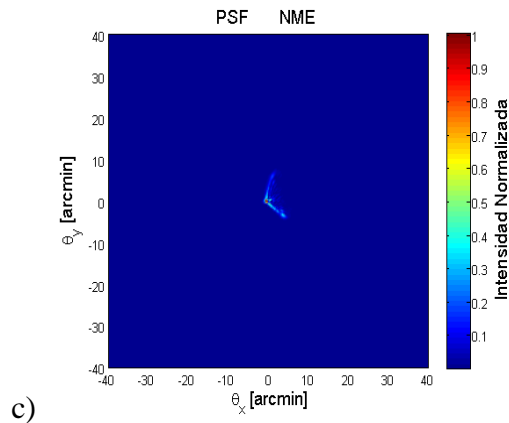


Figura 4.15 PSFs promedio de los grupos de ojos hipermétropes bajo estudio, a) antes de ser sometidos a la técnica conocida como PASA, d) 6 meses después de ser sometidos a la técnica conocida como PASA, c) NME.

Por último, en las Fig. 4.16 y Fig. 4.17 las secciones transversales de las *MTFs* promedio a lo largo del eje *x* y a lo largo del eje *y*, de pacientes hipermétropes antes y después de haber sido sometidos a la técnica de ablación de superficie denominada PASA.

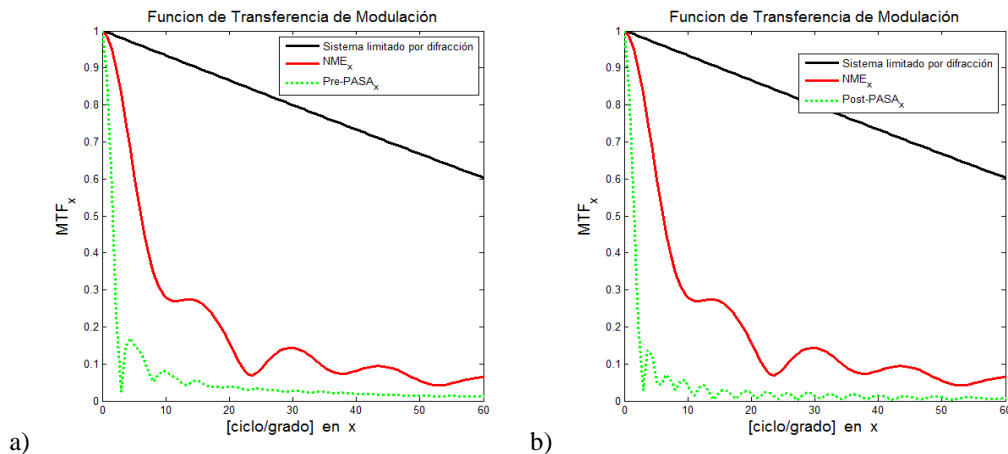


Figura 4.16 MTF promedio de a) sistema limitado por difracción, NME, y caso pre-operatorio de pacientes hipermétropes, b) sistema limitado por difracción, NME, y caso post-operatorio de pacientes hipermétropes; ambos a lo largo del eje *x*.

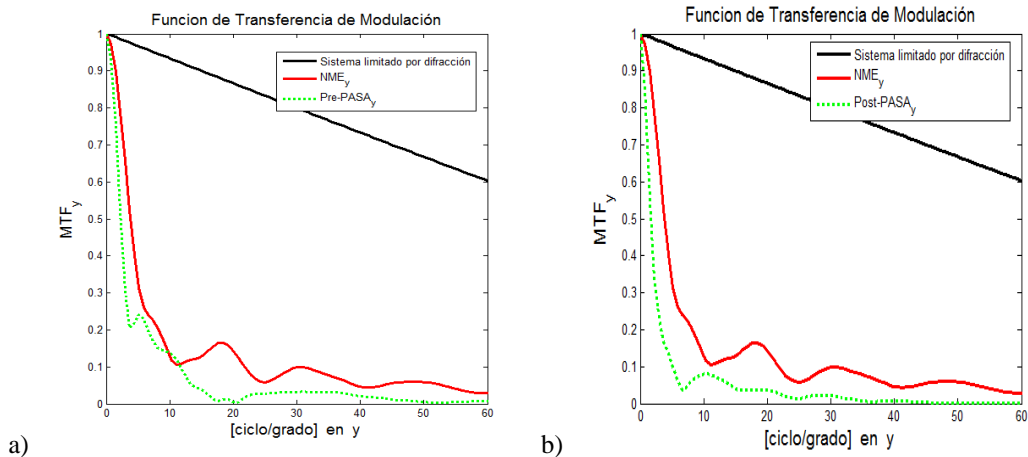


Figura 4.17 MTF promedio de a) sistema limitado por difracción, NME, y caso pre-operatorio de pacientes hipermétropes, b) sistema limitado por difracción, NME, y caso post-operatorio de pacientes hipermétropes; ambos a lo largo del eje y.

A partir de la comparación de las gráficas de las MTF que se muestran en las Fig. 4.12 – Fig. 4.13 para pacientes miopes y Fig. 4.16 – Fig. 4.17 para pacientes hipermétropes y tomando en cuenta solamente la técnica de ablación de superficie denominada PASA, se puede observar que ésta técnica ha sido más efectiva al momento de ser aplicada sobre pacientes miopes debido al incremento del área bajo la curva por demás significativo que se puede observar en comparación con las *MTFs* de los pacientes hipermétropes. Ambas técnicas de ablación muestran que son una alternativa seria a considerar para la corrección visual con láser, según el área bajo la curva reportada en las gráficas de las *MTFs*, PASA resulta ser más efectiva al ser aplicada sobre pacientes miopes que sobre pacientes hipermétropes.

Una vez que se mostró la gran utilidad que representa el contar con una referencia clínica para evaluar situaciones prácticas, como por ejemplo la comparación de dos técnicas diferentes de ablación de superficie corneales con ayuda de algunas métricas para la medición del desempeño visual objetivo del ojo humano, ahora se pretende continuar con una caracterización más completa del ojo humano. Ahora, en el próximo Capítulo se utilizará la topografía corneal y mapas de poder refractor mediante representaciones alternas a las comúnmente utilizadas en el área de oftalmología.

5 MAPAS DE PODER REFRACTOR MEDIANTE FUNCIONES POLINOMIALES DE ZERNIKE DE POTENCIA.

La topografía corneal es una técnica en la que se hace un mapeo sobre la superficie corneal y provee evaluaciones tanto cualitativas como cuantitativas de la curvatura de la córnea y aunque existen muchos sistemas diferentes que proporcionan esta técnica, todos ellos comparten las mismas características en sus mediciones y podemos obtener varias representaciones gráficas que despliegan información diferente acerca de la córnea. En este Capítulo se relacionan la función de aberración del frente de onda con la curvatura de la misma mediante un nuevo formalismo, con el fin de obtener una caracterización más completa del sistema óptico del ojo humano sin necesidad de recurrir a las comúnmente usadas técnicas de trazado de rayos para obtener mapas de poder refractor de la córnea.

5.1 TOPOGRAFÍA CORNEAL.

Los mapas que se nos ofrecen son representaciones en dos dimensiones. Cada mapa tiene una escala de colores que asigna a un color en particular un rango dióptrico de donde los colores fríos (azules) representan áreas planas, abiertas, mientras que los colores cálidos (rojos) representan curvas cerradas^{31, 48, 49}. Los siguientes tipos de mapas son los más utilizados para reportar la topografía corneal⁵⁰:

Mapa Axial: Mide la curvatura en un cierto punto de la superficie corneal en una dirección axial con relación al centro. Por ello requiere calcular el centro de la imagen. Aporta una buena información de la zona central.

Mapa Tangencial: Mide la curvatura en un cierto punto de la superficie corneal en una dirección tangencial a los otros puntos en donde se marca una referencia. No asume al ojo esférico y puede determinar con mayor precisión la forma de la periferia de la córnea. Es un buen mapa para detectar irregularidades locales.

Mapa de poder refractor: Se trata de un mapa de potencias corneales calculadas según la Ley de Snell, asumiendo que el ojo tiene un índice de refracción aproximado de 1.3375.

Mapa de elevación: La elevación viene dada por la altura de un punto de la superficie corneal con respecto a una superficie de una esfera de referencia. Esta esfera de referencia es una esfera dada por el instrumento que corresponde a la superficie esférica que mejor se adapta a la superficie corneal.

Estos mapas son de gran ayuda para el oftalmólogo u optometrista y se usan como auxiliares en el diagnóstico y en el tratamiento de una serie de condiciones, tanto como en la planificación de cirugía refractiva con láser y la evaluación de resultados, así como en la evaluación del ajuste de lentes de contacto.

En la sección 5.4, se muestra la utilidad, mediante un ejemplo práctico de un nuevo esquema de representación de las aberraciones oculares en el dominio de las dioptrías para mostrar que se puede obtener la misma información que la que proveen los enfoques tradicionales para obtener mapas topográficos de la córnea mediante un método nuevo sin tener la necesidad de recurrir a análisis de trazado de rayos para conocer la curvatura de la córnea.

5.2 POLINOMIOS DE ZERNIKE DE POTENCIA.

Por otro lado, sabemos que las aberraciones oculares se pueden analizar haciendo una expansión en series de potencia, en particular se hace una expansión en series de los polinomios de Zernike de la función de aberración del frente de onda y lo cual se traduce a una expansión polinomial de la pupila de salida del sistema óptico y tiene la forma:

$$W(\rho, \theta) = \sum_{j=0}^{\infty} c_j Z_j(\rho, \theta), \quad (5.1)$$

donde c_j son los coeficientes individuales que acompañan a cada término de la serie y Z_j es una función polinomial de Zernike definida por la ecuación (2.9).

Debido a su gran relevancia, durante mucho tiempo han habido diversos intentos en relacionar las aberraciones del frente de onda con las mediciones de potencia o dióptricas^{16, 30, 48}, sin embargo, no fue sino hasta 2007 cuando Iskander¹² *et al.* derivaron una representación de las aberraciones monocromáticas de la función de aberración del frente de onda en el dominio de dioptrías para el cual propusieron un nuevo conjunto de funciones polinomiales. Esta representación tiene la forma de una expansión polinomial y resulta que tiene la propiedad de que cada uno de los coeficientes que acompañan a cada uno de los términos de la serie, son idénticos a los

de la correspondiente expansión polinomial de Zernike para un frente de onda dado. La potencia refractiva estimada que se deriva del frente de onda está definida por:

$$\hat{F}(r, \theta) = \frac{10^3}{r_{\max}} \sum_{i=3}^{p-1} c_i \Psi_i \left(\frac{r}{\text{radio de la pupila}}, \theta \right), \quad (5.2)$$

donde p es el número de términos en la expansión. Tal representación en el dominio de dioptías está dada por el siguiente conjunto de funciones base junto con los coeficientes c_i de la serie original de Zernike del frente de onda:

$$\Psi_j(\rho, \theta) = \begin{cases} \sqrt{2(n+1)} Q_n^m(\rho) \cos(m\theta), & m > 0 \\ \sqrt{2(n+1)} Q_n^m(\rho) \sin(m\theta), & m < 0, \\ \sqrt{(n+1)} Q_n^m(\rho), & m = 0 \end{cases}, \quad (5.3)$$

donde Ψ_i son los polinomios de Zernike de potencia y $Q_n^m(\rho)$ está dado por:

$$Q_n^m = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2-q} \frac{(-1)^s (n-s)!(n-2s)}{s! \left[\frac{(n-|m|)}{2} - s \right]! \left[\frac{(n+|m|)}{2} - s \right]!} \rho^{n-2s-2}, \quad (5.4)$$

$$\text{con } q = \begin{cases} 1, & |m| \leq 1 \\ 0, & \text{cualquier otro} \end{cases}.$$

En la Fig. 5.1 se muestran las primeras 27 funciones polinomiales de Zernike de potencia hasta el sexto orden, ordenadas en forma piramidal. Se hizo uso de MATLAB[®] para las simulaciones, así como también se siguió el algoritmo presentado por Iskander¹² *et al.* en 2007. Se puede notar de la Fig. 5.1 que los términos prismáticos de la expansión no son tomados en cuenta debido a que el prisma no contribuye al poder refractor de un sistema óptico.

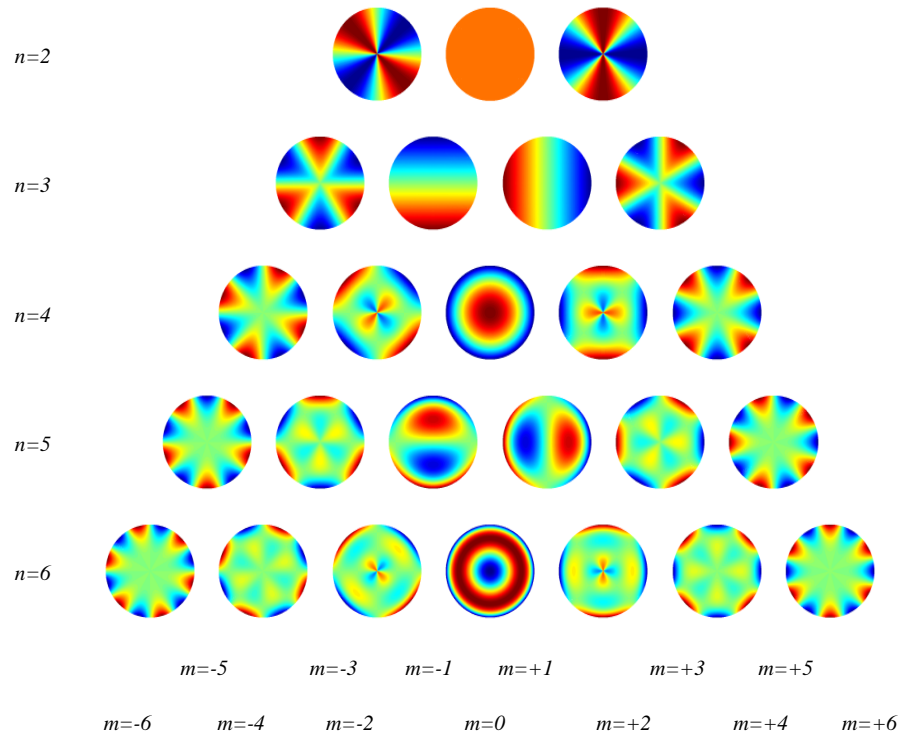


Figura 5.1 Representación gráfica de los polinomios de Zernike de potencia, n es el orden radial y m es el orden azimutal.

El objetivo de este Capítulo es relacionar al mapa de poder refractor de una superficie con la función de aberración de su frente de onda a través de los coeficientes de los polinomios de Zernike correspondientes de su expansión polinomial.

5.3 EQUIVALENCIA ENTRE EL ENFOQUE TRADICIONAL Y LOS POLINOMIOS DE ZERNIKE DE POTENCIA PARA OBTENER MAPAS DE PODER REFRACTOR.

En seguida, se muestra que la representación en términos de dioptrías propuesta por Iskander *et al.* de la función de aberración del frente de onda es equivalente al enfoque tradicional en el que para obtener el mapa de poder refractor de la córnea se hace uso de la aproximación paraxial^{48, 49}, la cual está definida en términos de cómo

un rayo se refracta en un punto definido en función del índice de refracción y del ángulo incidente para rayos que inciden paralelos al eje óptico. Se calcula por medio de la Ley de Snell por medio de:

$$P_R = \frac{n'}{f'} = \frac{n'}{z + \frac{x}{\tan(\theta_i - \theta_t)}}, \quad (5.5)$$

donde el índice de refracción es: $n' = 1.3375$, y θ_t , θ_i , z , x se encuentran definidas en la Fig. 5.2. El ángulo de incidencia está determinado por:

$$\theta_i = \sin^{-1}\left(\frac{x}{d}\right), \quad (5.6)$$

y θ_t está determinada por la Ley de Snell:

$$n' \sin \theta_t = \sin \theta_i. \quad (5.7)$$

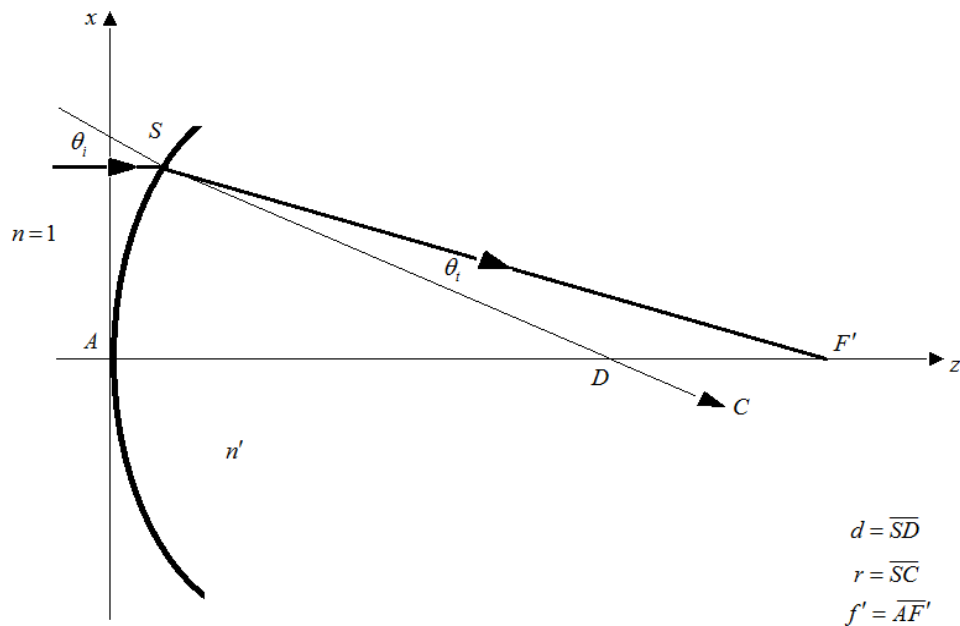


Figura 5.2 Diagrama de una superficie refractora dentro de un sistema de coordenadas específico.

En la Fig. 5.3a se muestra el resultado reportado por C. Roberts⁴⁹, en el cual, se presenta el mapa de poder refractor de una esfera de referencia calculado mediante la ecuación (5.5), y en la Fig. 5.3b se muestra el mapa de poder refractor obtenido a través del formalismo propuesto por Iskander *et al.* En este trabajo se consideró la misma superficie de refractora de referencia y se usó una rutina en MATLAB[®] para obtener el mismo mapa de poder refractor por medio de la ecuación (5.2). También se consideró que únicamente los términos de la expansión asociados al desenfoque y a la aberración esférica fueron tomados en cuenta. En la Fig. 5.3 se muestra una comparación cualitativa entre el mapa de poder refractor obtenido por C. Roberts y la representación en el dominio de dioptrías de la función de aberración del frente de onda de una esfera de referencia con 7.5 mm de diámetro.

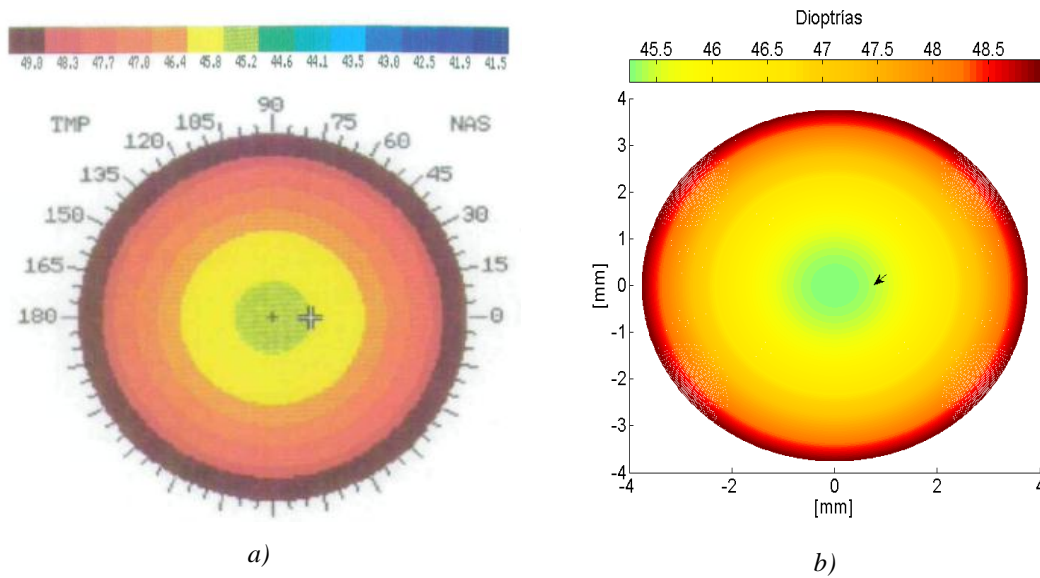


Figura 5.3 Mapas de poder refractor de una esfera de referencia con diámetro de 7.5 mm. a) Obtenido por C. Roberts³⁵, b) obtenido mediante funciones polinomiales de Zernike de potencia.

Los mapas de poder refractor mostrados en la Fig. 5.3 son prácticamente los mismos. El código de colores indica áreas de poder refractor similar, colores cálidos indican poder refracción alto y colores fríos indican poder refractor bajo, de acuerdo con la escala en la parte de arriba. En la Tabla 5.1 se muestra la información asociada

al punto debajo del cursor, incluyendo poder refractor, meridiano y distancia al vértice⁵¹.

Tabla 5.1 Información de los mapas de poder refractor para el punto bajo el cursor⁵¹.

	Aproximación paraxial (C. Roberts³⁵)	Polinomios de Zernike de potencia	% Diferencia
Poder refractor	<i>45.18 D</i>	<i>45.4 D</i>	<i>0.486</i>
Meridiano	<i>356°</i>	<i>355.77°</i>	<i>0.064</i>
Distancia al vértice	<i>0.75 mm</i>	<i>0.7538 mm</i>	<i>0.506</i>

Ahora que se pueden relacionar la función de aberración del frente de onda de una superficie refractora de referencia junto con su mapa de poder refractor en el dominio de las dioptrías, se pueden utilizar datos clínicos para obtener el estado de refracción de ojos de pacientes. En la próxima sección se muestran ejemplos de la utilidad de este nuevo formalismo.

5.4 DATOS CLÍNICOS.

A continuación, se muestra un ejemplo en donde se obtiene el mapa de poder refractor de un paciente del cual se obtuvieron los valores de los coeficientes de Zernike de la función de aberración de onda de su ojo izquierdo. Los coeficientes de Zernike fueron calculados con un dispositivo para calcular la topografía y potencia refractora corneal, modelo NIDEK OPD-Scan ARK-10000 ver. 1.12f. Todas las mediciones fueron hechas bajo las mismas condiciones y por el mismo técnico siguiendo el manual del usuario dentro de una clínica especializada. En este caso, la iluminación de fondo fue mantenida en 3 Lux. Se consideró un diámetro de pupila de

6 mm, con su distancia focal localizada en la fovea a 22.6 mm de la lente y siendo iluminada con una onda plana con longitud de onda de 555 nm, correspondiente al máximo de respuesta fotópica del ojo humano²⁷. En la Fig. 5.4a se muestra la función de aberración del frente de onda y en la Fig. 5.4b se muestra la *PSF* calculada con los parámetros mencionados anteriormente. En la Fig. 5.5 se muestra el mapa de poder refractor obtenido a través de la ecuación (5.2).

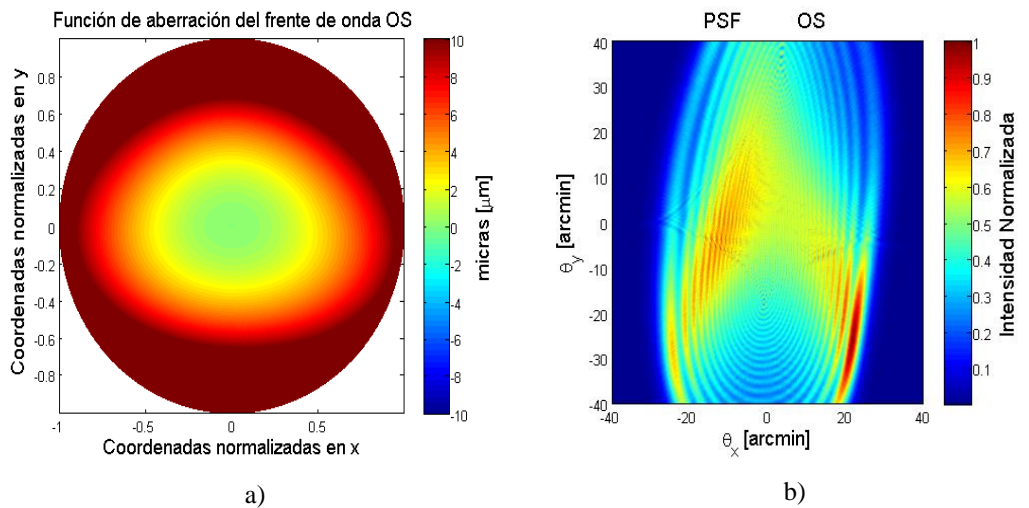


Figura 5.4 a) Función de aberración de frente de onda del ojo izquierdo de un paciente, b) *PSF* del mismo paciente.

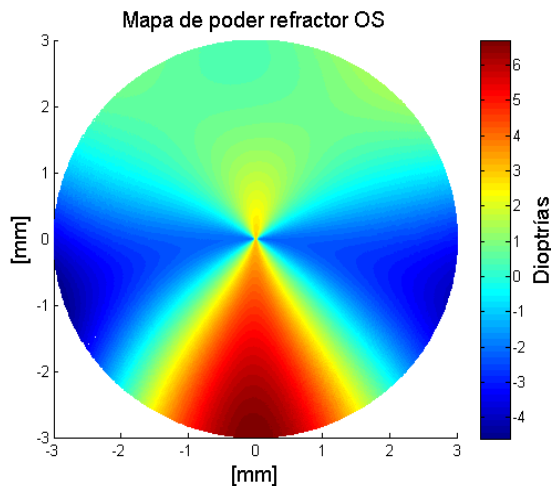


Figura 5.5 a) Mapa de poder refractor calculado a través de los coeficientes de Zernike de la función de aberración del frente de onda.

La representación de la función de aberración del frente de onda en el dominio de dioptrías provee la misma información que es calculada a través de la de aproximación paraxial, aunque esta versión alterna tiene la ventaja de que no se requieren técnicas que involucran trazado de rayos. También, con este nuevo formalismo se puede obtener el mapa de poder refractor de cualquier otra superficie refractora incluyendo la córnea humana tal y como se muestra en la Fig. 5.3 y esto puede conducir a los médicos de la visión a un mejor entendimiento del proceso del desempeño objetivo de la visión.

6 CONCLUSIONES

En definitiva, la nueva tecnología para la medición de la calidad óptica de la córnea ha permitido avanzar en el conocimiento de los mecanismos de formación de imágenes del ojo sobre la retina. En particular, esta tecnología ha alcanzado un gran auge en la práctica clínica de la oftalmología y optometría debido a que se aplican técnicas no invasivas y se hacen mediciones objetivas.

A partir del análisis de dos técnicas de ablación de superficie y usando el promedio de datos agrupados, se pudo obtener el desempeño visual objetivo de varios grupos de pacientes en condiciones de antes y después de pasar por un procedimiento de cirugía refractiva con láser. Esto se logró a partir de conocer las aberraciones oculares totales presentes en los ojos bajo estudio y a través de sus funciones de punto extendido promedio y sus funciones de transferencia de modulación. El desempeño objetivo de los pacientes ha sido comparado también tanto con un sistema ideal limitado solo por difracción como con el de un grupo de pacientes no operados que presentan una agudeza visual 20/20. El grupo de control denominado NME se puede usar como referencia clínica para evaluar resultados de diferentes situaciones.

Las mediciones de las aberraciones oculares en pacientes operados de cirugía refractiva corneal han revelado que los perfiles de ablación deben de ser refinados

para evitar introducir más errores refractivos al sistema ocular. Asimismo estas técnicas se han probado muy útiles en la evaluación de los resultados post-operatorios. La corrección de las aberraciones oculares abre la posibilidad no sólo de una mejora en la calidad visual del individuo, sino fundamentalmente de una mejora en la resolución y en el contraste de las imágenes sobre la retina.

A través de la comparación de dos técnicas distintas para obtener la función de aberración del frente de onda de superficies refractoras se encontró que ambas son equivalentes y ofrecen los mismos resultados a partir de herramientas y recursos diferentes. Las dos técnicas entonces, fueron empleadas para la caracterización de lentes de contacto duras, las cuales fueron sometidas a dos técnicas de ablación de superficie que son típicamente usadas en cirugía refractiva con láser y se halló que, en efecto, dichas técnicas de ablación si producen un cambio en la superficie de las lentes y un cambio en la distancia focal, y estos cambios, en principio, deberían de ser diferentes a los que se producirían cuando dichos perfiles de ablación fueran aplicados directamente en la córnea humana debido a las diferencias en el índice de refracción, y a la interacción biológica.

También se puede decir que la representación dióptrica presentada de la función de aberración del frente de onda ofrece la misma información que provee el enfoque tradicional para reportar valores de curvatura corneal a través de la aproximación paraxial y esta nueva versión alterna tiene la ventaja de que no son necesarias métodos numéricos que involucren técnicas de trazado de rayos. Además, con este nuevo formalismo se pueden obtener mapas de poder refractor de cualquier superficie refractora, como la córnea humana a través de sus propios coeficientes de Zernike, lo cual puede llevar a un mejor entendimiento del desempeño de la córnea en función de su curvatura.

Por último, se han presentado diversas definiciones de los polinomios de Zernike que han sido utilizadas a través de la historia de la óptica y para diversas

aplicaciones dentro de la rama así como también se han presentado algunas conversiones útiles para pasar de un esquema estandarizado a algún otro esquema el cual no es presentado como estándar. Una de las consecuencias principales de usar diferentes definiciones de los polinomios es la malinterpretación de datos, ya que el hecho de que las funciones estén definidas para diferentes sistemas coordenados y diferente forma de ordenación de las funciones puede llevar a conclusiones erróneas debido a que la conversión entre esquemas imita la reflexión hecha por un espejo plano, por esto se debe tener mucho cuidado al presentar datos obtenidos de pacientes reales para reportar aberraciones de los ojos y por eso el énfasis de querer trabajar solo con un sistema estándar en el que se pueda confiar y así poder compartir la información sin problemas de interpretación.

APÉNDICE A.

REPRESENTACIÓN DE FRENTES DE ONDA ABERRADOS UTILIZANDO DIFERENTES ESQUEMAS DE LOS POLINOMIOS DE ZERNIKE.

La expansión de Zernike de las aberraciones del frente de onda se puede traducir a una expansión polinomial de la pupila de salida de un sistema óptico que representa las aberraciones del frente de onda total del ojo humano. En el campo de la óptica existen diversas formas de definir a las funciones polinomiales de Zernike^{20, 21, 25, 49, 53} y debido a la creciente actividad en el área de la óptica visual y algunas otras disciplinas clínicas relacionadas, hubo la necesidad de establecer métricas comunes, terminología y otros estándares de reporte para la especificación de las imperfecciones ópticas de los ojos ya que no existía ningún acuerdo dentro de la comunidad de la visión acerca de un método universal para reportar resultados, como consecuencia de esto, en 1999 se formó un grupo de trabajo por parte de la OSA²⁹ (Optical Society of America), que se hizo cargo de desarrollar recomendaciones para las definiciones y convenciones sobre cómo reportar éstas especificaciones de las imperfecciones ópticas del ojo humano y así surgió un estándar²², el cual define un sistema coordinado para reportar las aberraciones del ojo y define también una notación para los polinomios de Zernike usados para reportar éstas aberraciones, sin embargo, existe una conexión entre las definiciones de este estándar y las otras definiciones que han sido usadas a lo largo de un periodo de 50 años.

En este apéndice se presentan conversiones necesarias de algunos arreglos para poder llegar al que ha sido definido como el estándar, así como algunas diferencias al utilizar los diferentes arreglos de polinomios.

Para empezar, enunciamos las diferentes definiciones encontradas en la literatura de los polinomios de Zernike, éstas difieren principalmente en tres aspectos: la normalización, el sistema coordenado y la forma en cómo son ordenadas las funciones. El sistema coordenado se refiere al eje de referencia a partir del cual es medido el ángulo polar, en los sistemas de Malacara²¹ y Born & Wolf⁵², así como en el artículo original de F. Zernike²⁵ donde definió estas funciones, éste es medido a partir de eje positivo y en sentido de las manecillas del reloj. El estándar para reportar aberraciones ópticas de los ojos usa un sistema coordenado de mano derecha en el cual el ángulo es medido de eje x en sentido contrario a las manecillas del reloj. En la Tabla A.1 se muestran algunas de las características principales entre cada uno de los esquemas y sus diferencias primordiales.

Tabla A.1 Características primordiales entre cada uno de los esquemas de los polinomios de Zernike.

Sistema	Normalización	Coordenada Polar de Referencia	Forma de ordenación
F. Zernike	Separada	Eje y	Horz./Vert.
OSA	Incluida	Eje x	Vert./Horz.
Malacara	Separada	Eje y	Horz./Vert.
Born & Wolf	Separada	Eje y	Horz./Vert.
Wyant	Separada	Eje y	Especial

De acuerdo con D. Malacara²¹, los polinomios circulares de Zernike pueden ser expresados como un producto entre dos funciones dependiendo de la coordenada radial y de una azimutal de la siguiente forma:

$$U_n^l(\rho, \phi) = R_n^l(\rho)e^{il\phi}, \quad (\text{A.1})$$

donde los polinomios radiales pueden ser encontrados de acuerdo con la expresión:

$$R_n^{n-2m}(\rho) = \sum_{s=0}^m (-1)^s \frac{(n-s)!}{s!(m-s)!(n-m-s)!} \rho^{n-2s} \quad \text{con } m = \frac{n-l}{2}. \quad (\text{A.2})$$

Y usando solo números reales se tiene que los polinomios se escriben de la siguiente forma:

$$U_n^l(\rho, \phi) = \begin{cases} R_n^l(\rho) \cos l\phi & \text{para } l \leq 0 \\ R_n^l(\rho) \sin l\phi & \text{para } l > 0 \end{cases}. \quad (\text{A.3})$$

Según J. C. Wyant y K. Creath⁵³ los polinomios circulares de Zernike están dados por el producto de:

$$R(\rho)G(\theta'), \quad \text{donde } G(\theta') = e^{\pm im\theta'}. \quad (\text{A.4})$$

La función radial se puede factorizar de la siguiente forma:

$$R_{2n-m}^m(\rho) = Q_n^m(\rho) \rho^m, \quad (\text{A.5})$$

$$\text{donde } Q_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{n-m} (-1)^s \frac{(2n-m-s)!}{s!(n-s)!(n-m-s)!} \rho^{2(n-m-s)}.$$

En la estandarización presentada por el ANSI²², y descrita en la sección 2.5 de esta tesis, una función polinomial de Zernike está dada por la ecuación:

$$Z_n^m(\rho, \theta) = N_n^m R_n^{|m|}(\rho) M(m\theta). \quad (\text{A.6})$$

el término radial está dado por:

$$R_n^{|m|}(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-|m|)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s![0.5(n-|m|)-s]![0.5(n+|m|)-s]!} \rho^{n-2s}, \quad (\text{A.7})$$

el término meridional estará dado por:

$$\begin{aligned} M(m\theta) &= \cos(m\theta) \quad \text{si } m \geq 0 \\ M(m\theta) &= \sin(|m|\theta) \quad \text{si } m < 0, \end{aligned} \quad (\text{A.8})$$

y por último el término de normalización será:

$$N_n^m = \sqrt{(2 - \delta_{0,m})(n+1)} \quad \text{donde } \begin{cases} \delta_{0,m} = 1 & \text{si } m = 0, \\ \delta_{0,m} = 0 & \text{si } m \neq 0 \end{cases}. \quad (\text{A.9})$$

La forma en cómo se ordenan los diferentes términos está dada en la presentación de la tabla de polinomios para cada una de las definiciones. Debido a que la convención de coordenadas del estándar difiere de la convención de coordenadas de Malacara y Born & Wolf, la forma en cómo están ordenados los términos impares en el estándar es invertida a la de Malacara y Born & Wolf. Algo similar sucede con la definición de Wyant (también conocido como Fringe), el orden ha sido escogido específicamente para que los términos simétricos aparezcan antes en la serie y así concuerde con el orden en el que estos polinomios son vistos en los sistemas ópticos.

Las funciones polinomiales que se encuentran en un arreglo específico pueden ser convertidas a otro arreglo usando las siguientes fórmulas:

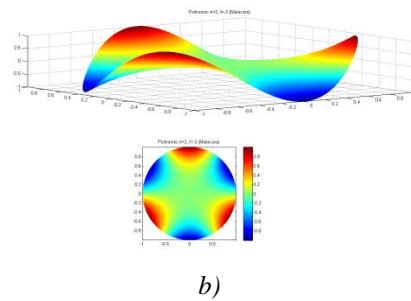
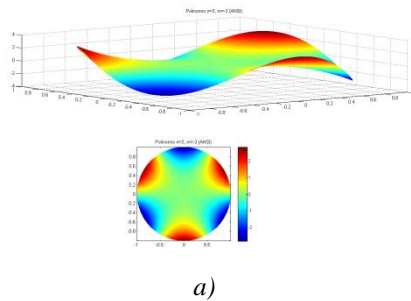
Conversión del esquema de ANSI a esquema de D. Malacara:

Para $l \leq 0$; $l = m$;	Para $l > 0$; $l = m$;
$U_n^l = \begin{cases} \frac{Z_n^l(\rho, \theta)}{N_n^l} (-1)^{(l+1)/2} & \text{para } l \text{ impar} \\ \frac{Z_n^{-l}(\rho, \theta)}{N_n^l} (-1)^{l/2} & \text{para } l \text{ par} \end{cases}$	$U_n^l = \begin{cases} \frac{Z_n^l(\rho, \theta)}{N_n^l} (-1)^{(l-1)/2} & \text{para } l \text{ impar} \\ \frac{-Z_n^{-l}(\rho, \theta)}{N_n^l} (-1)^{l/2} & \text{para } l \text{ par} \end{cases}$

$$\text{donde } N'_n = \sqrt{\frac{2(n+1)}{1+\delta_{l_0}}}$$

Conversión del esquema ANSI al esquema de Wyant:	Conversión del esquema de Wyant al esquema de ANSI:
$n' = 2n - m$ $m' = \begin{cases} m & \text{para términos } \sin \\ -m & \text{para términos } \cos \end{cases}$ $\text{Fringe } Z_n^m = \sqrt{\frac{1+\delta_{m'0}}{2(n'+1)}} Z_{n'}^{m'}(\rho, \theta)$	$m = m' \begin{cases} \text{se toman términos } \sin & \text{para } m' < 0 \\ \text{se toman términos } \cos & \text{para } m' \geq 0 \end{cases}$ $n = \frac{n' + m}{2}$ $Z_{n'}^{m'}(\rho, \theta) = \sqrt{\frac{2(n'+1)}{1+\delta_{m'0}}} \text{Fringe } Z_n^m$

Si tomamos un polinomio de Zernike del conjunto descrito por ANSI se puede expresar en la descripción que da D. Malacara.



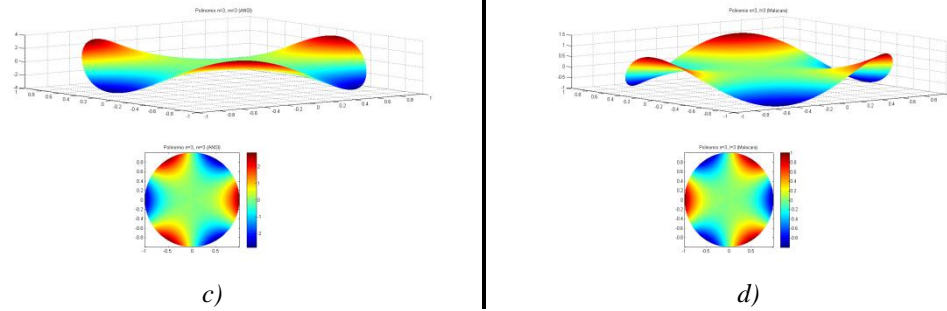


Figura A.1 Gráficas de polinomios de Zernike. En a) y c) se muestra un polinomio de grado 3 en el esquema de ANSI y en b) y d) se muestran sus respectivas conversiones en el esquema definido por Malacara.

Ahora tomamos otro polinomio descrito en el esquema ANSI y le aplicamos la conversión correspondiente proporcionada en la Tabla de conversiones y obtenemos su equivalente en la descripción de J. C. Wyant (Fringe).

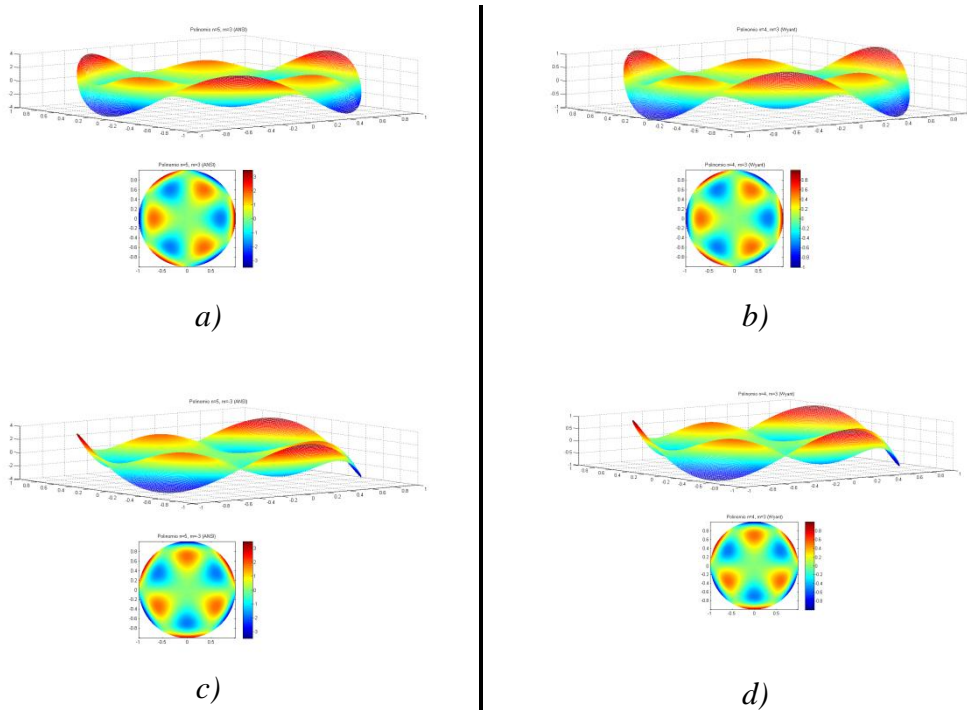


Figura A.2 Gráficas de polinomios de Zernike. En a) y c) se muestran funciones de grado 5 en el esquema de ANSI y en b) y d) se muestran sus respectivas conversiones para el esquema de J. C. Wyant.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 Esquema del ojo humano presentando sus componentes principales ¹³	7
Figura 2.2 Las aberraciones de onda del ojo, $W(x, y)$, están definidas como la diferencia entre el frente de onda real en la pupila de salida del ojo y el frente de onda esférico que diverge desde un punto de referencia P en la retina.	9
Figura 2.3 a). Definición de las coordenadas de frentes de onda oculares. El eje-z sobre el ojo apunta hacia fuera de la página, b). Ejemplo de un frente de onda perteneciente a un ojo puramente miope.....	13
Figura 2.4 Simulaciones hechas en MATLAB [®] de las aberraciones de Seidel: a) distorsión, b) curvatura de campo, c) astigmatismo, d) coma, e) aberración esférica primaria.	14
Figura 2.5 Distorsión del frente de onda: diferentes partes del objeto tienen magnificaciones diferentes, a) distorsión de barril, b) distorsión de cojín. Se hace notar que la resolución de los objetos distorsionados no decrece ²³	14
Figura 2.6 Aberraciones geométricas, a) curvatura de campo: los objetos son enfocados en una superficie curva, b) astigmatismo: el punto focal tangencial y el punto focal sagital son diferentes, c) coma: los rayos fuera del centro de la lente enfocan en diferentes puntos en la misma dirección sobre el plano paraxial focal, d) aberración esférica: los rayos de la periferia de la lente enfocan en diferentes puntos que los de la zona paraxial ²³	15
Figura 2.7 Aberraciones de Schwarzschild: a) de flecha; b) astigmatismo secundario; c) coma secundaria; d) aberración esférica secundaria.	16
Figura 2.8. Polinomios de Zernike hasta el sexto orden.	22
Figura 2.9 Gráficas de contorno de la función de punto extendido de a) 0.1 micras de astigmatismo, b) 0.1 micras de coma, c) 0.1 micras de trifolio, todas para una pupila de 6 mm, la escala en las gráficas se encuentra en minutos de arco.	24
Figura 2.10 <i>PSF</i> de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 5 mm.	27
Figura 2.11 <i>PSF</i> de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 6 mm.	27
Figura 2.12 <i>PSF</i> de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 7 mm.	28

Figura 2.13 <i>MTF</i> de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 5 mm.	29
Figura 2.14 <i>MTF</i> de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 6 mm.	29
Figura 2.15 <i>MTF</i> de un sistema libre de aberraciones para una pupila de 7 mm.	29
Figura 3.1 Principio de conjugación de fase. a) Un frente de onda plano se propaga, incide y se refleja en un espejo plano, b) un frente de onda normal se propaga incide y se refleja en un espejo plano, c) un frente de onda normal se propaga e incide en un espejo deformable, d) un frente de onda normal se propaga a través de una lente deformable con una reversión de signo ¹⁴	33
Figura 3.2 Arreglo básico de un sensor de frente de onda Shack-Hartmann ⁴⁰	39
Figura 3.3 Geometría para cada uno de los micro-lentes en un sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann.....	41
Figura 3.4 Interferómetro tipo Mach-Zehnder.....	43
Figura 3.5 Superficie refractiva de referencia.....	44
Figura 3.6 Arreglo experimental para obtener la función de aberración resultante de la combinación de una onda plana proveniente del haz de referencia y una onda esférica, proveniente de la transmisión de M, pasando por la lente de prueba L1, El sensor fue colocado a 75 mm de la lente, antes de la longitud focal de a misma.	45
Figura 3.7 a) Función de aberración del frente de onda convergente resultante de la combinación de una onda plana y una onda esférica, b) distribución de intensidades en el plano de detección del sensor de frente de onda. Radio de curvatura del frente de onda de 40.34 mm.	45
Figura 3.8 Configuración del interferómetro Mach-Zehnder con el haz de referencia bloqueado para analizar la influencia que tiene sobre la función de aberración del frente de onda.....	46
Figura 3.9 a) Función de aberración del frente de onda convergente resultante cuando el haz del brazo de referencia se encuentra bloqueado en el interferómetro, b) distribución de intensidades en el plano de detección del sensor de frente de onda. Radio de curvatura del frente de onda de 40.34 mm.....	46

- Figura 3.10 Función de aberración obtenido mediante el sensor de frente de onda tipo Shack-Hartmann: *a)* frente de onda divergente resultante con un radio de curvatura de 76.84 mm , *b)* sección transversal de la función de aberración del frente de onda. 47
- Figura 3.11 Patrón de franjas de la superficie refractora de referencia obtenido por una cámara CCD. 47
- Figura 3.12 Mediante APEX[®] se obtuvo: *a)* Frente de onda obtenido del análisis del patrón de franjas desplegado, *b)* Sección transversal del frente de onda. 48
- Figura 3.13 Diagrama representativo de convención de signos para el radio de curvatura del frente de onda obtenido con el sensor tipo Shack-Hartmann⁴⁰. 49
- Figura 3.14 Lentes de contacto duras hechas de PMMA las cuales fueron sometidas a diferentes técnicas de ablación de superficie. 51
- Figura 3.15 Patrón de interferencia obtenido mediante el interferómetro tipo Mach-Zehnder de la lente de contacto la cual no ha sufrido ablación alguna. 53
- Figura 3.16 Patrón de interferencia obtenido mediante el interferómetro tipo Mach-Zehnder de lentes de contacto a las cuales se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA. A la izquierda, un tratamiento de $+3.00\text{ D}$ fue aplicado, a la derecha un tratamiento de -3.00 D fue aplicado. 53
- Figura 3.17 Patrón de interferencia obtenido mediante el interferómetro tipo Mach-Zehnder de lentes de contacto a las cuales se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA. A la izquierda, un tratamiento de $+3.00\text{ D}$ fue aplicado, a la derecha un tratamiento de -3.00 D fue aplicado. 53
- Figura 3.18 Función de aberración del frente de onda obtenido con APEX[®] de la lente sin ablación *a)*. Mapa de la función de aberración del frente de onda en 3D obtenido con APEX[®], *b)*. Sección transversal. 54
- Figura 3.19 Secciones transversales de las funciones de aberración de los frente de onda obtenidos con APEX[®] de la lentes de contacto a las cuales se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA. A la izquierda, un tratamiento de $+3.00\text{ D}$ fue aplicado, a la derecha un tratamiento de -3.00 D fue aplicado. 54
- Figura 3.20 Secciones transversales de las funciones de aberración de los frente de onda obtenidos con APEX[®] de la lentes de contacto a las cuales se les aplicó la

técnica de ablación de superficie denominada ASA. A la izquierda, un tratamiento de $+3.00 D$ fue aplicado, a la derecha un tratamiento de $-3.00 D$ fue aplicado.	55
Figura 3.21 Patrón de interferencia obtenido mediante el interferómetro tipo Mach-Zehnder de la lente de contacto la cual no ha sufrido ablación alguna.	56
Figura 3.22 Patrón de interferencia obtenido mediante el interferómetro tipo Mach-Zehnder de lentes de contacto a las cuales se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA. A la izquierda, un tratamiento de $+3.00 D$ fue aplicado, a la derecha un tratamiento de $-3.00 D$ fue aplicado.	56
Figura 3.23 Patrón de interferencia obtenido mediante el interferómetro tipo Mach-Zehnder de lentes de contacto a las cuales se les aplicó la técnica de ablación de superficie denominada ASA. A la izquierda, un tratamiento de $+3.00 D$ fue aplicado, a la derecha un tratamiento de $-3.00 D$ fue aplicado.	57
Figura 4.1 Esquema del modelo del ojo reducido.	62
Figura 4.2 Los términos señalados de la pirámide son los términos de la expansión polinomial de Zernike a los cuales se les debe de alterar el signo a los coeficientes que los acompañan de ojos izquierdos antes del análisis en datos agrupados de ambos ojos.	65
Figura 4.3 a) Función de aberración del frente de onda total de un ojo izquierdo, sin inversión de signo en los coeficientes de la expansión polinomial, b) Función de aberración del frente de onda total de un ojo izquierdo, con inversión de signo en los coeficientes que acompañan a los términos de la expansión polinomial indicados en la Fig. 3.3.	66
Figura 4.4 a) PSF de un ojo izquierdo, sin inversión de signo en los coeficientes de la expansión polinomial, b) PSF de un ojo izquierdo, con inversión de signo en los coeficientes que acompañan a los términos de la expansión polinomial indicados en la Fig. 3.3.	67
Figura 4.5 Simulaciones de la función de aberración total del frente de onda promedio de: a) grupo antes de ser sometidos a la técnica de ASA, b) grupo antes de ser sometidos a la técnica de PASA, c) NME, d) grupo después de ser sometidos a la técnica ASA, e) grupo después de ser sometidos a la técnica PASA.	72

Figura 4.6 <i>PSF</i> promedio de nuestros grupos de ojos bajo estudio, <i>a)</i> antes de ser sometidos a la técnica conocida como ASA, <i>b)</i> antes de ser sometidos a la técnica conocida como PASA, <i>c)NME</i> , <i>d)</i> después de ser sometidos a la técnica conocida como ASA, <i>e)</i> después de ser sometidos a la técnica conocida como PASA.....	73
Figura 4.7 <i>MTF</i> promedio de: <i>a)</i> sistema limitado por difracción (<i>D-L</i>), <i>NME</i> , y casos pre-operatorios, <i>b)</i> sistema limitado por difracción (<i>D-L</i>), <i>NME</i> , y casos post-operatorios, ambas a lo largo del eje <i>x</i>	75
Figura 4.8 <i>MTF</i> promedio de: <i>a)</i> sistema limitado por difracción (<i>D-L</i>), <i>NME</i> , y casos pre-operatorios, <i>b)</i> sistema limitado por difracción (<i>D-L</i>), <i>NME</i> , y casos post-operatorios, ambas a lo largo del eje <i>y</i>	75
Figura 5.1 Representación gráfica de los polinomios de Zernike de potencia, <i>n</i> es el orden radial y <i>m</i> es el orden azimutal.....	84
Figura 5.2 Diagrama de una superficie refractora dentro de un sistema de coordenadas específico.....	85
Figura 5.3 Mapas de poder refractor de una esfera de referencia con diámetro de 7.5 mm. <i>a)</i> Obtenido por C. Roberts ⁴⁹ , <i>b)</i> obtenido mediante funciones polinomiales de Zernike de potencia.	86
Figura 5.4 <i>a)</i> Función de aberración de frente de onda del ojo izquierdo de un paciente, <i>b)</i> valores de los coeficientes de Zernike del ojo izquierdo del mismo paciente.	88
Figura 5.5 <i>a)</i> Mapa de poder refractor calculado a través de los coeficientes de Zernike de la función de aberración del frente de onda.	88
Figura A1. Gráficas de polinomios de Zernike. En <i>a)</i> y <i>c)</i> se muestra un polinomio de grado 3 en el esquema de ANSI y en <i>b)</i> y <i>d)</i> se muestran sus respectivas conversiones en el esquema definido por Malacara.....	99
Figura A2 Gráficas de polinomios de Zernike. En <i>a)</i> y <i>c)</i> se muestran funciones de grado 5 en el esquema de ANSI y en <i>b)</i> y <i>d)</i> se muestran sus respectivas conversiones para el esquema de J. C. Wyant.....	99

REFERENCIAS.

- [1] Cantú, R., Rosales, M. A., Tepichin, E., Curioca, A., Montes, V., Bonilla, J., Espinoza V., "Whole eye wavefront aberrations in Mexican male subjects (UCVA \geq 20/20, 20/30 and 20/40)," *J. Refract. Surg.*, (20), pp. S685-S688, (2004).
- [2] Nakano EM, Bains H, Nakano K, Nakano C, Portellinha W, Oliveira M, et al. "Wavefront analysis in Asian-Brazilians," *J Refract Surg.*, 22, pp. S1024–S1026, (2006).
- [3] Netto, M., Ambrósio, R., Shen, T., Wilson SE. "Wavefront analysis in normal refractive surgery candidates," *J. Refract. Surg.*, 21 pp. 332–338, (2005).
- [4] Salmon T, van de Pol C., "Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors," *J. Cataract Refract. Surg.*, 32, pp. 2064–2074, (2006).
- [5] Tepichín, E., Cantú, R., Rosales, M., Chavez-Cerda, S., Sánchez-de-la-Llave, D., Curioca, A., Montes, Bonilla, J., "PSF and MTF analysis of the visual performance in undilated mexican normal virgin whole eyes (UCVA \geq 20/20, 20/30 and 20/40)," *Proc. SPIE 5959*, pp. 9-18, (2005).
- [6] Tepichín, E., López-Olazagasti, E., Sánchez-de-la-Llave, D., Cruz Félix, A. S., Ramírez-Zavaleta, G., Ibarra, J., "Objective performance of a set of uncorrected 20/20 normal eyes: clinical reference," *Proc. SPIE 8011*, 80119F, (2011).
- [7] Wang, L., Koch, D., "Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery," *J. Cataract. Refract. Surg.*, 29, pp. 1896–1903, (2003).

- [8] Wei, R., Lim, L., Chan, W., Tan D., "Higher order ocular aberrations in eyes with myopia in a Chinese population," *J. Refract Surg.*, 22, pp. 695–702, (2006).
- [9] Marcos, S., Burns, S., "On the symmetry between eyes of wavefront aberration and cone directionality," *Vis. Res.*, 40, pp. 2437-2447, (2000).
- [10] Iskander, R., "Analyzing the dynamic wavefront aberrations in the human eye," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(11), pp. 1969-1980, (2004).
- [11] Cruz Félix, A., Ibarra, J., López-Olazagasti, E., Rosales, M., Tepichín, E., "Comparison between two different methods to obtain the wavefront aberration function," *SPIE Proceedings Vol. 7798: Applications of Digital Image Processing XXXIII*, 2010.
- [12] Iskander, R., Davis, B., Collins, M., Franklin, R., "Objective refraction from monochromatic wavefront aberrations via Zernike power polynomials," *Optical. Physiol. Opt.* 27, pp. 245-255, (2007).
- [13] Roorda, A., [The Encyclopedia of Imaging Science and Technology, vol. 1], Ed. Joseph P. Hornak, John Wiley & Sons, New York, pp. 539-557, (2002).
- [14] Guang-ming Dai, [Wavefront optics for vision correction] SPIE Press, pp. 1-95, (2008).
- [15] Hofer, H., Artal, P., Singer, B., Aragón, J. and Williams, D., "Dynamics of the eye's wave aberration," *J. Opt. Soc. Am. A*, 18(3), pp. 497-506, (2001).
- [16] Howland, H., Buettner, J., "Computing high wave order aberrations coefficients from variations of best focus for small artificial pupils," *Vision Res.* 29, pp. 979-983, (1989).
- [17] Liang, J., Grimm, B., Goelz, S. and Bille, J., "Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wavefront sensor," *J. Opt. Soc. Am. A*, 11(7), pp. 1949-1957 (1994).
- [18] Liang, J., Williams, D., "Aberration and retinal image quality of the normal eye," *J. Opt. Soc. Am. A*, 14 (11), pp. 2873-2883, (1997).

- [19] Walsh, G., Charman, W., N. and Howland, H., "Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye," *J. Opt. Soc. Am. A*, 1, pp. 987-992, (1984).
- [20] Mahajan, V., [Optical imaging and aberrations Part I: Ray geometrical optics], SPIE Press, Bellingham, Washington USA, pp. 139-201, (2004).
- [21] Malacara, D., [Optical Shop Testing], John Wiley & Sons, pp. 489-505, (1992).
- [22] ANSI Z80.28-2004, "Methods for reporting optical aberrations of the eyes," American National Standards Institute, pp. 1-35, (2004).
- [23] Sacek, Vladimir, "Notes on amateur telescope optics," http://www.telescope-optics.net/Seidel_aberrations.htm, Web-published on July 14. 2006.
- [24] Nijboer, B., [The diffraction theory of aberrations], PhD dissertation (University of Groningen, The Netherlands, 1942).
- [25] Noll, R., "Zernike polynomials and atmospheric turbulence," *J. Opt. Soc. Am.*, 66, pp. 207-211, (1976).
- [26] Cantú, R., Rosales, M., Tepichín, E., Curioca, A., Montes, V. and Ramirez-Zavaleta, G., "Objective quality of vision in presbyopic and non-presbyopic patients after pseudoaccommodative advanced surface ablation," *Journal of Refractive Surgery*, 21, pp. S603-S605 (2005).
- [27] Schwiegerling, J., [Field guide to visual and ophthalmic optics], SPIE Press, Bellingham, Washington, (2004).
- [28] Rammage, R., Neal, D., Copland, R., "Application of Shack-Hartmann wavefront sensing technology to transmissive optic metrology," *SPIE Procc.*, 4779-27, pp. 1-12, (2002).
- [29] L. N. Thibos, Raymond Applegate, James Schwiegerling, VSIA Standards Taskforce Members, "Standards for reporting the optical aberrations of the eyes", *Journal of Refractive Surgery*, Vol. 18, pp S652-S660, (2002).
- [30] Charman W., Walsh, G., "Variations in the local refractive correction of the eye across its entrance pupil," *Optom. Vis. Sci.* 66, pp. 34-40, (1989).

- [31] Klein, S., Garcia, D., "Line of sight and alternative representations of aberrations of the eye," J. Refract. Surg. 16, pp. 1-6, (2000).
- [32] Van Meeteren, A., "Calculations on the optical modulation transfer function of the human eye for white light," Opt. Acta. 21, pp. 395-412, (1972).
- [33] Goodman, J. W., [Introduction to Fourier optics], McGraw-Hill, pp. 145-167, (1968).
- [34] Mahajan, V., [Optical imaging and aberrations Part II: Wave diffraction optics], SPIE Press, Bellingham, Washington USA, pp. 3-78, (2004).
- [35] Cruz Félix, A. S., López, E., Rosales, M., Ibarra, J., Tepichín, E., "PSF and MTF comparison of two different surface ablation techniques for laser visual correction," Proc. SPIE 7443, pp. 74431E-74431E-8 (2009).
- [36] La Academia Americana de Oftalmología,
<http://www.geteyesmart.org/eyesmart/anteojos-lentes-de-contacto-lasik/procedimientos-alternativos-a-una-cirugia-refractiva.cfm>, (2013).
- [37] Sowka, J., "Handbook of ocular disease management," Jobson Publishing, 2001, <<http://cms.revoptom.com/handbook/hbhome.htm>> (5 June 2012).
- [38] P. Hariharan, [Basics of Interferometry], Academic Press, pp. 93-95, (1992).
- [39] Goodwin, E. P., Wyant, J. C., [Interferometric Optical Testing], SPIE Press, Bellingham, Washington, USA, pp. 10-30, (2006).
- [40] Thorlabs GmbH, [Optical wavefront sensor WFS150C operation manual], Thorlabs, pp. 25-32 (2007).
- [41] Lambda Research Corporation, [APEX® User's Manual Version 3.0], Lambda Research Corporation, Littleton, MA, USA, pp. 17-32 (200).
- [42] Vinciguerra, P., [Refractive surface ablation], Slack Incorporated, Thorofare, NJ, USA, pp. 75-93, (2006).
- [43] Cantú, R., Rosales, M., Tepichín, E., Curioca, A., Montes, V. and Bonilla, J., "Advanced surface ablation for presbyopia using the nidek EC-5000 laser," Journal of Refractive Surgery 20, pp. S711-S713 (2004).
- [44] Nidek Co., Ltd. [Nidek Refractive Power/Corneal Analyzer ARK-10000 Operator's Manual], Nidek.

- [45] Marcos, S., Barbero, S., Jimenez-Alfaro, I., "Optical Quality and depth-of-field of eyes implanted with apherical and aspheric intraocular lenses," *Journal of refractive surgery*, Vol. 21, pp. 1-13, (2005).
- [46] Navarro, R., Artal, P. and Williams, D., R., "Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity," *J. Opt. Soc. Am. A*, 10(2), pp. 201-212, (1993).
- [47] Navarro, R., Moreno, E. and Dorronsoro, C., "Monochromatic aberrations and point-spread functions of the human eye across the visual field," *J. Opt. Soc. Am. A*, 15(9), pp. 2522-2529, (1998).
- [48] Klein, S., "A corneal topography algorithm that produces continuous curvature," *Optom. Vis. Sci.* 69, pp. 829-834, (1992).
- [49] Roberts, C., "The accuracy of power maps to display curvature data in corneal topography systems," *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 35(9), pp. 3525-3532, (1994).
- [50] Roberts, C., "The cornea is not a piece of plastic," *Journal of Refractive Surgery* 16, pp. 407-413, (2000).
- [51] Angel S. Cruz Felix, Sandra Balderas-Mata, Estela López-Olazagasti, Eduardo Tepichín-Rodríguez. "Comparison of refractive power maps from a reference surface: geometric vs. Zernike power polynomials", *Proceedings of SPIE Vol. 8499: Applications of Digital Image Processing XXXV*, 849907, 2012.
- [52] M. Born & E. Wolf, [Principles of optics], 7th Ed. Cambridge University Press, Chapter 9, pp. 523-527, (1999).
- [53] Wyant, J. and Creath, K., "Basic wavefront aberration theory for optical metrology," *Applied Optics and Optical Engineering*, 11, 1-53 (1992).