



INAOE

Análisis Interferométrico del Perfil de Ablación Obtenido con Cirugía Refractiva Aplicado a Lentes de Contacto Duras

Por

Rodríguez Rodríguez Martín Isaías

Tesis sometida como requisito parcial para obtener el grado de

MAESTRO EN CIENCIAS EN LA ESPECIALIDAD DE ÓPTICA

en el

Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica

Octubre 2009

Tonantzintla, Puebla

Supervisada por:

Dra. Estela López Olazagasti, INAOE
Dr. Eduardo Tepichin Rodríguez, INAOE

©INAOE 2009

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 cirugía refractiva es un procedimiento quirúrgico cuya finalidad es modificar la forma en que la luz refracta, o se desvía, cuando entra en el ojo. Los defectos refractivos que este proceso corrige son: astigmatismo, miopía, hipermetropía y actualmente presbicia. Típicamente, la caracterización de un láser excímer para la realización del perfil de ablación se realiza en superficies de PMMA (polimetilmetacrilato). Para llevar a cabo dicha caracterización, en este trabajo proponemos el uso de lentes de contacto duros, con dimensiones similares a la de la córnea humana. La ventaja de este procedimiento es que se pueden obtener aberraciones del frente de onda temporalmente invariantes. En principio, queremos demostrar cualitativamente que diferentes ablaciones producen diferentes patrones de franjas, lo que implica diferente distancia focal. El análisis interferométrico del perfil de ablación obtenido con cirugía refractiva aplicado sobre lentes de contacto duras, será realizado por medio de un interferómetro tipo Mach-Zehnder, utilizando como referencia una lente de contacto similar pero sin ablación. Enseguida recuperaremos el frente de onda aberrado, para poder obtener el perfil de ablación que nos permitirá caracterizar el desempeño de nuevas superficies, para lo cual, necesitamos aplicar técnicas de recuperación de la fase. En este trabajo utilizaremos un método de interpolación que proporciona un análisis de los patrones estáticos de franjas, además, mediante este método podemos obtener la PSF y MTF de cada perfil de ablación analizado. Finalmente, se presentarán los resultados preliminares del desempeño óptico correspondiente.

ABSTRACT

In ophthalmology, the laser excimer corneal surface ablation used to correct the refractive eye defects, such as astigmatism, myopia, hyperopia and, more recently, presbyopia is known as refractive surgery. Typically, the characterization of the corresponding technique, as well as the laser accuracy, is performed by analyzing standard ablation profiles made on PMMA (polymethylmethacrylate) plates. To perform this characterization, in this work we propose the use of hard contact lenses, with dimensions similar to that of the human cornea. The advantage of this procedure is to we can be obtained the wavefront aberrations temporarily invariant. First, we want demonstrate qualitatively, that different ablations produced different fringes patterns, implying different focal shift. The interferometric analysis of the ablation profile obtained with refractive surgery, applied directly on a hard contact lens, will be performed by a Mach-Zehnder interferometer type using as reference a similar lens but with no ablation. Immediately, we recovered the wavefront aberrations to qualify the ablation profile, allowing us to characterize the performance of new surfaces, for which we need to apply techniques of phase recovery. In this work we use an interpolation method that provides a static analysis of fringes patterns, moreover, under this method we can obtain the PSF and MTF of each ablation profile analyzed. Finally, we present the preliminary results of the corresponding optical performance.

AGRADECIMIENTOS

Durante estos últimos tres años y tres meses que ha durado mi maestría en ciencias en la especialidad de óptica, he trabajado con muchos investigadores, técnicos, amigos y compañeros, y es aquí donde a hora, tengo la singular buena fortuna, de compartir con todos ustedes lo mejor de todo lo que hasta el momento he desarrollado y aprendido, y me siento realmente agradecido y animado por esta oportunidad. Es así que de una manera muy especial quiero agradecer la ayuda, ánimos, convivencia y colaboración de mis padres Flor y Gregorio de mi hermano Elías y de mi novia Raquel, y a la memoria de mis seres queridos, de quienes en vida recibí siempre todo su apoyo y comprensión.

Gracias infinitas a mis asesores; la Doctora Estela López Olazagasti y el Doctor Eduardo Tepichin Rodríguez por su ayuda y asesoría en la solución de los problemas aquí expuestos.

Agradezco a los Doctores: Dr. Marco Antonio Rosales Medina, Dr. Julián David Sánchez de la Llave y al Dr. Sergio Vázquez y Montiel, por fungir como sinodales de este trabajo, así como por sus valiosos comentarios y sugerencias.

Un agradecimiento a los técnicos Miguel Arroyo Hernández, José Gustavo Ramírez Zavaleta, Alejandro Landa Landa y Jorge Mario Ibarra Galitzia, por la asistencia brindada en el desarrollo de este trabajo.

Gracias Infinitas a todo el personal de la coordinación docente, por su gran paciencia y disponibilidad en la realización de los trámites administrativos. Haciendo énfasis en el trato amable de Martha Olmos y todo su equipo de trabajo.

Gracias a las secretarias de la coordinación de óptica por toda su ayuda y amistad, Paty Sanpedro, Eicela Huepa y Karina Mata.

Agradezco de igual manera al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, CONACYT, y a sus autoridades, por la beca que se me otorgo para estudiar la maestría en ciencias en la especialidad de óptica, sin la cual, difícilmente hubiera logrado este objetivo.

Doy las gracias al Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, INAOE, por la excelente formación que me ofreció, implícito aquí esta mi mas profundo agradecimiento, a todos mis profesores dentro de este instituto y a los funcionarios que lo rigen. Con un agradecimiento particular, al Doctor Roberto Murphy Arteaga, por su amabilidad y justa disposición de apoyo, para concluir esta etapa de maestría en ciencias en la especialidad de óptica.

Por ultimo lo más importante, agradezco a Dios el permitirme concluir esta etapa, en mi formación académica.

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a las personas más importantes en mi vida

A mis padres.

A mi hermano.

A mi novia.

A la memoria de mi abuela Hermelinda González Márquez[†] y de mi abuelo Rafael Rodríguez Campos[†], quienes seguramente estarían muy orgullosos.

Dedico también este trabajo a la memoria de una persona muy especial que fue; mi mamá y mi abuela: Luisa Barragán Salas[†], quien seguramente estaría celebrando conmigo.

Y una vez más, para todos aquellos quienes creyeron o creen que algún día sería o seré algo en esta vida.

INDICE

CAPÍTULO 1 INTRODUCCIÓN GENERAL.....	1
CAPÍTULO 2 EL OJO COMO SISTEMA ÓPTICO FORMADOR DE IMAGEN.....	6
2.1 EL OJO HUMANO.....	6
2.1.1 Componentes Anatómicas del Ojo.....	6
2.1.1.1 Córnea.....	8
2.1.1.2 Cristalino.....	10
2.1.1.3 Retina.....	11
2.2 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA ÓPTICO DEL OJO....	12
2.3 DEFECTOS DE REFRACCIÓN DEL OJO.....	14
2.3.1 Astigmatismo.....	15
2.3.2 Miopía.....	17
2.3.3 Hipermetropía.....	18
2.3.4 Presbicia.....	20
CAPITULO 3 CIRUGÍA REFRACTIVA.....	23
3.1 CARACTERÍSTICAS DEL PERFIL DE ABLACIÓN CORNEAL REALIZADO MEDIANTE UN LASER EXCÍMER	24

3.1.1 Características de un Láser Excímer.....	24
3.1.1.1 Longitud de Onda.....	26
3.1.1.2 Energía por pulso, flujo o densidad de energía.....	26
3.1.1.3 Homogeneidad del Haz Láser y frecuencia de los pulsos.....	27
3.2 REALIZACIÓN DE LAS TÉCNICAS DE ABLACIÓN.....	27
CAPÍTULO 4 CONCEPTOS BÁSICOS DE INTERFEROMETRÍA.....	29
4.1 CONDICIONES PARA LA INTERFERENCIA.....	29
4.1.1 Interferencia de dos ondas planas.....	34
4.1.2 Interferencia de una onda plana y una onda esférica.....	35
4.1.3 Interferencia de dos ondas esféricas.....	37
4.2 INTERFERENCIA POR DIVISIÓN DE AMPLITUD.....	41
4.3 TIPOS Y LOCALIZACIÓN DE LAS FRANJAS DE INTERFERENCIA.....	44
4.4 PROPIEDADES Y CARACTERÍSTICAS DEL INTERFERÓMETRO MACH-ZEHNDER.....	45

CAPÍTULO 5 MÉTODOS DE MEDICIÓN DIRECTA DE FASE.....	48
5.1 MÉTODOS TEMPORALES.....	48
5.1.1 Corrimiento de Fase.....	49
5.2 MÉTODOS ESPACIALES.....	51
5.2.1 Método de la Transformada de Fourier.....	52
5.3 MÉTODOS DE INTERPOLACIÓN.....	54
CAPÍTULO 6 CARACTERIZACIÓN DEL PERFIL DE ABLACIÓN REALIZADO SOBRE LENTES DE CONTACTO DURAS.....	57
6.1 ABLACIÓN SOBRE LENTES DE CONTACTO.....	58
6.2 ANÁLISIS INTERFEROMÉTRICO.....	60
6.2.1 Resultados Experimentales.....	61
6.3 COMPARACIÓN DE RESULTADOS USANDO EL INTERFERÓMETRO COMERCIAL ZYGO.....	65
6.3.1 Descripción del Interferómetro de Fizeau.....	66
6.3.2 Propiedades y Características del Interferómetro de Fizeau.....	68

6.4	RESULTADOS OBTENIDOS MEDIANTE EL INTERFERÓMETRO DE FIZEAU DE LA MARCA ZYGO.....	69
CAPÍTULO 7	RECUPERACIÓN DEL FRENTE DE ONDA A PARTIR DE UN PATRÓN INTERFEROMÉTRICO SINGULAR.....	73
7.1	RESULTADOS NUMÉRICOS.....	73
CAPÍTULO 8	CONCLUSIONES.....	85
CAPÍTULO 9	REFERENCIAS.....	87
CAPÍTULO 10	TRABAJOS PUBLICADOS.....	96
APENCIDE A	LENTE DE CONTACTO.....	98
A.1	LENTE DE CONTACTO RÍGIDAS.....	99
A.1.1	Características Ópticas de Lentes de Contacto.....	100
A.1.2	Lágrima en la Lente.....	101
APENCIDE B	DEFINICIÓN DE FRENTES DE ONDA.....	104
B.1	ONDAS Y FRENTES DE ONDA.....	104
B.1.1	Onda Plana.....	105
B.1.2	Onda Esférica.....	106

PREFACIO

En este trabajo se reporta el análisis interferométrico del perfil de ablación; obtenido con diferentes técnicas de cirugía refractiva, aplicado directamente sobre las lentes de contacto duras. Queremos demostrar cualitativamente, que la ablación de diferentes técnicas, producen diferentes patrones de franjas; lo que implica diferente distancia focal. Estos resultados serán obtenidos por medio de un interferómetro tipo Mach-Zehnder, donde se utilizó como referencia una lente similar sin ablación. Debido al tamaño de cada muestra, es difícil conseguir diferentes patrones de franjas con diferentes factores de fase. Por lo tanto, los métodos típicos de corrimiento de fase no son adecuados en nuestro caso. Para determinar el perfil correspondiente causado por las diferentes técnicas de ablación, se aplicó en este trabajo un método de interpolación; que proporciona un análisis de los patrones estáticos de franjas. Este método de recuperación de fase, nos permite obtener la PSF y MTF relacionadas con cada perfil. La ventaja de este procedimiento es que podemos obtener resultados invariantes en el tiempo, del rendimiento de la superficie aberrada.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN GENERAL

Dentro de los sistemas ópticos formadores de imágenes, quizás el más relevante sea el ojo humano¹⁻⁶. Este sistema se asemeja, desde el punto de vista óptico, a una cámara fotográfica normal; posee un sistema de lentes, un sistema de apertura variable (la pupila) y una retina que equivale a la película. El sistema de lentes del ojo se compone de cuatro interfases, denominadas superficies refractivas. Para nuestro caso, solo describiremos las partes anatómicas más importantes en cuanto al poder de refracción^{7, 8}, considerando al ojo como un sistema óptico formador de imagen. Es decir, este proceso se analiza independiente del cerebro, por lo tanto, el resto de las componentes fisiológicas quedan fuera del alcance de este trabajo.

Dicho sistema óptico puede presentar ciertas alteraciones en sus componentes anatómicas, que evitan o alteran la formación de imágenes en la retina. Estas alteraciones son conocidas con el nombre de ametropías primarias^{1,9-14}; que son errores de refracción, que implican que por razones fisiológicas el ojo sea incapaz de formar una imagen nítida en la retina^{1,14,19}.

Las ametropías primarias que puede presentar el sistema óptico del ojo humano, se traducen en condiciones perfectamente establecidas y se clasifican por sus nombres técnicos en: astigmatismo, miopía, hipermetropía y presbicia^{1, 9-14}. Todos estos errores refractivos que afectan el funcionamiento del ojo, serán descritos en uno de los capítulos de esta tesis. Además, describiremos brevemente la forma de corregir estos defectos mediante el uso de lentes esféricas externas^{1, 20-23}.

Por otro lado, uno de los procedimientos médicos para modificar la forma en que la luz refracta en el ojo humano, es la cirugía refractiva²⁴⁻²⁶. Los defectos refractivos que este proceso corrige son: astigmatismo, miopía, hipermetropía y recientemente presbicia. En este proceso quirúrgico se utiliza un láser excímer²⁷, el cual realiza una ablación en la superficie exterior de la córnea que modifica su forma y permite la corrección del defecto refractivo. Por tal motivo, caracterizar el funcionamiento del láser excímer es de gran importancia. Típicamente, la caracterización de un láser excímer para la realización del perfil de ablación se realiza en superficies o placas de PMMA²⁸⁻³⁰ (polimetilmetacrilato), mismas que no necesariamente se ajustan a las dimensiones de la córnea humana. Específicamente, dicho perfil de ablación no está completamente caracterizado, debido al funcionamiento dinámico que presenta el ojo humano, es decir su dependencia intrínseca respecto al tiempo. En otras palabras, las aberraciones oculares varían típicamente a lo largo del día. Por lo cual, es preciso idear alguna técnica que nos ayude a caracterizar el perfil de ablación corneal, que además, omita su dependencia temporal. Por ello proponemos la utilización de lentes de contacto duras, cuya superficie anterior simula en primera aproximación el perfil corneal.

Por lo tanto el objetivo general en este trabajo es analizar el perfil de ablación realizado sobre lentes de contacto duras, las cuales presentan dimensiones similares a las de la córnea humana. La ventaja de este procedimiento, es que podemos caracterizar dicho perfil de ablación de manera independiente y con ello, obtener resultados de las aberraciones y del frente de onda temporalmente invariantes.

Para lograr este objetivo, el primer paso consiste en analizar visualmente el perfil de ablación realizado sobre lentes de contacto duras. Para ello, recurrimos a una inspección microscópica que garantiza la presencia del perfil de ablación sobre la lente de contacto dura. Una vez

verificada la presencia de la ablación, se procederá a analizar dicha ablación interferométricamente.

Por esta razón, el segundo objetivo específico es analizar mediante pruebas interferométricas diferentes perfiles de ablación, para que a partir de patrones de franjas recuperemos información del perfil resultante.

Una vez obtenidos los resultados interferométricos, el siguiente paso es tratar de recuperar el frente de onda mediante técnicas de recuperación de fase. Lo cual representa el tercer y último objetivo específico de esta tesis.

Para poder describir nuestros resultados correctamente, la tesis se estructura de la siguiente manera.

En el capítulo dos se abordará el tema del ojo humano¹⁻⁶, describiendo las partes anatómicas más importantes, en cuanto al poder de refracción, considerando al ojo como un sistema óptico formador de imagen; independiente del cerebro. El resto de las componentes fisiológicas solo se mencionaran como partes constitutivas del ojo, en el proceso de formación de imágenes en la retina, por lo cual quedan fuera del alcance de este trabajo. Describiremos las alteraciones anatómicas que evitan la formación de imágenes nítidas en la retina y su compensación mediante el uso de lentes esféricas externas^{1, 20-23}.

En el capítulo tres, especificamos que los defectos de refracción del globo ocular pueden ser tratados mediante métodos alternativos, como es la aplicación de cirugía refractiva²⁴⁻²⁶, con la cual obtenemos una agudeza visual normal³¹⁻³³. Por otro lado, explicamos detalladamente el funcionamiento del láser excímer²⁷, el cual nos permite modificar el poder de refracción de la córnea, mediante una fotoablación de las capas

superficiales de la estroma, y compensar las ametropías primarias del ojo humano^{1, 9-14}.

En el capítulo cuatro, se presenta un breve análisis de los conceptos básicos del fenómeno de interferencia y la propagación de las ondas^{1-2,34-37}. A sí mismo, de entre la multitud de sistemas ópticos que producen interferencia, describiremos el interferómetro que utilizaremos.

En el capítulo cinco presentamos un estudio de algunos métodos de recuperación de fase³⁸⁻⁵⁹. Además, incluimos un método de interpolación⁵⁶⁻⁵⁹ mediante el cual podremos recuperar información del frente de onda, de nuestros patrones interferométricos singulares

En el capítulo seis se presentan los resultados experimentales de la caracterización interferométrica del perfil de ablación⁶⁰. Se demuestra cualitativamente que diferentes ablaciones producen diferentes patrones de franjas lo que implica diferente distancia focal⁶⁰. Estos resultados fueron obtenidos, tanto por medio de un interferómetro tipo Mach-Zehnder², como por medio de un interferómetro comercial de Fizeau⁶¹⁻⁶² de la marca ZYGO, donde se utilizó como referencia una lente de contacto similar pero sin ablación. Lo relevante de estos métodos fue la obtención de patrones interferométricos análogos en ambos casos. Por lo cual, los resultados conseguidos son satisfactorios.

En el capítulo siete, presentamos la aplicación del método de interpolación⁵⁶⁻⁵⁹, el cual se explicó de manera más detallada en el capítulo cinco. Este método nos proporciona un análisis estático de los patrones secundarios de franjas, recuperando información del frente de onda. Además del frente de onda, podemos obtener otros parámetros de rendimiento equivalentes al sistema formador de imagen, mediante la Función de Punto Extendido (PSF) y la magnitud de la Función de Transferencia Óptica (OTF) coherentes, la cual es conocida como Función

de Transferencia de Modulación (MTF) ⁶³⁻⁶⁴. La ventaja de este procedimiento, es que podemos obtener un primer resultado invariante en el tiempo del rendimiento de la superficie aberrada.

Finalmente, se concluye en el capítulo ocho, con algunas consideraciones generales derivadas del análisis y de los resultados obtenidos de este trabajo.

CAPÍTULO 2

EL OJO COMO SISTEMA ÓPTICO FORMADOR DE IMAGEN

2.1 EL OJO HUMANO

La admirable capacidad de captar las formas, colores, luces y tamaños de todo lo que nos rodea, se logra mediante el sentido de la vista. Estas sensaciones llegan a través de un sistema óptico y fisiológico muy complejo llamado ojo humano¹⁻⁶. En un esquema muy simplificado se le puede considerar como un sistema de lentes positivas, que forman una imagen real en una superficie sensible a la luz, y a partir de aquí, mediante células receptoras se transmiten al cerebro. Al igual que los instrumentos ópticos diseñados por el hombre, el ojo humano también tiene sus limitaciones. Quizás la diferencia más notable entre los diferentes instrumentos ópticos formadores de imágenes y el ojo humano sea que el mecanismo de visión es adaptivo, y es precisamente por la pérdida o envejecimiento de estos mecanismos de adaptación que se van presentando las diferentes ametropías^{1, 9-14} en el ser humano.

En el presente capítulo abordaremos el tema del ojo humano¹⁻⁶ como un sistema óptico natural, que permite formar imágenes de los objetos que observamos, sobre la superficie interna del ojo, en una zona denominada retina^{1,14-19}, la cual es sensible a la luz.

2.1.1 Componentes anatómicas del Ojo

Exteriormente, nuestro ojo es una estructura esférica de aproximadamente 24 mm de diámetro⁶⁵ con un marcado abombamiento sobre su superficie anterior. El ojo humano, es un órgano compuesto por

varias partes, cada una de las cuales tiene su función específica. La figura 2.1 muestra los elementos anatómicos básicos que lo conforman. Para nuestro caso, solo describiremos las partes anatómicas más importantes, en cuanto al poder de refracción^{7, 8}, considerando al ojo como un sistema óptico formador de imagen. Es decir, este proceso se analiza independiente del cerebro. El resto de las componentes fisiológicas quedan fuera del alcance de este trabajo.

El ojo humano está formado por tres capas⁶⁵⁻⁶⁷: esclerótica, coroides y retina. La esclerótica⁶⁵ es la capa más externa, es dura y da forma al ojo, cubre unos cinco sextos de la superficie ocular y se prolonga en la parte anterior con la córnea transparente^{1, 65-67}, la cual puede ser atravesada por la luz.

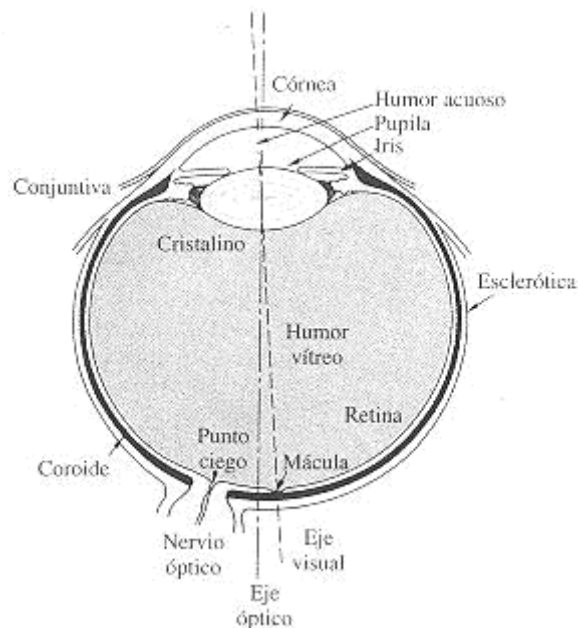


Figura 2.1 Esquema anatómico del ojo humano².

La capa media o úvea tiene a su vez tres partes diferenciadas. La coroides⁶⁵⁻⁶⁷, la cual es muy vascularizada, reviste las tres quintas partes posteriores del globo ocular, está formada por tejido conjuntivo, contiene

vasos sanguíneos que nutren el ojo. El cuerpo ciliar⁶⁵⁻⁶⁷, formado por los procesos ciliares. Y el iris⁶⁵, que se extiende por la parte frontal del ojo.

2.1.1.1 Córnea

En el frente del globo ocular se encuentra una membrana transparente que produce cambios en la dirección de los rayos, denominada córnea⁶⁵⁻⁶⁷. La córnea es una membrana resistente, compuesta por cinco capas, La más externa es el epitelio corneal, compuesto por epitelio pluriestratificado (varias capas) no queratinizado con gran potencial regenerativo, la media es el estroma (la capa más ancha de las tres) y la más interna es un endotelio, por lo tanto monoestratificado (una sola capa). Posee dos membranas que separan el estroma de las otras dos capas corneales. Son la membrana de Descemet, que separa el estroma del endotelio o capa más interna y la membrana de Bowman, que separa el estroma del epitelio pluriestratificado. Finalmente, el orden en el que se presentan dichas capas es el siguiente:

- 1-Epitelio Anterior.
- 2-Membrana de Bowman.
- 3-Estroma: tejido propio conjuntivo.
- 4-Membrana de Descemet.
- 5-Endotelio.

La córnea⁶⁵⁻⁶⁷, tiene forma de casquete esférico aproximadamente, con un diámetro medio de 11.5 mm; su espesor central es de 0.5 mm y el periférico de 0.8 mm. El radio de curvatura de la córnea es de 7.98 mm, y su índice de refracción es de 1.376, la córnea contribuye con 44 de las 58 dioptrías que tiene el ojo.

Es también uno de los pocos tejidos del cuerpo que no posee irrigación sanguínea alguna (no posee vasos sanguíneos), pero sí está inervado (tiene sensibilidad), ya que es la porción anatómica del cuerpo humano que posee más terminaciones nerviosas sensoriales. Se nutre de la lágrima y del humor acuoso.

Una de las características importantes de la córnea desde el ambiente fisiológico, es la reparación corneal, la cual, consiste en un proceso de regeneración, en caso de una leve lesión.

La córnea⁶⁵⁻⁶⁷ posee propiedades ópticas significativas de refracción, ya que el 80% del poder refractivo del ojo se sitúa precisamente en la superficie de la córnea^{1, 69}, es decir, esto representa cerca de 2/3 de la capacidad de enfoque del ojo. La córnea es convexa-cóncava con aproximadamente 48 dioptrías en la cara anterior y 4 o 5 dioptrías en la posterior, lo que hace que la córnea como ya se menciono, tenga una potencia de aproximadamente 44 dioptrías. Es por esta razón, que nuestro principal interés, radica en la superficie de la córnea.

Algunos otros componentes anatómicos que rodean la córnea, son por ejemplo el humor acuoso⁶⁵⁻⁶⁶. El cual, es un líquido claro que fluye por la cámara anterior (entre la córnea y el iris) y la cámara posterior (entre iris y cristalino), y no afecta drásticamente el grado de convergencia de los rayos de luz que pasan por él. Su producción es constante siendo un aporte importante de nutrientes y oxígeno para la córnea. También tiene la función de mantener su presión constante, lo que ayuda a conservar la convexidad original de la córnea. El humor acuoso tiene un índice de refracción 1.34, similar al del agua.

Por otro lado, el iris⁶⁵⁻⁶⁷ se sitúa detrás de la córnea, y es precisamente la porción circular del tejido pigmentado que le da su color

al ojo, esta estructura pigmentada suspendida entre la córnea y el cristalino¹, tiene una abertura circular en el centro, la pupila, que es un orificio situado en la parte central del iris para el paso de la luz. Se trata de una abertura dilatable y contráctil de color negro con la función de regular la iluminación que le llega a la retina, en la parte posterior del ojo. El tamaño de la pupila está controlado por dos músculos: el esfínter de la pupila que la cierra y el dilatador de la pupila que la abre.

2.1.1.2 Cristalino

Por su parte, el cristalino^{1, 65-67}, es un componente del ojo con forma de lente biconvexa que está situado tras el iris y delante del humor vítreo. Su propósito principal consiste en permitir enfocar objetos situados a diferentes distancias, como se aprecia en la figura 2.2. Este objetivo se consigue mediante un aumento de su curvatura y de su espesor, proceso que se denomina acomodación. El cristalino se caracteriza por su alta concentración en proteínas, que le confieren un índice de refracción más elevado que los fluidos que lo rodean, el cual varía en la orilla de 1.386 y en la parte central de 1.406. Este hecho es el que le otorga su capacidad para refractar la luz, ayudando a la córnea a formar las imágenes sobre la retina.

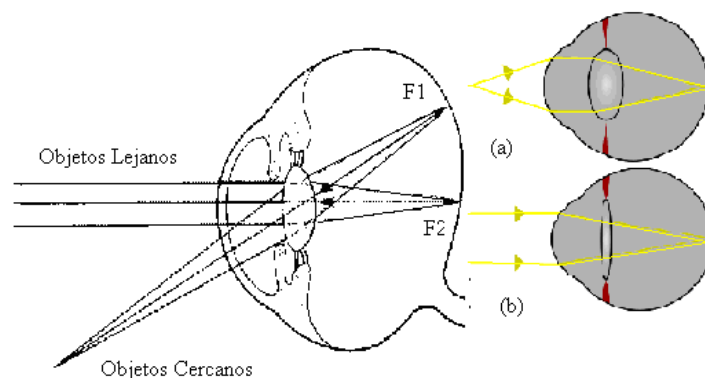


Figura 2.2 Proceso de acomodación del cristalino⁶⁷. a) Objeto Cercano, b) Objeto Distante.

A medida que la edad del sujeto aumenta, el cristalino va perdiendo progresivamente su capacidad para acomodar. Este fenómeno se conoce como presbicia o vista cansada⁶⁸⁻⁷⁴ y sus causas no son claras, aunque opinan que se deben al envejecimiento de los músculos ciliares. Afecta a la totalidad de la población desde su nacimiento, y se hace evidente a partir de los cuarenta años, exigiendo el uso de gafas para enfocar objetos cercanos. La principal dolencia que afecta al cristalino son las cataratas. Por este nombre se conoce a cualquier pérdida de transparencia del mismo que afecte a la visión. Sus causas son diversas y cuando se encuentran en un estado avanzado requieren de una operación quirúrgica.

Continuando con el resto de la componentes anatómicas y fisiológicas del ojo, tenemos al humor vítreo⁶⁵⁻⁶⁶, el cual es un líquido gelatinoso y transparente que rellena el espacio comprendido entre la retina y el cristalino (cumple la función de amortiguar ante posibles traumas), más denso que el humor acuoso, el cual como ya se menciono se encuentra en el espacio existente entre el cristalino y la córnea. Está compuesto en un 99.98% por agua (el resto consiste en cantidades menores de cloro, sodio, glucosa y potasio). La cantidad de proteínas del humor vítreo es aproximadamente una centésima parte de la de la sangre. El humor vítreo igual que el humor acuoso proveen los elementos necesarios para el metabolismo de los tejidos avasculares como la córnea y el cristalino. Ambos junto a la córnea y el humor acuoso constituyen los 4 medios transparentes del ojo.

2.1.1.3 Retina

Finalmente, la retina^{1, 14-19}, es la túnica delgada de múltiples capas que se encuentra en la parte posterior del ojo y funciona como una pantalla sobre la cual la córnea y el cristalino proyectan imágenes.

Dos tipos de receptores visuales hay en la retina: los conos y los bastones, cuya función es traducir las imágenes en impulsos nerviosos que se envían al cerebro.

Dentro de la retina existe una pequeña depresión llamada fovea⁷⁵, esta área de la retina, es donde se enfocan los rayos luminosos y se encuentra especialmente capacitada para la visión aguda y detallada.

2.2 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA ÓPTICO DEL OJO

De acuerdo con la descripción presentada en la sección anterior, podemos considerar que el sistema óptico del ojo^{1, 76} se puede representar como una combinación de lentes (cornea y cristalino) que enfocan en la retina los rayos que salen divergentes de un objeto. En la figura 2.3 esquematizamos de manera muy general, el funcionamiento del ojo humano, como un sistema formador de imagen.

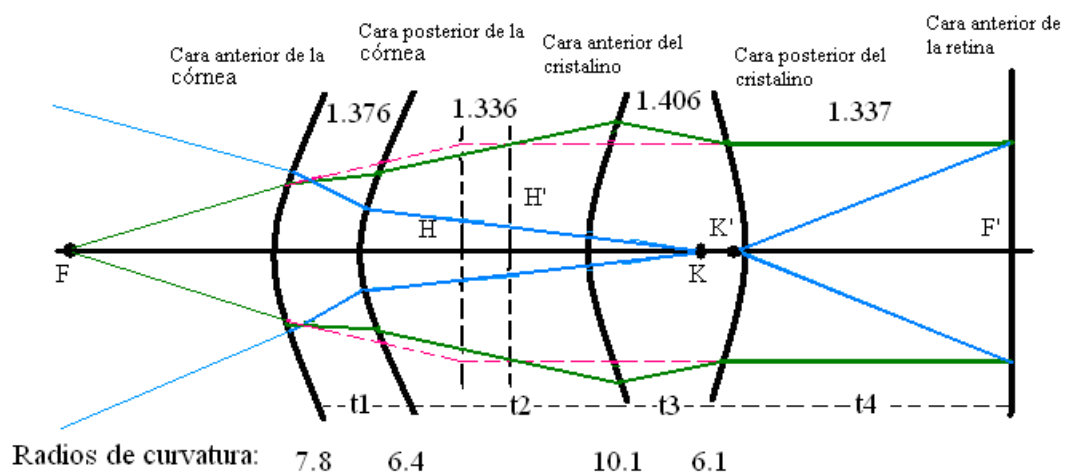


Figura 2.3 Esquema del funcionamiento del ojo humano⁷⁷.

Para entender completamente el funcionamiento del sistema óptico del ojo humano es necesario describirlo con más detalle. Para ello, es preciso realizar una representación de este sistema óptico, definiendo los llamados puntos cardinales, así como el eje óptico y el eje de visual. Los cuales se especifican a continuación.

Plano principal: Es un plano imaginario definido por la intersección de las prolongaciones de los rayos incidentes y los rayos refractados finales.

Puntos principales: Es el punto donde se interceptan el plano principal con el eje óptico.

Puntos nodales: Son dos puntos axiales tal que un rayo dirigido al primer punto nodal que forma un ángulo θ con el eje óptico, y sale del sistema pasando real o virtualmente por el segundo punto nodal paralelo a su dirección original, cuando el sistema es limitado en ambos lados por el aire el punto nodal es el mismo que el punto principal.

Plano Nodal: Es el plano perpendicular al eje óptico que pasa a través de los puntos nodales.

El eje óptico: Es una línea imaginaria que une los centros de curvatura de una lente simple y es perpendicular a esta, sobre dicho eje se localizan los planos principales, los puntos nodales y los puntos focales.

Eje visual: Es la línea imaginaria que pasa por el centro de la pupila a la región de la fovea a través de los puntos nodales K, K'. Dicho eje de visión subtiende un ángulo de 5 minutos de arco respecto al eje óptico.

Foco: Es el punto de convergencia de los rayos luminosos, cuando estos llegan a la lente de un haz de rayos paralelos entre sí y al eje óptico, y se miden a partir de los planos principales.

Vértice: Es un punto sobre la superficie refractora, en el centro de su abertura libre. Esta abertura se supone de forma circular.

F y F', focos principales.

K y K' puntos nodales.

H y H' planos principales.

La figura 2.3 representa el esquema del ojo teórico⁷⁷. Donde se puede observar que los planos principales (H, H'), localizados detrás de la córnea, igualmente que los puntos nodales (K, K') detrás de la córnea. El primer punto focal esta fuera del ojo, el segundo está por supuesto en la retina, medidos a partir de los planos principales.

2.3 DEFECTOS DE REFRACCIÓN DEL OJO

Cuando un ojo, en su estado de reposo, ve enfocados los objetos situados en el infinito se le denomina ojo emétrope⁷⁸. Esto significa que un ojo es emétrope cuando el plano conjugado de la retina esta en el infinito, y se denominara amétrope en todos los demás casos⁷⁸. Estas anomalías reciben el nombre de ametropías y las más frecuentes son: Astigmatismo, Miopía, Hipermetropía y Presbicia, en esta sección trataremos las diferentes ametropías que afectan el funcionamiento refractivo del ojo y la forma de corregir estos defectos mediante el uso de lentes esféricas externas^{1, 20-23}.

2.3.1 Astigmatismo

En oftalmología, el astigmatismo^{1,79-84} es un estado ocular que proviene de un problema en la curvatura de la córnea, lo que impide el enfoque claro de los objetos tanto lejos como cerca, como se muestra en la figura 2.4.

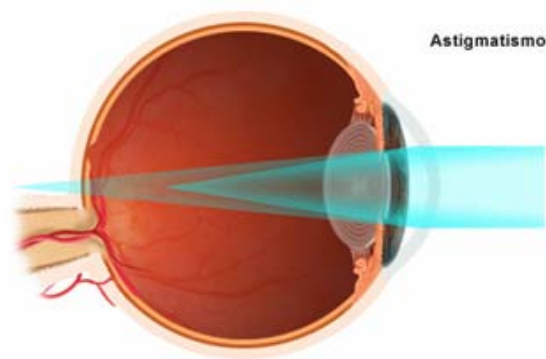


Figura 2.4 Ojo astigmático viendo al infinito⁷⁹.

La córnea, que es aproximadamente esférica, sufre un achatamiento en sus polos, lo cual produce distintos radios de curvatura por lo cual los rayos convergen antes o después de la retina. Específicamente en la córnea, la imagen que se obtiene es poco nítida y distorsionada.

La córnea deformada hace que los rayos de luz se enfoquen en diferentes puntos como se muestra en la figura 2.5. A la región cercana a los focos se le designa con frecuencia con el nombre de conoide de Sturm.

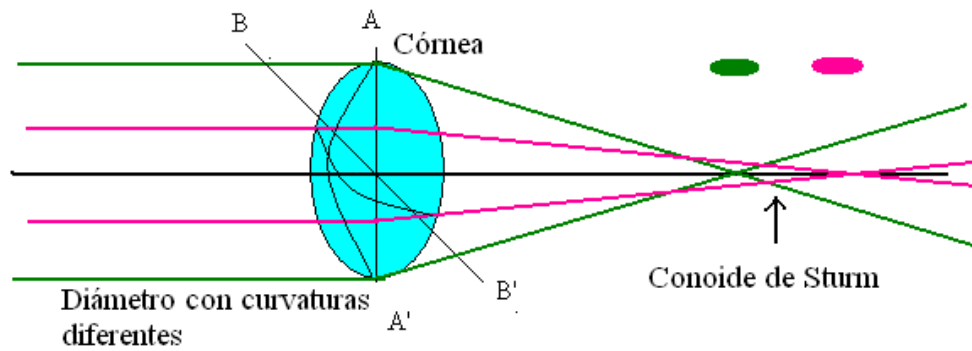


Figura 2.5 Forma de la córnea y refracción de los rayos en un ojo astigmático¹.

Los rayos de luz que entran en el ojo no enfocan en un solo punto, pero en cambio enfocan en dos imágenes lineales a ángulos rectos el uno al otro. El sistema de coordenadas para dichas curvaturas se especifica con las letras mayúsculas; A , A' y B , B' .

Para corregir este defecto se requiere de una lente cuya potencia se incrementa gradualmente de un mínimo en un meridiano a una cantidad máxima en el meridiano fuera de 90° , efecto que es logrado con una lente esferocilíndrica, como se ilustra en la figura 2.6.

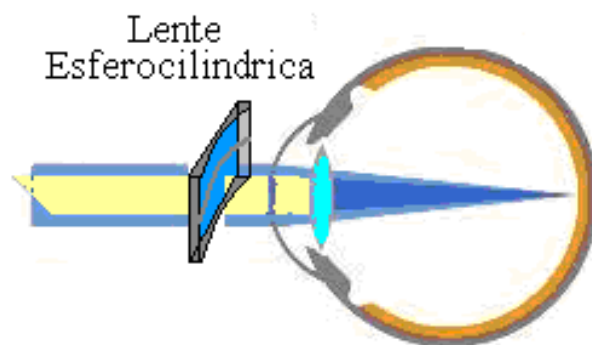


Figura 2.6 Corrección de astigmatismo⁷⁹.

Dicha lente esferocilíndrica restituye, de esta manera, una buena visión de las líneas horizontales y verticales.

2.3.2 Miopía

La miopía^{1, 79-84}, es uno de los defectos refractivos del ojo en el cual los rayos luminosos de objetos distantes se enfocan delante de la retina, de modo que la persona miope, solamente puede ver claramente objetos cercanos. Una persona que sufre de miopía tiene un globo ocular que es más largo desde el frente hacia atrás que el globo ocular de una persona con una visión normal. La diferente longitud del globo ocular provoca que los rayos de luz que entra en el ojo se concentran delante de la retina, la membrana sensorial está en las líneas de los ojos, y no en su superficie. Esto se traduce en visión próxima. En la figura 2.7, ilustramos las características de un ojo miope.

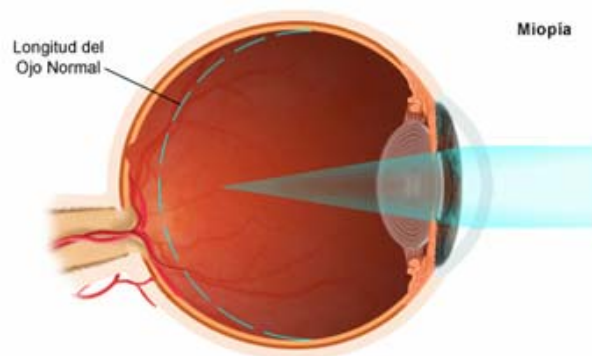


Figura 2.7 Ojo miope viendo al infinito. La imagen se enfoca por delante de la retina⁷⁹.

La miopía se puede corregir con una lente cóncava (negativa) que diverja los rayos, para que formen imágenes relativamente cercanas de los objetos distantes. Las lentes no revierten la condición pero compensan los rayos de luz para enfocarlos sobre la retina como se observa en la figura 2.8.

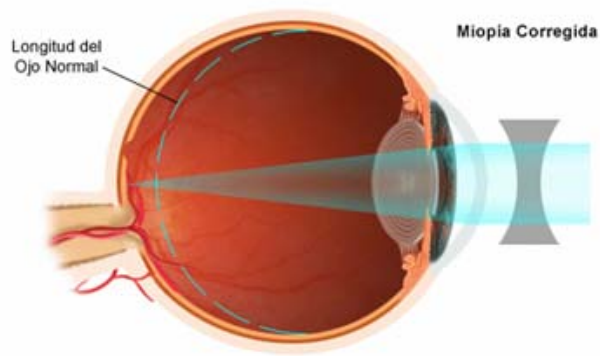


Figura 2.8 Corrección de miopía mediante una lente oftálmica correctora⁷⁹.

2.3.3 Hipermetropía

En oftalmología, la hipermetropía^{1, 79-85} es un trastorno de refracción del ojo con alteración de la visión que produce convergencia de los rayos de luz en un punto detrás de la retina. Se compensa con el uso de lentes convergentes. La persona hipermétrope tiene problemas de visión a distancias cortas, pudiendo ver con mayor claridad a distancias largas. Sin embargo, en una persona hipermétrope la visión de objetos a distancias largas implica un cierto grado de tensión de los músculos ciliares para poder enfocar la imagen correctamente sobre la retina. Por este motivo son frecuentes problemas de vista cansada en hipermétropes de altas dioptrías. Al igual que la miopía, la hipermetropía es, una ametropía, un defecto de la visión caracterizado por la visión borrosa de objetos situados en este caso a cortas distancias. Esquematisado en la figura 2.9.

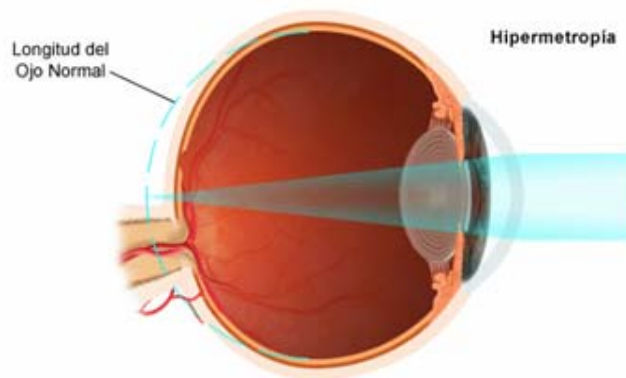


Figura 2.9 Ojo hipermetrope viendo al infinito. La imagen se enfoca por detrás de la retina⁷⁹.

Es decir, la hipermetropía se caracteriza por la dificultad para ver bien objetos cercanos. El ojo no puede enfocar objetos situados más cerca de una determinada distancia denominada punto próximo o punto cercano. En una persona adulta joven sin defectos ópticos el punto cercano se sitúa a 25 cm del ojo. En un hipermetrope el punto cercano se desplaza a mayores distancias. La hipermetropía se compensa mediante una lente convergente capaz de formar imágenes virtuales de objetos cercanos situados en el punto próximo de una persona sana en el punto cercano del ojo, donde éste puede verlos. En la figura 2.10 visualizamos la corrección para dicha ametropía. La misma lente utilizada para compensar la posición del punto próximo compensa simultáneamente la posición del punto remoto (la máxima distancia a la que el ojo puede formar una imagen) permitiendo obtener una vista descansada al contemplar objetos lejanos.

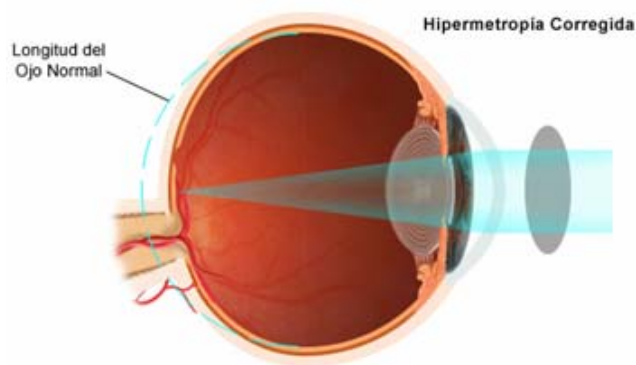


Figura 2.10 Corrección de hipermetropía mediante una lente convergente⁷⁹.

2.3.4 Presbicia

La presbicia, también denominada vista cansada⁶⁸⁻⁷⁴, es un defecto o imperfección de la vista que consiste en la disminución de la capacidad de enfoque del ojo, por lo cual para poder observar claramente los objetos situados cerca, se necesita una modificación de la estructura del cristalino. Por otro lado, es importante hacer notar que en este tipo de ametropía se conserva bien la visión lejana.

La causa de la presbicia es congénita, debido a alteración de los músculos de acomodación también llamados cuerpos ciliares^{77, 84}. Con el paso de los años se reduce la capacidad de adaptación del cristalino (pierde flexibilidad) y aumenta la distancia del ojo a la que se encuentra el punto próximo; Tal y como se ilustra en la figura 2.11.

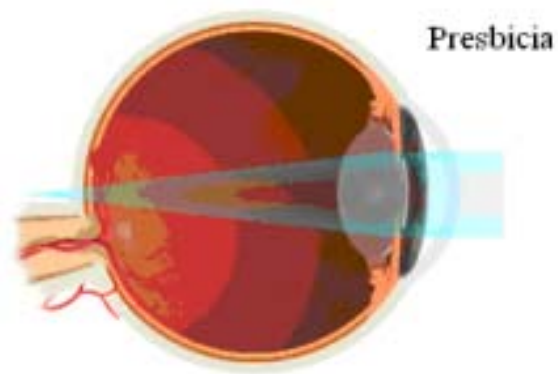


Figura 2.11 ojo présbita viendo al infinito⁷⁹.

Este defecto se corrige con lentes convergentes y bifocales, como se muestra en la figura 2.12.

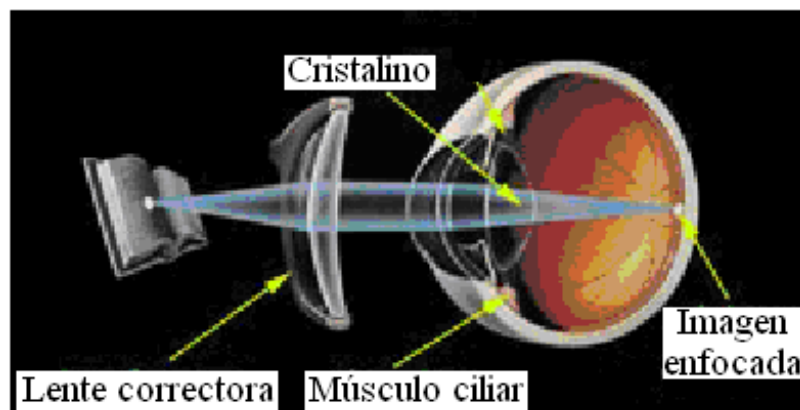


Figura 2.12 Presbicia corregida mediante lente externa⁷⁹.

Otra buena solución son las lentes progresivas. Este tipo de lentes permite una visión nítida a cualquier distancia, simplemente variando la inclinación de la cabeza, sin necesidad de acercarse a lo que quiere ver con visión cercana.

De esta manera, hemos enmarcado la importancia del ojo como un sistema formador de imágenes independiente del cerebro. Se describieron las diferentes componentes anatómicas que lo conforman para la formación de imágenes en la retina. Por otro lado, se presentaron las diferentes ametropías primarias del ojo humano, así como las lentes esféricas externas utilizadas para compensar el tipo de aberración presente.

En el siguiente capítulo se presentarán algunos métodos alternativos para modificar la forma en que la luz se refracta, o se desvía, cuando entra en el ojo. Este proceso, es conocido como cirugía corneal refractiva. Los defectos característicos que pueden corregirse son: miopía, astigmatismo, hipermetropía y presbicia. De igual manera, se hará una revisión sobre las características del láser excímer²⁸, mediante el cual se genera el perfil de ablación obtenido en cirugía refractiva.

CAPÍTULO 3

CIRUGÍA REFRACTIVA

Los defectos de refracción del globo ocular^{1, 9-14} mencionados en el capítulo anterior, como; astigmatismo, miopía, hipermetropía y presbicia, requieren corrección óptica para conseguir una agudeza visual normal³¹⁻³³. Clásicamente, los anteojos y las lentes de contacto, (las cuales describiremos en el Apéndice A) han corregido estos defectos, pero en las últimas décadas se ha desarrollado la cirugía refractiva²⁴⁻²⁶ en un intento de mejorar la calidad de vida de los pacientes. Como ejemplos de ella tenemos la queratectomía radial y/o astigmática y el implante de lentes intraoculares, que representan los avances más significativos en este campo.

En 1983 Trokel describe por primera vez una nueva técnica, la fotoqueratectomía con láser excímer²⁷, que amplía la perspectiva de la cirugía refractiva²⁴⁻²⁶. El láser excímer nos permite modificar el poder de refracción de la córnea mediante una fotoablación de las capas superficiales de la estroma, como se indica en la figura 3.1.

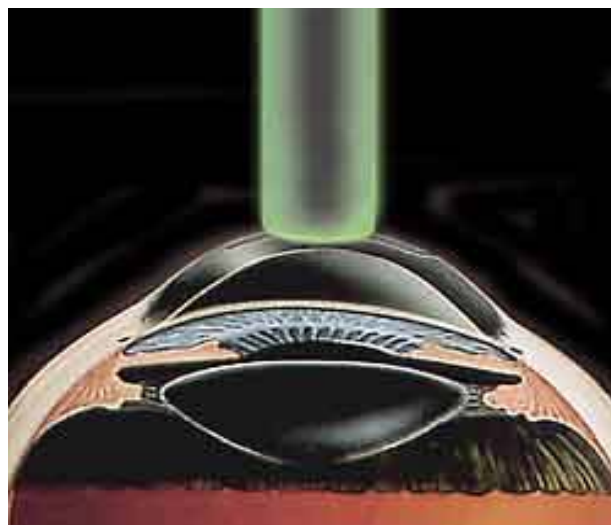


Figura 3.1 Ablación Corneal, por medio de un láser excímer⁸⁵.

Nosotros, estamos particularmente interesados en el estudio de las características del perfil de ablación realizado sobre la superficie externa de la cornea, con la técnica de Fotoqueratectomía Refractiva²⁴⁻²⁶, para ello es necesario conocer con más detalle el proceso que realiza dicha técnica.

3.1 CARACTERÍSTICAS DEL PERFIL DE ABLACIÓN CORNEAL REALIZADO MEDIANTE UN LÁSER EXCÍMER

El láser excímer²⁷ emite luz con longitud de onda de 193 *nm* producida por la excitación de un medio gaseoso formado por argón, flúor y helio en cantidades variables. La emisión de luz entra dentro del espectro ultravioleta y es capaz de romper los enlaces moleculares de los tejidos orgánicos provocando su vaporización (fotoablación). El resultado final es una eliminación de tejido en la zona tratada con ausencia de lesiones en las zonas vecinas, consiguiéndose una superficie mas plana más pronunciada, según sea el problema que se este tratando. La técnica se ha ido desarrollando y perfeccionando durante estos últimos años y, en principio, los resultados del tratamiento de la miopía e hipermetropía, parecen indicar que se trata de una de las técnicas más prometedoras dentro de la cirugía refractiva²⁴⁻²⁶, siendo aceptada por la mayoría de los especialistas.

3.1.1 Características de un láser excímer

El láser excimer²⁶ es un láser en el cual, el medio activo está formado por la mezcla de 3 gases (argón-flúor y helio), que dependen de las transiciones electrónicas en los estados excitados de los gases nobles y halógenos para producir luz ultravioleta de diferentes longitudes de

onda, dependiendo también de la mezcla de gases en la cámara. En función de la proporción en que se encuentren los gases, se obtendrá una u otra longitud de onda. La descarga eléctrica de alta potencia produce un desplazamiento de electrones a órbitas de mayor energía, los átomos excitados forman moléculas inestables del tipo argón-flúor que, al volver a su estado estable, desplazan a los fotones altamente energéticos a longitudes de onda ultravioletas. La estimulación eléctrica necesaria para excitar el gas se produce mediante una luz pulsada.

Independientemente del láser excímer de que se trate, hay ciertas características que permanecen constantes, como el medio activo, el tipo de estimulación eléctrica y la cavidad de resonancia utilizada.

El láser excímer puede realizar ablaciones con notable precisión en los tejidos, debido a pulsos cortos, que producen una longitud de onda altamente absorbida por el tejido. Por lo tanto, el efecto ablativo que produce el láser sobre la superficie de la córnea se obtiene en función de numerosas variables: longitud de onda, duración del pulso, energía por pulso y flujo de energía del haz del láser. En la figura 3.2, se presenta una esquematización de la ablación del láser sobre la superficie corneal, con diferentes perspectivas.

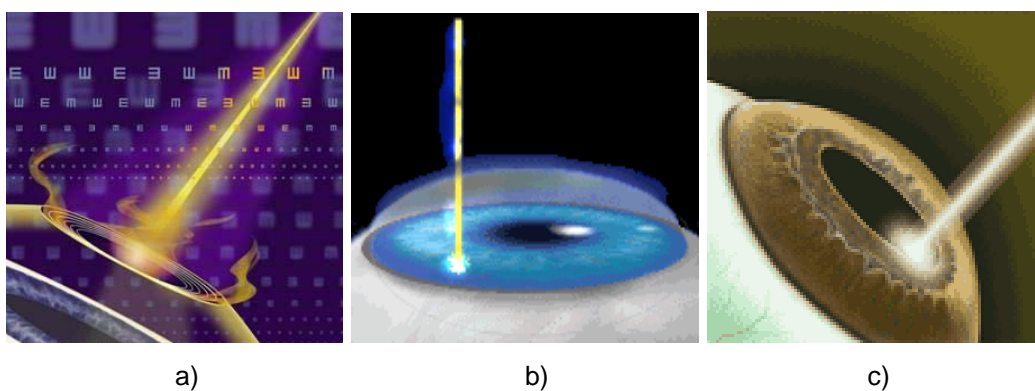


Figura 3.7 Fotoablación del tejido corneal⁸⁶ en: a) Parte central de la córnea, b) Sección lateral izquierda de la córnea, c) Parte inferior de la superficie corneal.

3.1.1.1 Longitud de onda

El láser excimer²⁷ (argón-flúor) emite radiación en la parte final del espectro ultravioleta, con una longitud de onda de 193 *nm*, permitiendo obtener escisiones regulares con el mínimo daño en los tejidos. La radiación es altamente energética y rápidamente absorbida por el aire y los tejidos. La duración del pulso es un factor importante y está determinada por la vida media de la molécula de dimer excitada, así el dimer argón-flúor tiene una duración de 10-20 *ns*. La duración del pulso tiene un papel directo sobre la calidad de la ablación, el desgaste térmico disminuye aumentando la duración del pulso.

3.1.1.2 Energía por pulso, flujo o densidad de energía

Puede variar del orden del 5-10% de un pulso a otro. Esta variación es limitante de la precisión.

Las unidades de la energía por unidad de superficie, se expresa en *mJ/cm²*. El umbral de fotoablación en superficie de la estructura corneal, con una longitud de onda de 193 *nm*, es del orden de 50 *mJ/cm²*. La cantidad de tejido afectado aumenta progresivamente, de forma no lineal, con el flujo, hasta valores cercanos a los 600 *mJ/cm²*. El grado de fotoablación disminuye con la hidratación corneal, es importante que ésta tenga una elasticidad normal para realizar el procedimiento.

3.1.1.3 Homogeneidad del haz láser y frecuencia de los pulsos

Los haces de los láser excimer²⁷ no son perfectamente homogéneos y su frecuencia se expresa en *hercios*. El tiempo de difusión del calor en la córnea es del orden de 1 s, toda repetición superior a una frecuencia de 1 *Hz* no permite al calor evacuarse sin acumularse. Las frecuencias utilizadas son del orden de 5-20 *Hz*, de forma que se obtenga un compromiso entre el aumento de la temperatura, pudiendo entrañar un daño térmico, y la rapidez necesaria de la fotoablación, a fin de minimizar el riesgo de movimientos oculares.

3.2 REALIZACIÓN DE LAS TÉCNICAS DE ABLACIÓN

Como hemos visto, la calidad de la imagen en la retina de los ojos humanos, depende básicamente, en tanto de su distancia focal y sus aberraciones oculares, independientemente de la causa, podemos simplificar el error de refracción del ojo humano (astigmatismo, miopía, hipermetropía y presbicia), mediante un cambio en la longitud focal del sistema ocular. Por lo tanto, el objetivo básico de la cirugía refractiva²⁴⁻²⁶, así como a los demás técnicas⁸⁷⁻⁹⁴, es corregir ese cambio de la distancia focal. Entre las diferentes técnicas de cirugía refractiva²⁴⁻²⁶, estamos interesados en las técnicas de corrección que efectúan una ablación en la superficie externa de la córnea.

La llamada técnica *Ablación de Superficie Avanzada*, por sus siglas en inglés (ASA), puede proporcionar una adecuada corrección de astigmatismo, miopía e hipermetropía. Por otro lado, recientemente, las técnicas de esta categoría de cirugía refractiva se han sofisticado con el objeto de incluir la corrección de presbicia^{31, 68-74}. Estas técnicas de esta

categoría incluyen una variante en el procedimiento sobre la superficie de ablación, y son llamadas *Ablación Pseudoacomodativa de Superficie de Avanzada* por sus siglas en ingles (PASA), dicha técnica, ha sido aplicada exitosamente tanto a pacientes con y sin presbicia^{31,68-74}.

Los resultados visuales conseguidos por la ablación del láser excimer demuestran una gran variabilidad en los mismos. Por lo tanto, es necesario e importante hacer una caracterización, tanto del láser como del resultado de la ablación, en superficies similares a la córnea. Sabemos que típicamente la realización del perfil de ablación se realiza en superficies de PMMA (polimetilmetacrilato), mismas que no necesariamente se ajustan a las dimensiones de la córnea humana. Por ello, en este trabajo proponemos el uso de lentes de contacto duros, con dimensiones similares a las de la córnea humana, para llevar a cabo dicha caracterización. La ventaja de este procedimiento es que podemos obtener resultados invariantes en el tiempo de las aberraciones del frente de onda.

En el capítulo siguiente estudiaremos los conceptos básicos de interferometría, que nos pueden ayudar a realizar un análisis interferométrico del perfil de ablación obtenido con cirugía refractiva; aplicado directamente sobre lentes de contacto duros. Además, revisaremos algún tipo de interferómetro con cualidades particulares para realizar dicho análisis.

CAPÍTULO 4

CONCEPTOS BÁSICOS DE INTERFEROMETRÍA

La interferometría es un método de medición muy preciso y de gran sensibilidad para determinar; variaciones de longitud, espesor de capas, índices de refracción, longitud de onda y, en general, diferencias de camino óptico. En este capítulo se presenta un breve análisis de los conceptos básicos del fenómeno de interferencia. Ya que el propósito de esta tesis es la caracterización interferométrica del perfil de ablación obtenido con cirugía refractiva aplicada directamente sobre lentes de contacto duros⁶⁰. Asimismo, de entre la multitud de sistemas ópticos que producen interferencia, escogeremos un interferómetro tipo Mach-Zehnder², el cual, cuenta con cualidades importantes para examinar nuestras muestras.

4.1 CONDICIONES PARA LA INTERFERENCIA

La interferencia^{1-2,34-37} es un fenómeno que se produce cuando dos ondas luminosas de la misma frecuencia se superponen en el espacio, tal y como se ilustra en la figura 4.2. Además de tener la misma frecuencia, estas ondas deben ser sincrónicas, es decir, que sus diferencias de fase y, por lo tanto, las distancias entre las crestas de ambas ondas permanezcan constantes en el tiempo. Esto prácticamente es posible sólo si la luz de las ondas que se interfieren proviene de la misma fuente luminosa, lo cual se puede lograr dividiendo de alguna manera el haz producido de una misma fuente y, mediante algún dispositivo, hacerlo interferir en un plano posterior.

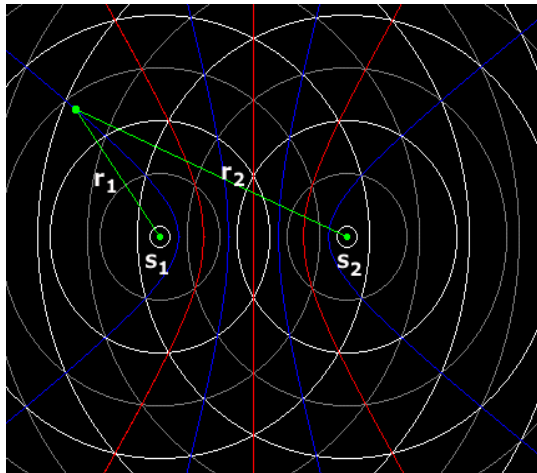


Figura 4.1 Fenómeno de la interferencia entre dos ondas².

De acuerdo con el principio de superposición², la intensidad del campo eléctrico E en un punto en el espacio que proviene de los campos separados E_1, E_2, \dots , de varias fuentes que contribuyen, está dado por la siguiente expresión.

$$\vec{E} = \vec{E}_1 + \vec{E}_2 + \dots \quad (4.1)$$

Sin embargo, con el propósito de simplificar consideremos dos fuentes puntuales S_1 y S_2 emitiendo ondas monocromáticas en un medio homogéneo, (figura 4.2). Cuando dos ondas monocromáticas de la misma frecuencia y amplitud compleja se superponen, el resultado de dicha superposición podemos representarlo mediante la ecuación (4.2).

$$\vec{E} = \vec{E}_1(r) + \vec{E}_2(r). \quad (4.2)$$

Donde, las intensidades de las ondas constitutivas se representan utilizando la siguiente notación.

$$I = \langle E^2 \rangle. \quad (4.3)$$

Lo que se quiere decir por $\langle E^2 \rangle$ es, por supuesto, el promedio en el tiempo de la magnitud de la intensidad del campo eléctrico al cuadrado o $\langle E \cdot E \rangle$. Por consiguiente, el campo eléctrico se puede expresar de la siguiente manera.

$$\vec{E}^2 = \vec{E} \cdot \vec{E}, \quad (4.4)$$

Tomando en cuenta el campo eléctrico total, tenemos

$$\vec{E} = (\vec{E}_1 + \vec{E}_2) \cdot (\vec{E}_1 + \vec{E}_2), \quad (4.5)$$

y por lo tanto

$$\vec{E} = \vec{E}_1^2 + \vec{E}_2^2 + 2\vec{E}_1 \cdot \vec{E}_2. \quad (4.6)$$

Si aplicamos el promedio en el tiempo de ambos lados, la irradiancia queda definida de la siguiente manera.

$$I = I_1 + I_2 + I_{12}. \quad (4.7)$$

Donde, el termino I_{12} es conocido como el *término de interferencia*².

Como hemos visto, la dependencia explicita sobre r a sido omitida por conveniencia, por lo que la intensidad del campo eléctrico puede ser definida de la siguiente forma.

$$\vec{E}_1 = I_1^{1/2} \exp(i\phi_1), \quad (4.8 \text{ a})$$

y

$$\vec{E}_2 = I_2^{1/2} \exp(i\phi_2). \quad (4.8 \text{ b})$$

Finalmente, podemos escribir la ecuación de interferencia producida por dos frentes de onda que son emitidos por una fuente de luz monocromática, expresando la irradiancia total mediante la ecuación (4.9).

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \phi, \quad (4.9)$$

donde ϕ es la diferencia de fase, definida como:

$$\phi = \phi_1 - \phi_2. \quad (4.10)$$

En varios puntos del espacio la irradiancia resultante puede ser mayor, menor o igual a $I_1 + I_2$ dependiendo del valor I_{12} , es decir, dependiendo de ϕ . Un máximo en la irradiancia se obtiene cuando $\cos \phi = 1$, tal que, la intensidad máxima se expresa conforme a la ecuación (4.11).

$$I_{\max} = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2}. \quad (4.11)$$

A hora, cuando $\phi = 0, \pm 2\pi, \pm 4\pi, \dots$ en este caso la diferencia de fase entre las ondas es un múltiplo entero de 2π y las perturbaciones están *en fase*, esto se conoce como *interferencia constructiva total*. Cuando $0 < \cos \phi < 1$ las ondas están *fuera de fase*, es decir, $I_1 + I_2 < I < I_{\max}$ y al resultado se le nombra *interferencia constructiva*.

Por otro lado, cuando $\varphi = \pi/2$, $\cos \varphi = 0$, en este caso, las perturbaciones ópticas están 90° fuera de fase lo que implica que $I = I_1 + I_2$. Luego, para $0 > \cos \varphi > -1$ tendremos la condición de *interferencia destructiva*, esto es, $I_1 + I_2 > I > I_{\min}$.

Por último, el mínimo en la irradiancia resulta cuando las ondas están 180° fuera de fase, es decir, los valles sobre las crestas, lo que obedece a que el $\cos \varphi = -1$, y por lo tanto la intensidad será mínima, esta expresión queda de la siguiente forma

$$I_{\min} = I_1 + I_2 - 2\sqrt{I_1 I_2}. \quad (4.12)$$

Esto por supuesto, ocurre cuando $\phi = \pm\pi, \pm3\pi, \pm5\pi, \dots$, y recibe el nombre de *interferencia destructiva total*.

Los patrones más claros existirán cuando las ondas que interfirieron tengan amplitudes iguales o casi iguales. Las regiones centrales de las *franjas oscuras y claras* corresponden entonces a *interferencia completamente destructiva* o *interferencia constructiva*, respectivamente, dando máximo contraste.

Por lo anteriormente descrito, sabemos que debido a la superposición de dos ondas, podemos obtener un patrón de interferencia, el cual, se puede describir mediante las ecuaciones (4.13), donde la diferencia de fase ($\epsilon_1 - \epsilon_2$) entre las dos fuentes, debe permanecer bastante constante en el tiempo. De tal manera que la máxima irradiancia ocurre cuando

$$(r_1 - r_2) = [2\pi m + (\epsilon_2 - \epsilon_1)] / k, \quad (4.13 a)$$

y por su parte, la mínima irradiancia ocurre cuando

$$(r_1 - r_2) = [\pi(2m + 1) + (\varepsilon_2 - \varepsilon_1)] / k . \quad (4.13 \text{ b})$$

El término $(\varepsilon_2 - \varepsilon_1)$ indica la diferencia de fase, que proviene de combinar una diferencia de longitud de trayectoria y una diferencia de fase inicial. Por su parte, los términos r_1 y r_2 son los radios de los frentes de onda que se superponen en P , es decir, estos especifican las distancias de las fuentes hasta P , como se especifica en la figura 4.2.

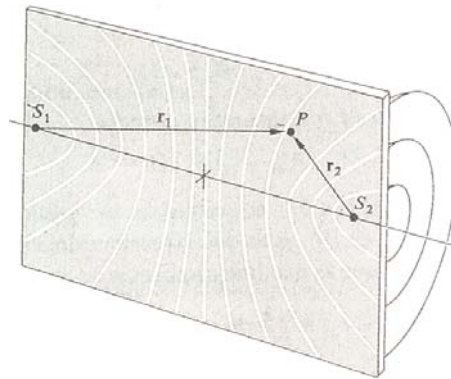


Figura 4.2 Superposición de dos frentes de onda en un punto P del espacio, conteniendo a las fuentes S_1 y S_2 .

4.1.1 Interferencia de dos Ondas Planas

El primer caso especial a considerar, es la interferencia de dos ondas planas, de igual intensidad, polarización y frecuencia^{1-2,34-37}. Una de ellas propagándose en la dirección \mathbf{z} con una intensidad del campo eléctrico $E_1 = I_0^{1/2} \exp(-ikz)$, mientras que la otra onda, incide haciendo un ángulo θ con el eje \mathbf{z} y el plano $x\text{-}z$, de manera que la intensidad del campo eléctrico está dada como $E_2 = I_0^{1/2} \exp[-i(k \cos \theta z + k \sin \theta x)]$, esto se ilustra en la figura 4.3.

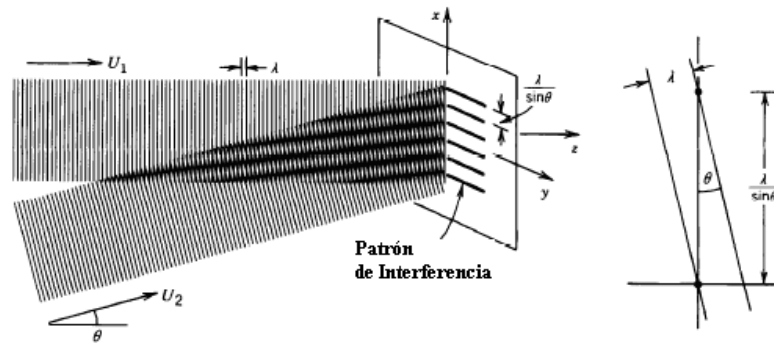


Figura 4.3 Interferencia de dos ondas planas³⁴.

Por simplicidad, el lugar de observación es el plano $z=0$, donde las dos ondas tienen una diferencia de fase $\varphi=kx\text{sen}\theta$, tal que, de la ecuación de interferencia (4.9) la intensidad resultante queda definida como

$$I = 2I_0[1 + \cos(kx\text{sen}\theta)]. \quad (4.22)$$

Especificando que el patrón varía sinusoidalmente con x , con un período definido por la expresión $2\pi/k\text{sen}\theta = \lambda/\text{sen}\theta$.

4.1.2 Interferencia de una Onda Plana y una Onda Esférica

Como segundo ejemplo, consideremos la interferencia entre una onda plana y una onda esférica^{1-2,34-37}, recordando que una vez más las dos ondas tienen la misma frecuencia. La onda plana está a incidencia normal, mientras que la onda esférica, es producida por una fuente en el origen. El plano de observación, está localizado en $z=R$. Luego entonces, la forma del frente de onda en el plano de observación puede ser un cascaron esférico de radio R .

La amplitud compleja de una onda esférica en aproximación paraxial³⁴, en el plano de observación se define de la siguiente manera.

$$\vec{E}(\rho, t) = (A/R)e^{i[\omega t - k(R^2 + \rho^2)^{1/2}]} \approx (A/R)e^{i[\omega t - k(R + \rho^2/2R)]}, \quad (4.14)$$

donde $\rho = (x^2 + y^2)^{1/2}$ y la raíz cuadrada ha sido desarrollada en la segunda expresión. Una hipótesis adicional, es que la amplitud del campo A/R es constante sobre la región de interés. Ya que anteriormente definimos el plano de observación en $z=R$ y el ángulo de incidencia como $\theta=0$. La diferencia de fase entre el plano y la esfera será entonces:

$$\Delta\phi(\rho) \approx \frac{\pi\rho^2}{\lambda R}. \quad (4.15)$$

Y el resultado del patrón de intensidad será

$$I(\rho) = I_0 \left[1 + \cos\left(\frac{\pi\rho^2}{\lambda R}\right) \right]. \quad (4.16)$$

Como resultado obtenemos, un patrón de círculos concéntricos comprimidos y el espaciamiento entre las franjas radiales decrece conforme incrementamos el radio ρ . Por su parte, la intensidad de las dos ondas es igual en el plano de observación. Este resultado es válido solo cuando ρ es mucho más pequeña que R .

Por otro lado, el radio de la m -ésima franja brillante puede ser encontrado mediante la diferencia de fase, definida como $\Delta\phi=2\pi m$:

$$\rho_m = \sqrt{2mR}, \quad (4.17)$$

donde m es un número entero y además, es el orden de interferencia que se incrementa en relación con el radio. En la figura 4.4 se muestra esquemáticamente esta interferencia, usando estos frentes de onda.

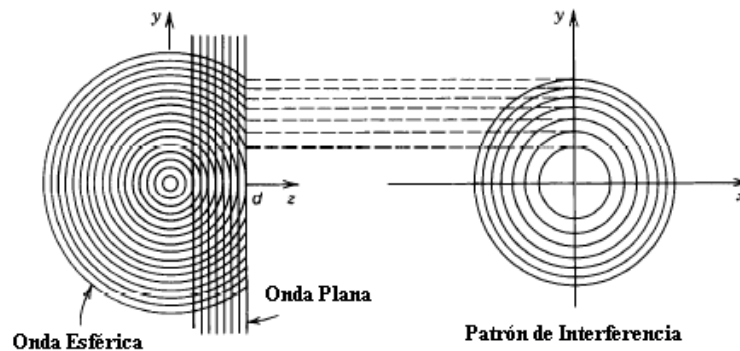


Figura 4.4 Interferencia de una onda plana y una onda esférica, creando un patrón de anillos concéntricos en el plano $z=d$ ³⁷.

4.1.3 Interferencia de dos Ondas Esféricas

El último caso a considerar, es el de la interferencia entre dos ondas esféricas^{1-2,34-37}. Estas ondas presentan una geometría particular, misma que es necesario examinar detenidamente. Los planos de observación del patrón de interferencia serán dos; el primer plano de observación será, el plano perpendicular a los frentes de onda esféricos, como se ilustra en la figura 4.5. Y el segundo plano de observación, será el plano paralelo a dichos frentes de onda esféricos, como se muestra en la figura 4.6. Asumiendo nuevamente que las dos fuentes tienen la misma frecuencia.

Es bien conocido que la onda esférica puede ser representada en aproximación paraxial como

$$E_i(\rho, t) \approx (A/R)e^{i[\omega t - k(R_i + \rho^2/2R_i)]}, \quad (4.18)$$

donde A es la amplitud, R es una distancia determinada, ω es la frecuencia angular, k es el vector de onda $k=2\pi/\lambda$, y $\rho=(x^2+y^2)^{1/2}$. El subíndice i , es específico para cada fuente.

Podemos mostrar que usando la aproximación paraxial, la diferencia de fase $\Delta\phi$, para dos ondas interfiriendo a lo largo del eje z , en un plano de observación perpendicular a la línea que conecta las dos fuentes, esta dada por

$$\Delta\phi = \left(\frac{\pi\rho^2}{\lambda}\right)\left(\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2}\right) + \frac{2\pi d}{\lambda} \approx \frac{2\pi d}{\lambda} - \left(\frac{\pi\rho^2}{\lambda}\right)\left(\frac{d}{R^2}\right), \quad (4.19)$$

donde d es la separación entre las dos fuentes, la cual está definida como $d=R_1-R_2$. Además, hemos realizado la aproximación $R_1R_2\approx R^2$.

La diferencia de fase anterior, representa una serie de anillos concéntricos, con radio igual a $r_m = \sqrt{m\left(\frac{2\lambda R^2}{d}\right)}$; $m=0, 1, 2, 3, \dots$. Existen dos términos en esta diferencia de fase. El primer término es una constante, relativa al corrimiento de fase, debido a la separación de las dos fuentes. Como sabemos, si este término no es un múltiplo de 2π el centro del patrón de franjas no será una franja brillante; por otro lado si el término es un múltiplo de π , el centro del patrón de franjas será una franja oscura. Por otro lado, el segundo término, es un término de fase cuadrática, idéntico en su forma al resultado obtenido de la interferencia de una onda esférica y una onda plana. El patrón resultante, será simétrico alrededor de la línea que conecta las dos fuentes y la apariencia será similar a los anillos de Newton, como se muestra esquemáticamente en la figura 4.5.

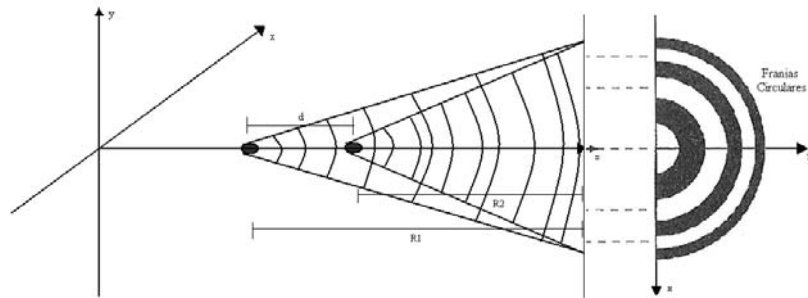


Figura 4.5 Interferencia de dos ondas esféricas sobre un plano perpendicular a la línea que conecta las dos fuentes.

Existe otra posibilidad de analizar el patrón interferométrico, el cual es producido sobre un plano que es paralelo a la línea que conecta las dos fuentes. Es posible evaluar la amplitud compleja, usando la ecuación (4.18) y moviendo el centro de la onda esférica a $\pm d/2$, para las dos fuentes. W_1 es el frente de onda esférico uno y análogamente W_2 es el frente de onda esférico dos, finalmente L es la distancia de las fuentes al plano imagen. Un método equivalente, es comparar los frentes de onda en un plano de observación como el que se muestra esquemáticamente en la figura 4.6.

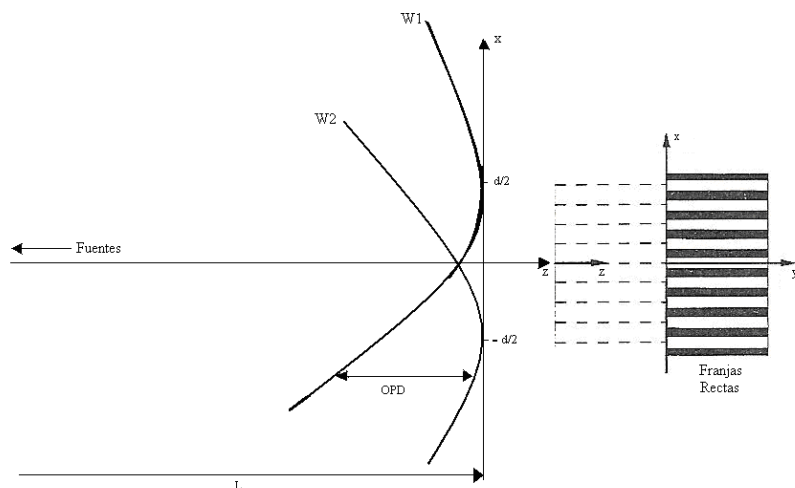


Figura 4.6 Interferencia de dos ondas esféricas sobre un plano paralelo la línea que conecta las dos fuentes.

La diferencia de fase, es relativa a la diferencia de longitud de camino óptico entre la fuente y el punto de observación de las dos ondas. Y esto se conoce como, *diferencia de camino óptico (OPD)*. Se puede demostrar que en este caso la *diferencia de camino óptico (OPD)* entre dos frentes de onda, esta dada mediante la siguiente ecuación⁴³.

$$OPD = OPL_1 - OPL_2 = \left(\frac{\lambda}{2\pi} \right) \Delta\phi, \quad (4.20)$$

$$\Delta\phi = \left(\frac{2\pi}{\lambda} \right) OPD. \quad (4.21)$$

Luego entonces, la *OPD* entre dos frentes de onda se defino como

$$OPD(x, y) = \frac{[(x + d/2)^2 + y^2]}{2L} - \frac{[(x - d/2)^2 + y^2]}{2L}. \quad (4.22)$$

Donde, hemos asumido la aproximación cuadrática, para el frente de onda y L es la distancia tomada desde las fuentes al plano de observación. Entonces, después de una simplificación matemática, reordenando términos, la *OPD* y la diferencia de fase $\Delta\phi$, pueden ser escritas como

$$OPD(x, y) = \frac{xd}{L}, \quad (4.23)$$

y

$$\Delta\phi(x, y) = \frac{2\pi xd}{\lambda L}. \quad (4.24)$$

El espaciamiento en el patrón de franjas rectas, esquematizado en la figura 4.6, es producido en un plano paralelo al eje y . El período en el patrón de las franjas es $\lambda L/d$.

4.2 INTERFERENCIA POR DIVISIÓN DE AMPLITUD

Para nuestro caso en particular, estamos interesados en los interferómetros que pertenecen a la familia de los denominados, interferómetros de división de amplitud¹, los cuales, son una forma alternativa de producir interferencia entre dos frentes de onda. Esta forma de originar un patrón interferométrico, consiste en reflejar parcialmente una parte del frente de onda y transmitir el resto, mediante algún dispositivo óptico propio para este trabajo. Por lo que, este método recibe el nombre de interferómetros de división de amplitud. El ejemplo más sencillo, es el de una lámina plano paralela iluminada por una onda plana, como se ilustra en la siguiente figura 4.7.

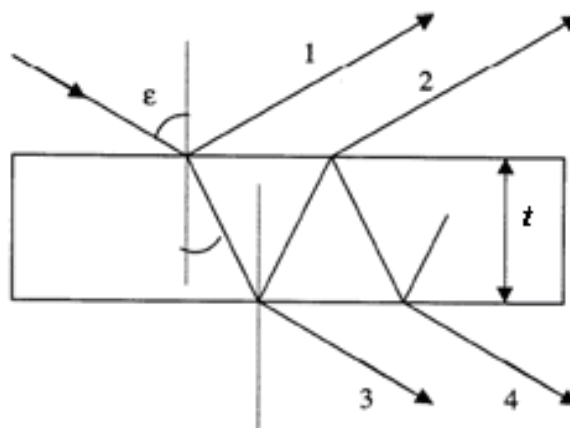


Figura 4.7 Interferencias por división de amplitud, formada por la reflexión y refracción de luz monocromática sobre una lámina planoparalela¹.

En el caso de la figura anterior ϵ indica el ángulo del rayo incidente, medido respecto a la normal, los números **1** y **2** indican las reflexiones de los rayos, y los números **3** y **4** indican las refracciones de los rayos con la placa plano paralela, finalmente t es el espesor de la lámina planoparalela.

Donde, si los dos haces proceden de la misma fuente, estarán correlacionados en frecuencia y fase. De esta forma, cuando los rayos se superponen o interfieren se producirá interferencia constructiva si el estado de fase es el mismo y, además, se tendrá un máximo en intensidad. Si por el contrario, los campos se encuentran en oposición de fase, la superposición provocará la anulación del campo total, y se producirá un mínimo en la intensidad, es decir intensidad cero.

Ahora, calculemos la *diferencia de camino óptico (DCO)*, entre dos rayos reflejados en la superficie plano paralela de la figura 4.7.

$$DCO = n_2(AD + DC) - n_1AB, \quad (4.25)$$

$$DCO = \frac{2n_2t}{\cos\theta_2} - 2n_1 \tan\theta_2 \sin\theta_1. \quad (4.26)$$

Aplicando la ley de Snell en la ecuación (4.26), se puede obtener la siguiente relación

$$DCO = 2n_2t \cos\theta_2. \quad (4.27)$$

Por otro lado, la diferencia de fase queda definida de la siguiente manera,

$$\Delta\phi = \frac{4\pi n_2t}{\lambda} \cos\theta + \phi_2 - \phi_1, \quad (4.28)$$

donde φ_1 y φ_2 son dos posibles cambios de fase, debido a la reflexión que surge en las dos caras de la placa. Es preciso mencionar, lo que se explico anteriormente. Cuando los dos haces se recombinan, ocurrirá interferencia constructiva (franja brillante), esto es, cuando la diferencia de fase sea un múltiplo entero de 2π , y de otra forma, ocurrirá interferencia destructiva (franja oscura), cuando la diferencia sea un múltiplo non de π .

En general, los cambios de fase permanecen constantes sobre todo el campo. Luego entonces, para un patrón de interferencia obtenido, las franjas brillantes estarán definidas por la ecuación (4.29).

$$m\lambda = 2n_2t \cos \theta_2. \quad (4.29)$$

Donde n es el índice de refracción, m es el orden de las franjas y t es por su puesto, el espesor entre las placas.

En un patrón interferométrico, proveniente de algún tipo de interferómetro de división de amplitud, ocurre lo siguiente. Entre una franja y otra adyacente la diferencia de camino óptico cambia en una longitud de onda. Si se usa luz monocromática ($\lambda=constante$) y un haz de luz colimado, $\cos\theta_2=constante$, la diferencia de camino óptico cambia solamente si el producto del índice de refracción por la distancia nt , cambia. Luego entonces, cuando el índice de refracción es constante, para que se formen franjas, la distancia t debe ser variable, conservándose constante a lo largo de una franja dada. Esto se logra si las superficies no son paralelas, o al menos una de ellas no es plana. Este tipo de franjas se conoce con el nombre de *franjas de igual grueso*¹.

Si usamos nuevamente luz monocromática ($\lambda=constante$), pero a hora asumimos que las superficies sean planas y paralelas con índice de

refracción homogéneo es decir, $nt=constante$, el ángulo de iluminación θ_2 debe cambiar de una franja a otra, pero conservándose constante a lo largo de una franja dada. Esto se puede lograr si la fuente luminosa es extendida, de tal manera que se puedan tener varios valores del ángulo θ_2 . A estas franjas se les conoce con el nombre de *franja de igual inclinación*¹.

4.3 TIPOS Y LOCALIZACIÓN DE LAS FRANJAS DE INTERFERENCIA

Es importante saber dónde estarán localizadas las franjas producidas por un sistema interferométricos dado, es decir, en qué región necesitamos enfocar nuestro detector; ojo, cámara, telescopio, etc. Luego entonces, el problema de localizar franjas se tiene que resolver para cada dispositivo en particular.

Las franjas pueden clasificarse en dos categorías²; en primer lugar, si son *reales* o *virtuales* y, consecuentemente, si son no localizadas o localizadas. Las franjas reales, son aquellas que se pueden ver sobre una pantalla sin el uso extra de un sistema adicional de enfoque. Los rayos que forman estas franjas convergen al punto de observación todos por sí solos.

Las franjas no localizadas son reales y existen en cualquier lugar dentro de una amplia región del espacio tridimensional. El patrón es total y literalmente no localizado en el sentido que no está restringido a alguna pequeña región.

En contraste, las franjas localizadas se pueden observar claramente sólo sobre una superficie en particular, es decir, no se pueden proyectar sobre una pantalla sin un sistema adicional de enfoque, puesto que en este

caso, los rayos no convergen. El patrón está literalmente localizado, ya sea cerca de una película delgada o en el infinito. Este tipo de franjas siempre resultan del uso de fuentes extensas pero también se pueden producir con una fuente puntual.

Finalmente, cuando las imágenes de dos fuentes no son paralelas y el ojo no está enfocado al infinito, las franjas serán de un tipo intermedio al de las franjas de igual grueso y de igual inclinación, llamadas franjas de tipo intermedio. Estas franjas se clasifican a su vez como localizadas.

Hablando específicamente del arreglo interferométrico de Mach-Zehnder, el cual fue usado en este trabajo, las franjas virtuales resultantes, pueden ser localizadas sobre cualquier plano, dentro de la región ocupada generalmente por la cámara de prueba, esto sucede, una vez que se ha provocado inclinación en los espejos, causando con esto, variaciones en la longitud de camino óptico. Como explicamos en las siguientes sección 4.4.

4.4 PROPIEDADES Y CARACTERÍSTICAS DEL INTERFERÓMETRO MACH-ZEHNDER

El interferómetro de Mach-Zehnder², pertenece al igual que el de Michelson, a la familia de los interferómetros de división de amplitud. Es decir, se basa en ese principio. Su descripción, puede hacerse de la siguiente manera. Consiste en un haz de luz coherente, el cual puede transportar un frente de onda esférico o plano, según sea el caso de interés. Dicho frente de onda, proviene de una fuente única y es dividido en dos partes mediante un divisor de haz. Estos haces parciales atraviesan luego distintos caminos, los cuales, son desviados por espejos y vueltos nuevamente a combinar mediante otro divisor de haz, lo cual provoca, la interferencia entre ambos haces, como se muestra en la figura 4.8.

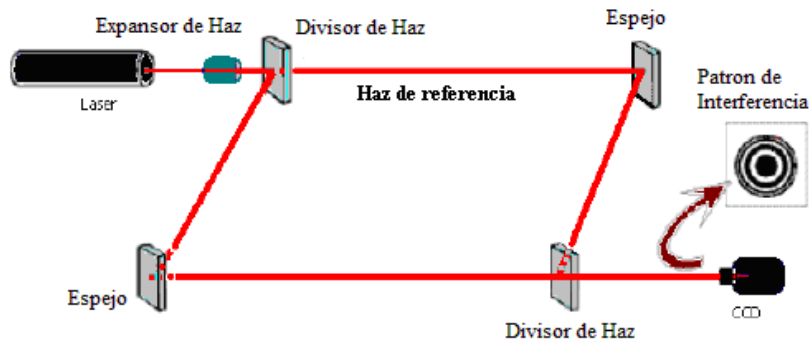


Figura 4.8 Configuración esquemática del interferómetro Mach-Zehnder².

A diferencia del interferómetro de Michelson. En el interferómetro de Mach-Zehnder, los haces de luz no son reflejados entre sí tras haber sido divididos, sino que viajan por caminos independientes, hasta que se vuelven a combinar. Por esta razón, la ventaja principal de este interferómetro, es que permite interponer elementos de prueba en uno de los haces, sin que el otro haz sea afectado. Es decir, podemos conservar, un haz esférico o plano como referencia, mientras que en el otro haz, podemos interponer cualquier superficie bajo prueba.

Si interponemos algún elemento óptico bajo prueba en uno de estos haces parciales, este haz experimenta un corrimiento de fase en relación con el haz no perturbado debido a la variación de la longitud de camino óptico, es decir, el producto del índice de refracción por el camino geométrico. (Éste tema, lo revisamos en el siguiente capítulo 5). Esta diferencia, que se produce por interponer un elemento óptico, nos da como resultado, la modificación de la imagen de interferencia, obteniendo un nuevo patrón resultante, del cual, podemos examinar sus características. Como en nuestro caso, que describimos en el capítulo 6, al caracterizar interferométricamente

mediante el arreglo de Mach-Zehnder, lentes de contacto con un perfil de ablación previamente establecido.

Finalmente, en este capítulo hemos reportado tanto un análisis de los conceptos básicos del fenómeno de interferencia^{1-2,34-37}, así como el comportamiento en la superposición de los frentes de onda esféricos y planos^{1-2,34-37}. Además, hemos revisado las características del interferómetro tipo Mach-Zehnder², el cual usaremos para evaluar lentes de contacto duros con un perfil de ablación previamente establecido, como veremos en un capítulo posterior.

CAPÍTULO 5

MÉTODOS DE MEDICIÓN DE FASE

Entre los métodos que procesan el patrón de franjas completo se distinguen dos tipos³⁸⁻³⁹, los que introducen una diferencia de fase que cambia con el tiempo en los frentes de onda de prueba y de referencia, llamados métodos temporales⁴⁰⁻⁴⁴, y los que introducen una diferencia de fase que cambia con las coordenadas espaciales, conocidos como métodos espaciales⁴⁵⁻⁵⁵.

En los métodos temporales⁴⁰⁻⁴⁴ es necesario tener una secuencia de interferogramas, mientras que en los métodos espaciales⁴⁵⁻⁵⁵ la información de la fase se encuentra registrada en uno solo, esto último es en cierta forma una ventaja ya que es posible obtener la información deseada a partir de solo un interferograma.

Además de estos métodos de recuperación de fase, en este capítulo se incluye un método de interpolación, mediante el cual podemos recuperar información del frente de onda de patrones estáticos de franjas, obtenidos en el entorno de pruebas ópticas.

5.1 MÉTODOS TEMPORALES

Existen muchas variaciones de los métodos temporales de medición de fase, pero en todos ellos, se introduce una modulación de fase temporal (o un corrimiento relativo de fase entre los haces objeto y de referencia de un interferómetro) para realizar la medición. Al medir la intensidad del interferograma cuando se corre la fase, se puede determinar la fase del frente de onda con la ayuda de una computadora o de circuitos electrónicos diseñados específicamente para tal tarea.

En la siguiente sección se describirá, como ejemplo, solo uno de los métodos temporales de corrimiento de fase.

5.1.1 Corrimiento de fase

La interferometría de corrimiento de fase se utiliza para obtener la distribución de fase de una onda objeto (del frente de onda bajo prueba), a partir de una secuencia de interferogramas⁴⁰⁻⁴¹. La característica de la onda objeto es que puede contener información acerca de cualquier objeto de fase, como por ejemplo la calidad de algún elemento óptico.

Los interferogramas de la secuencia mencionada, solo diferirán entre si, en el valor de la fase relativa entre las ondas de prueba y de referencia. El frente de onda de referencia se desplaza a lo largo de la dirección de propagación, con respecto al frente de onda bajo prueba, cambiando su diferencia de fase, como se muestra en la figura 5.1.

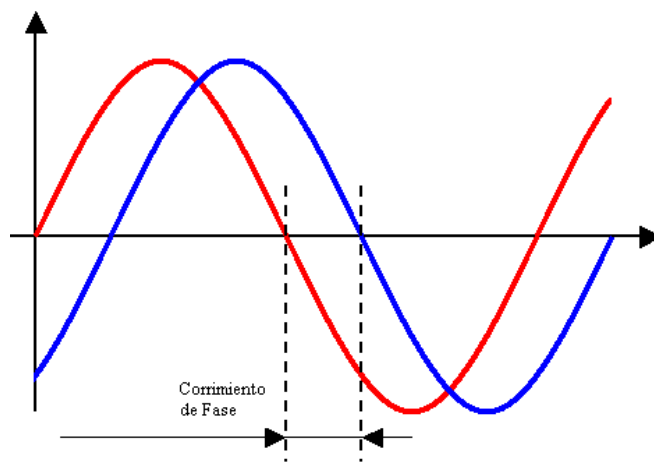


Figura 5.1 Diferencia de fase entre dos ondas.

Como sabemos, el cambio de irradiancia medida por el detector debido al cambio de fase esta dado por.

$$I(x, y, z) = a(x, y) + b(x, y) \cos(\phi(x, y) + \alpha), \quad (5.1)$$

donde $\varphi(x,y)$ es la fase en el origen y α es un corrimiento de fase conocido con respecto al origen.

La técnica más utilizada para el desarrollo de este método, es para n igual a cuatro imágenes, las cuales se van registrando a medida que se introduce una diferencia de camino de $\lambda/4$. Obteniendo imágenes cuya intensidad esta dada por.

$$I_0(x, y) = I_R + I_M + 2(I_R I_M)^{1/2} \cos(\phi(x, y)) , \quad (5.2 a)$$

$$I_1(x, y) = I_R + I_M + 2(I_R I_M)^{1/2} \cos(\phi(x, y) + \pi/2) , \quad (5.2 b)$$

$$I_2(x, y) = I_R + I_M + 2(I_R I_M)^{1/2} \cos(\phi(x, y) + \pi) , \quad (5.2 c)$$

$$I_3(x, y) = I_R + I_M + 2(I_R I_M)^{1/2} \cos(\phi(x, y) + 3\pi/2) . \quad (5.2 d)$$

Al tomar mediciones de los cambios de irradiancia para diferentes corrimientos de fase, se hace posible determinar la fase del frente de onda bajo prueba, en relación con el frente de onda de referencia, para cada punto medido sobre el interferograma.

De esta forma, la fase φ se puede calcular realizando la siguiente operación entre las imágenes.

$$I_1(x, y) - I_3(x, y) = 4I_R I_M \text{sen}(\phi(x, y)) , \quad (5.3 a)$$

$$I_0(x, y) - I_2(x, y) = 4I_R I_M \cos(\phi(x, y)) . \quad (5.3 b)$$

Por lo que, si realizamos el cociente de dichas intensidades tenemos.

$$\frac{I_1(x, y) - I_3(x, y)}{I_0(x, y) - I_2(x, y)} = \tan(\phi(x, y)) , \quad (5.4)$$

⇒

$$\phi(x, y) = \tan^{-1} \left(\frac{I_1(x, y) - I_3(x, y)}{I_0(x, y) - I_2(x, y)} \right) \quad (5.5)$$

Para esta técnica se observa que al hallar la fase, el valor del arco tangente sólo toma valores entre $-\pi$ y π , mostrando una fase discontinua. Para eliminar esta discontinuidad es necesario realizar una corrección de fase conocida como fase desenvuelta. Además presenta una desventaja debido a la ambigüedad en la determinación de variaciones de fase mayores de 2π entre puntos consecutivos.

Una de las principales ventajas de este método de corrimiento de fase, es que las fases de cada píxel del interferograma son evaluadas independientemente de las de los píxeles vecinos, lo que resulta en una resolución espacial máxima.

5.2 MÉTODOS ESPACIALES

Si no existen medios para realizar el corrimiento de fase, o en el caso de objetos que se mueven, la alternativa son los métodos espaciales, los cuales, tan solo requieren de un interferograma para evaluar la fase. Este método es conocido como el *método de la transformada de Fourier* introducido por Takeda en 1982⁴⁷.

Los métodos espaciales de análisis de interferogramas se pueden dividir de acuerdo a si utilizan una frecuencia portadora lineal o una circular. En el primer caso se introduce una inclinación considerable entre los frentes de onda que interfieren dando lugar a un interferograma con una gran cantidad de franjas. Este tipo de interferogramas pueden ser analizados para obtener la forma del frente de onda procesando la información en el plano del interferograma (dominio del espacio), o haciéndolo en el plano de Fourier (dominio de la frecuencia).

Si se da el caso de tener un interferograma de franjas cerradas⁴⁵⁻⁴⁶, como se presenta con frentes de onda altamente esféricos o aberrados, entonces no es práctica la utilización de una frecuencia portadora lineal, en su lugar la alternativa puede ser el uso de una portadora circular, que en vez de ser provocada por una gran inclinación entre los frentes de onda, es originada por un gran defoco. Existen propuestas de convertir el patrón de franjas cerradas a uno de franjas abiertas mediante la transformación del sistema coordenado cartesiano a un sistema coordenado polar, para después determinar la fase por el método convencional de Takeda^{47,49}.

5.2.1 Método de la transformada de Fourier

Siguiendo la propuesta de Takeda⁴⁷ podemos representar la irradiancia en un interferograma como:

$$i(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos[2\pi f_x x + 2\pi f_y y + \phi(x, y)], \quad (5.6)$$

donde, $i(x, y)$ es la irradiancia registrada por el detector, $a(x, y)$ es la irradiancia promedio del fondo, $b(x, y)$ es la modulación de las franjas (contraste), f_x es la frecuencia espacial portadora en la dirección x , f_y es la frecuencia espacial portadora en la dirección y , y $\phi(x, y)$ es la fase que se pretende encontrar y que tiene la información deseada.

Para que pueda aplicarse satisfactoriamente esta técnica $a(x, y)$, $b(x, y)$ y $\phi(x, y)$ deben variar lentamente comparados con f_x y f_y , esto es para que en el espacio de frecuencias sean separables los ordenes

Sin pérdida de generalidad, si asumimos que en la ecuación (5.6) $f_y=0$ y que únicamente la frecuencia portadora a lo largo del eje x se toma en consideración.

Entonces, asumiendo que no hay inclinación en el eje y , hacemos $f_x=f_0$, la ecuación (5.6) se convierte en:

$$i(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos[2\pi f_0 x + \phi(x, y)]. \quad (5.7)$$

Esta ecuación (5.7), también puede escribirse de la siguiente manera:

$$i(x, y) = a(x, y) + c(x, y)e^{(2\pi i f_0 x)} + c^*(x, y)e^{(-2\pi i f_0 x)}, \quad (5.8)$$

donde

$$c(x, y) = \frac{b(x, y)}{2} e^{-ik\phi(x, y)}, \quad (5.9)$$

y (*) denota el complejo conjugado correspondiente.

Si tomamos la transformada de Fourier de (5.7), tenemos

$$I(f_x, f_y) = A(f_x, f_y) + C(f_x - f_0, f_y) + C^*(f_x + f_0, f_y), \quad (5.10)$$

donde las letras mayúsculas denotan transformada de Fourier y f_x y f_y son las coordenadas en el plano de Fourier.

Debido a que las variaciones espaciales de $a(x, y)$, $b(x, y)$ y $\phi(x, y)$ son lentas comparadas con las de la frecuencia espacial portadora f_0 .

El espectro de Fourier esta separado como se muestra en la figura 5.2 a), donde, usando una función de filtro $T(f_x-f_0, f_y)$ en el plano de la frecuencia, la función $C(f_x-f_0, f_y)$ puede ser aislada, figura 5.2 b) y trasladada una cantidad f_0 hacia el origen para eliminar la frecuencia portadora y obtener $C(f_x, f_y)$ como se muestra en la figura 5.2 c).

Después, se determina la transformada de Fourier inversa de $C(f_x, f_y)$ y como resultado se obtiene la función compleja $c(x, y)$ dada en la ecuación (5.9). De esta forma, la fase puede ser obtenida a partir de la siguiente ecuación.

$$\phi(x, y) = -\frac{1}{k} \tan^{-1} \frac{\text{Im}[c(x, y)]}{\text{Re}[c(x, y)]}. \quad (5.11)$$

Donde Re e Im presentan las partes real e imaginaria de $c(x, y)$, respectivamente.

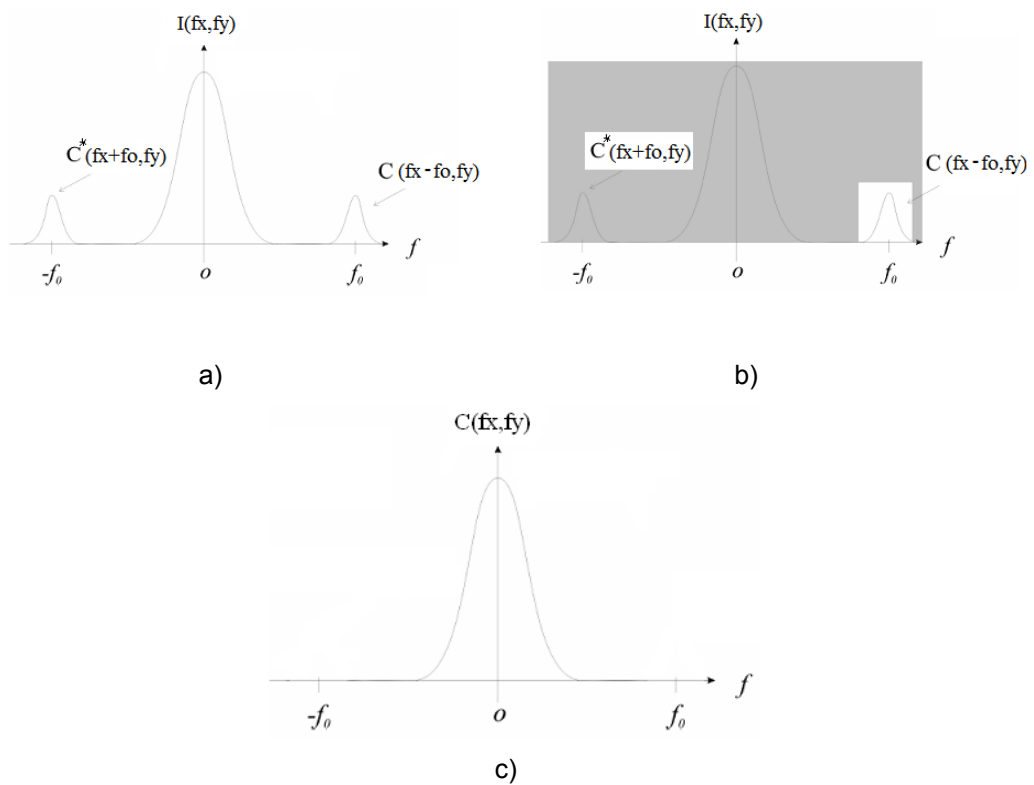


Figura 5.2 Filtraje pasa bandas⁴⁹.

5.3 MÉTODOS DE INTERPOLACIÓN

Para hacer el análisis interferométrico usando métodos de interpolación⁵⁶⁻⁵⁹, se utilizó APEX⁹⁵, el cual es un programa de análisis de

interferogramas; específicamente para el análisis de patrones estáticos de franjas, obtenidos en el entorno de pruebas ópticas.

En primer lugar, debemos adquirir una imagen de un interferograma óptico y determinar mediante el programa de interpolación de datos APEX⁹⁵, los puntos a lo largo de los centros de franjas oscuras, a cada franja le asignamos un número de orden correspondiente a su fase, donde cada punto pertenece a un segmento marginal. Luego entonces, obtenemos una franja de puntos y los órdenes correspondientes, por lo que, el análisis del frente de onda puede comenzar. Los puntos son numéricamente encontrados usando polinomios de Zernike⁹⁶. Por lo tanto el frente de onda será aproximado mediante los polinomios de Zernike⁹⁶. Además podemos obtener las graficas correspondientes a otros parámetros de rendimiento, como la PSF^{63-64} (*Función de Punto Extendido*) y el módulo de la OTF^{63-64} (*Función de Transferencia Óptica*), conocida como MTF^{63-64} (*Función de Transferencia de Modulación*).

Una vez que se han encontrado los valores de la información del frente de onda para muchos puntos sobre el interferograma, es necesario estimar la forma completa del frente de onda, para esto, extraemos datos o puntos sobre el interferograma que no coincidan con máximos o mínimos de intensidad. En la figura 5.3 se muestra un ejemplo de interpolación lineal en una dimensión⁵⁶⁻⁵⁹.

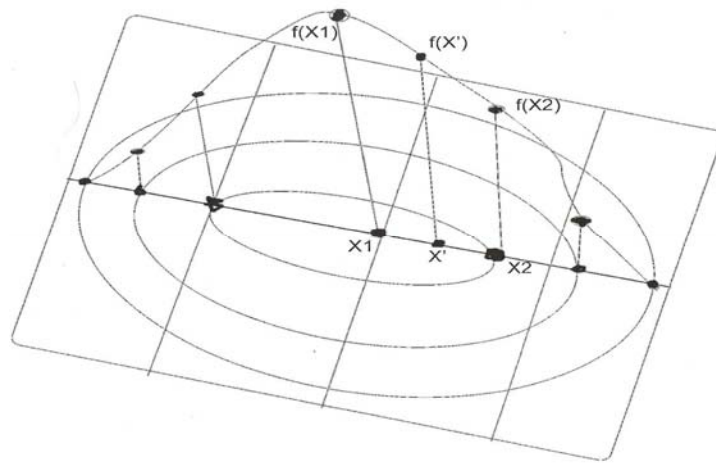


Figura 5.3 Técnica de interpolación lineal en una dimensión⁵⁷.

La interpolación puede realizarse mediante el empleo de una función bidimensional, en este caso de interpolación global, una sola función analítica se utiliza para representar la totalidad del frente de onda del interferograma. Es común el uso de los polinomios de Zernike⁹⁶ para efectuar esta interpolación global.

Finalmente, hemos revisado algunos métodos de recuperación de fase³⁸⁻⁵⁹, que pueden procesar un patrón interferométrico de franjas, con el objetivo de obtener información del frente de onda. Por ello, en el capítulo siete, utilizamos el método de interpolación⁵⁶⁻⁵⁹, explicado anteriormente. Mediante este método podemos obtener información del frente de onda de nuestros patrones interferométricos singulares, así como de otros parámetros de rendimiento, que nos ayudan a definir la calidad de un sistema óptico, en un sistema formador de imagen, tales como la *función de punto extendido (PSF)*⁶³⁻⁶⁴, y la *función de transferencia de modulación (MTF)*⁶³⁻⁶⁴.

CAPÍTULO 6

CARACTERIZACIÓN DEL PERFIL DE ABLACIÓN REALIZADO SOBRE LENTES DE CONTACTO DURAS

Es importante hacer notar, que el rendimiento del ojo humano puede ser evaluado por medio de la aberración del frente de onda⁹⁷. Lamentablemente, debido a la variación de las aberraciones del ojo con respecto al tiempo, las mediciones pueden producir algunos errores en la evaluación⁹⁷. Sin embargo, caracterizar interferométricamente la técnica de cirugía láser, aplicada directamente sobre lentes de contacto duros con dimensiones similares a la córnea humana, nos permitirá obtener un primer resultado invariante en el tiempo del rendimiento de la superficie aberrada⁹⁸.

En este capítulo, se presenta primero un análisis visual del perfil de ablación, realizado sobre lentes de contacto duros, para verificar que este proceso, tenga algún efecto sobre dicha superficie. Para ello, recurrimos a una inspección microscópica que garantizara la presencia del perfil de ablación sobre la lente de contacto dura. Posteriormente, mostraremos los resultados experimentales obtenidos del análisis interferométrico del perfil de ablación. Trataremos de obtener resultados cualitativos que diferentes ablaciones, mediante diferentes patrones de franjas. Estos resultados serán obtenidos, tanto por medio de un interferómetro tipo Mach-Zehnder², como por medio de un interferómetro de Fizeau de la marca ZYGO⁶¹⁻⁶², utilizando como referencia en ambos casos, una lente de contacto similar sin ablación.

6.1 ABLACIÓN SOBRE LENTES DE CONTACTO

Como ya se mencionó y con el objetivo de hacer un análisis interferométrico del perfil de ablación realizado en cirugía refractiva; tanto por la técnica de ablación ASA, como por la técnica de ablación PASA, las cuales son usadas como procedimiento quirúrgico para corrección de astigmatismo, miopía, hipermetropía y recientemente presbicia. Se propuso realizar dichas técnicas; sobre lentes de contacto duras, cuya superficie anterior simula en primera aproximación el perfil corneal. Como se muestra esquemáticamente en la figura 6.1.

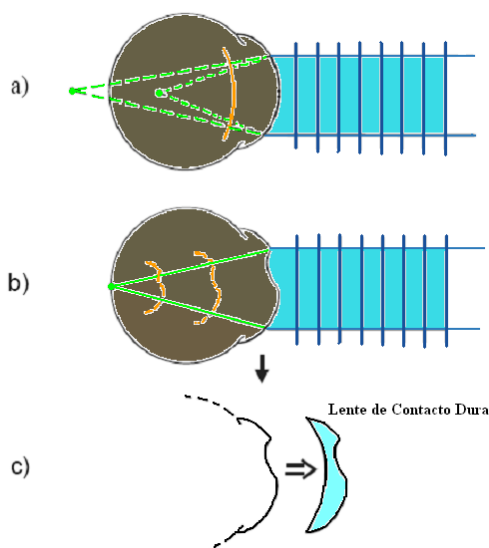


Figura 6.1 Representación esquemática⁶⁰: a) Ametropías del ojo, b) Cambios focales producidos por la ablación en la superficie de la córnea c) lentes de contacto bajo prueba.

La ventaja de este procedimiento, es que podemos caracterizar dicho perfil de ablación de manera independiente y con ello, obtener resultados de las aberraciones y del frente de onda temporalmente invariantes.

Iniciamos un estudio de cinco lentes de contacto duras de PMMA (polimetilmetacrilato) con perfiles de ablación previamente establecidos.

Usando como referencia una lente de contacto NEUTRA, es decir una lente de contacto sin un perfil de ablación previamente establecido.

Dada la estructura de las lentes de contacto duras (placas de PMMA), las cuales, por nomenclatura son conocidas como lentes de contacto, dado que la lente en sí, se forma en contacto con la película lagrimal, de esta forma, una lente de contacto crea una lágrima o fluido cuyo poder esta establecido por la curvatura entre la superficie de la córnea y la curva base de la lente de contacto, como se expresa en el apéndice A de esta tesis.

La caracterización de las lentes de contacto duras, comenzó por identificar las diferencias que presentaban dichas lentes, en cuanto a la técnica de ablación realizada sobre algunas de ellas. A continuación especificamos las diferencias que presentan cada una de las superficies. La lente #1: no presenta perfil de ablación, por lo tanto, vamos a utilizar dicha lente #1 como referencia. La lente #2 se sometió a un tratamiento de miopía de -3.00 *Dioptrias*, utilizando la técnica ASA. La lente #3 recibió un tratamiento de la miopía de -3.00 *Dioptrias*, utilizando la técnica PASA. La lente #4 presenta un tratamiento que compensa hipermetropía de 3.00 *Dioptrias*, mediante la técnica ASA. Por último, la lente #5 tiene un tratamiento de hipermetropía 3.00 *Dioptrias* utilizando la técnica PASA. Todas las técnicas de ablación se realizaron utilizando el mismo láser excímer (NIDEK CE 5000 W 1.26), por el mismo técnico, en la misma clínica.

Es razonable suponer, que los diferentes procedimientos de ablación producen diferentes estructuras en la superficie de las lentes de contacto. Sin embargo, decidimos utilizar un microscopio para analizar visualmente el perfil de ablación realizado sobre dichas lentes de contacto duras. Como ejemplo, se muestra la figura 6.2.

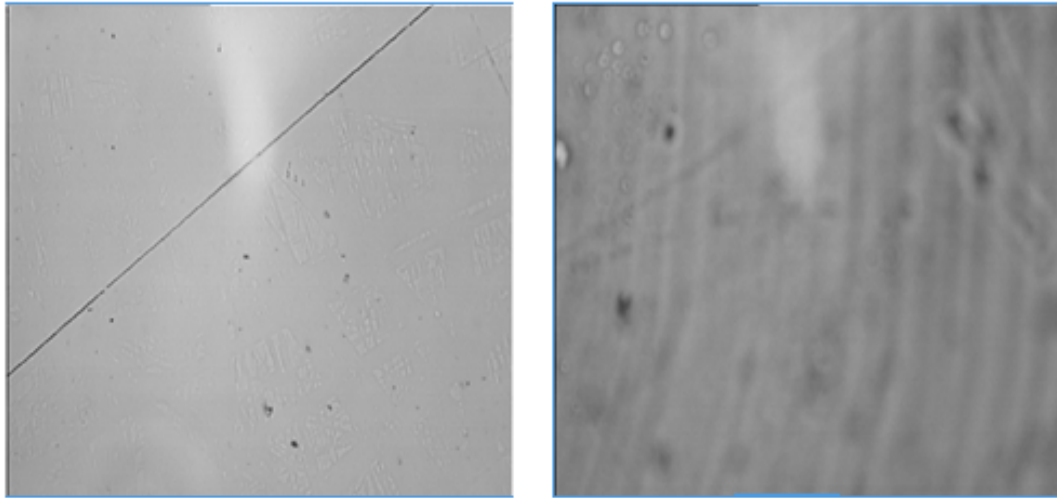


Figura 6.2 Imágenes de una pequeña área⁶⁰: a) Lente #1 sin ablación, b) Lens # 3 con el resultado del perfil de ablación.

En la figura 6.2 mostramos imágenes de una pequeña área de la lente # 1, y de la lente # 3, donde podemos observar que los resultados de la ablación se muestran como una estructura anular. La Figura 6.2 a) muestra las impurezas propias de la lente. Mientras que en la Figura 6.2 b), la estructura anular aparece al sacar de foco la imagen de la lente # 3.

6.2 ANÁLISIS INTERFEROMÉTRICO

Como mencionamos anteriormente, nosotros estamos interesados en el análisis interferométrico del perfil de ablación obtenido con cirugía refractiva, aplicado directamente sobre lentes de contacto duros⁶⁰. Ya que mediante este procedimiento podemos obtener un primer resultado invariante en el tiempo del rendimiento de la superficie aberrada, además de comprobar que el resultado del perfil de ablación realizado sobre la superficie externa de la córnea provoca un cambio en la distancia focal, el cual, contribuye al rendimiento del ojo humano.

6.2.1 Resultados Experimentales

Iniciamos nuestro análisis usando un interferómetro tipo Mach-Zehnder^{2, 60}, figura 6.3. Mediante este arreglo, podemos examinar interferométricamente las variaciones producidas por las diferentes técnicas de ablación, efectuadas sobre lentes de contacto duras. Usando como referencia una lente de contacto similar pero sin ablación.

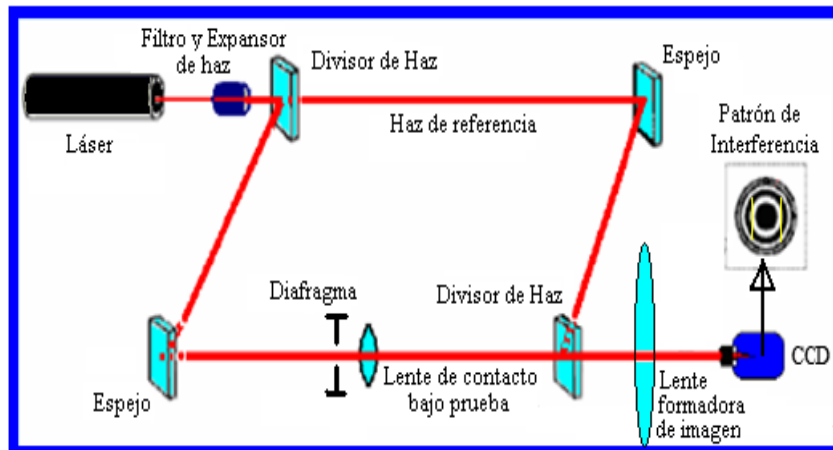


Figura 6.3 Análisis Experimental mediante el interferómetro Mach-Zehnder⁶⁰.

Como sabemos, una característica importante de este interferómetro, es que nos permite interponer elementos en uno de sus brazos, conservando un haz de referencia.

Nosotros usaremos en nuestro sistema óptico, la interferencia de dos ondas esféricas (descritas en el capítulo cuatro de esta tesis). Interponiendo en uno de los brazos del interferómetro, una a una las lentes de contacto bajo prueba como se muestra esquemáticamente en la figura 6.3.

Mediante un diafragma, limitamos el haz esférico bajo prueba, conservando solamente el lóbulo central, con el objetivo de eliminar las diferencias de camino óptico y sólo concentrarnos en la zona que abarca la lente de contacto. La figura 6.4 a) muestra la imagen de dicha zona

capturada mediante una cámara CCD, mientras que en la figura 6.4 b) muestra el interferograma que se obtiene al interponer en uno de los brazos del interferómetro la lente de contacto sin ablación. Cabe recordar que esta lente y por lo tanto el patrón de franjas mostrado, nos servirá como referencia para comparar con las lentes que presentan un determinado perfil de ablación.

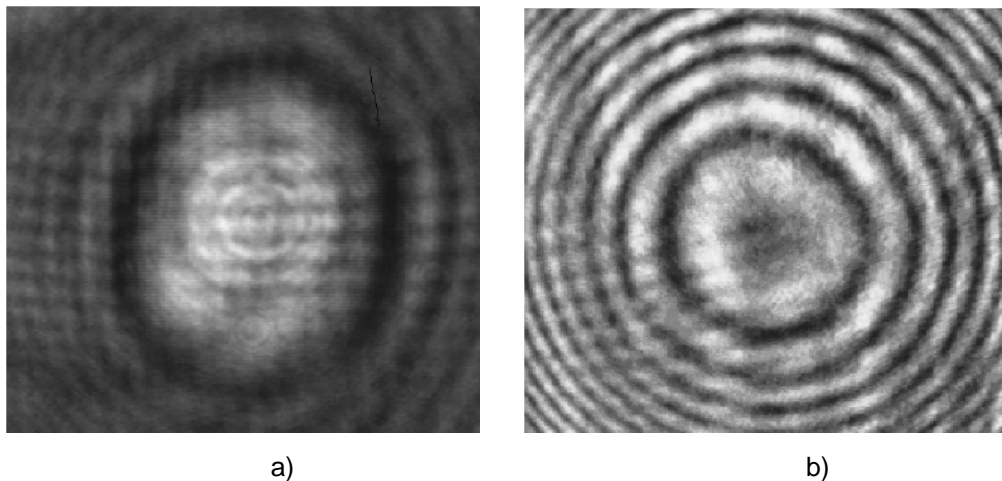
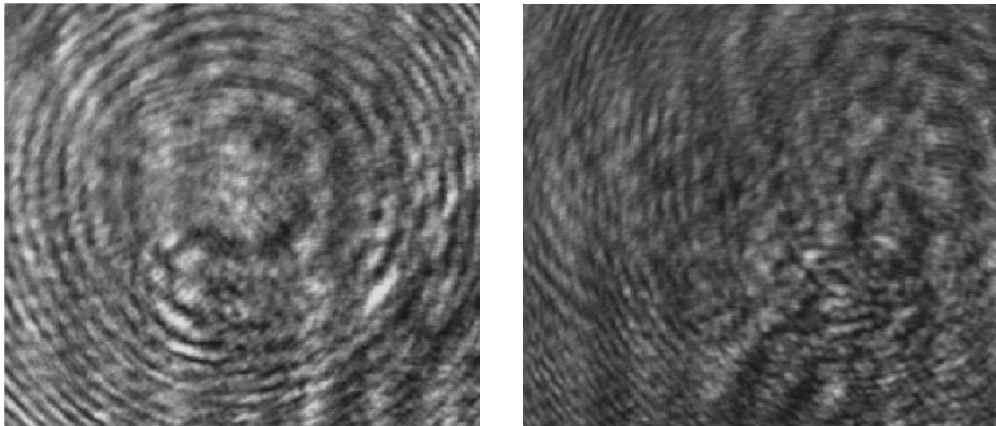


Figura 6.4 a) Óvulo central tomado como referencia, b) Interferograma de la lente # 1⁶⁰.

Continuando con el análisis y bajo las mismas condiciones, evaluamos el resto de las lentes de contacto; las cuales tienen implícita alguna técnica de ablación, colocando cada una de ellas en uno de los brazos del interferómetro, como se explicó anteriormente, conservando el otro haz esférico como referencia. Los resultados obtenidos, serán los interferogramas correspondientes a cada una de las lentes de contacto, con las diferentes técnicas de ablación. Nótese que estas lentes de contacto presentan una curvatura anómala, debido a la ablación que produce el láser sobre ellas.

Los siguientes interferogramas que se muestran en la figura 6.5, corresponden a las lentes de contacto que fueron tratadas con la técnica de ablación ASA-3 (Lente # 2), que corrige principalmente miopía. Y de

manera análoga Lente # 3, tratada con la técnica de ablación PASA-3 la cual corrige miopía más presbicia.



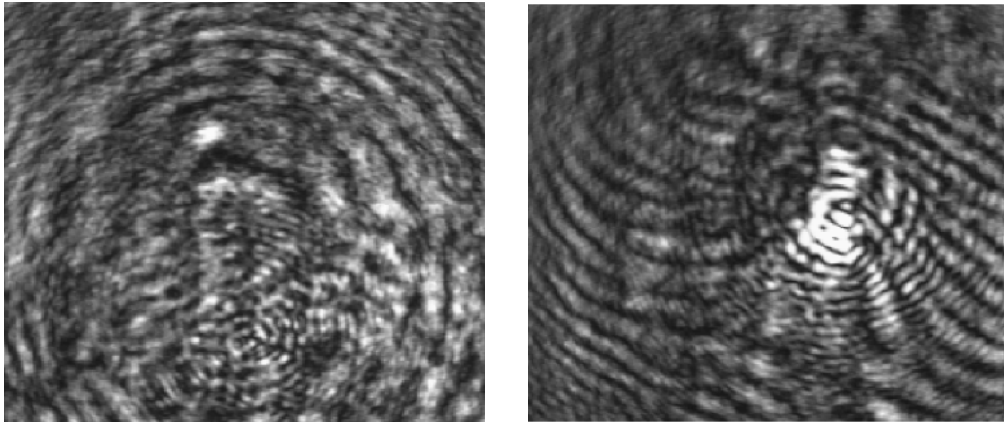
Lente # 2

Lente # 3

Figura 6.5 Interferogramas para ASA-3 (Lente # 2) y PASA-3 (Lente # 3)⁶⁰.

Podemos observar que los interferogramas muestran una estructura de anillos concéntricos, un poco complicada, sobre todo el obtenido con PASA-3 (lente #3). Por su parte, el patrón interferométrico obtenido de la lente #2, presenta un patrón de anillos concéntricos con un espaciado más fino entre ellos, en comparación con el patrón de referencia de la lente #1 (Figura 6.4 b). Esta distribución que presenta este patrón de franjas, se debe a una modificación del radio de curvatura de la lente #2, producto de la ablación del láser al aplicar la técnica ASA-3. Y en consecuencia un corrimiento en la distancia focal de dicha lente de contacto,

En la figura 6.6, se muestran los correspondientes patrones interferométricos para las técnicas de ablación ASA+3 (Lente #4), que corrige principalmente hipermetropía y análogamente la técnica de ablación PASA+3 (Lente #5), para corrección de hipermetropía más presbicia.



Lente # 4

Lente # 5

Figura 6.6 Interferogramas para ASA+3 (Lente # 4) y PASA+3 (Lente # 5)⁶⁰.

Como podemos observar, debido a la ablación producida por las diferentes técnicas, los correspondientes interferogramas presentan diferentes características. Al compararlos con el patrón interferométrico de referencia, que se obtiene de la lente de contacto sin ablación (figura 6.4 b).

Observemos que los interferogramas con la técnica de ablación ASA-3 (lente #2) y ASA+3 (lente #4), presentan un cambio en la distancia focal, que como ya mencionamos, es producido por la variación del radio de curvatura en la lente de contacto. Por otro lado, al comparar los patrones de franjas provenientes de la lente #2 y la lente #4; podemos observar que la periodicidad de las franjas varía, como consecuencia de la ablación sobre la lente de contacto. Este efecto lo podemos notar, si identificamos visualmente la distribución que presentan los patrones de franjas cerradas. Como podemos ver, las franjas cerradas que presenta el patrón interferométrico proveniente de la lente #2 aparecen más juntas. Mientras que en el espaciamiento que presenta el patrón de franjas cerradas que proviene de la lente #4 aparecen mas separadas.

Por su parte, los interferogramas obtenidos para las técnicas de ablación PASA-3 (lente # 3) y PASA+3 (lente #5), muestran un perfil más complicado, por lo cual, es difícil abundar sobre el comportamiento que

presentan los patrones de franjas cerradas. Mas sin en cambio, la idea que se tiene en cuanto a la periodicidad de las franjas es análoga a los resultados descritos en el párrafo anterior. Es decir, los patrones de franjas cerradas tienden a juntarse en el caso de PASA -3 (lente #3) y a separarse en el caso de PASA +3 (lente #5).

Finalmente, mediante resultados experimentales, hemos demostrado cualitativamente⁶⁰ que la ablación producida por un láser de excimer sobre el perfil externo de la córnea, simulado mediante lentes de contacto duros, produce un cambio en el radio de curvatura, el cual se ve reflejado al obtener diferentes patrones de franjas lo que implica diferente distancia focal. Estos resultados fueron obtenidos por medio de un interferómetro tipo Mach-Zehnder⁶⁰, donde se utilizó como referencia una lente de contacto similar sin ablación.

6.3 COMPROBACIÓN DE RESULTADOS USANDO EL INTERFERÓMETRO COMERCIAL ZYGO

En esta sección presentamos la comparación de los resultados experimentales, sobre el análisis interferométrico del perfil de ablación obtenido con cirugía refractiva aplicado sobre lentes de contacto duras. Se pretende verificar mediante un interferómetro comercial de Fizeau de la marca ZYGO⁶¹⁻⁶². Que diferentes ablaciones realizadas sobre lentes de contacto duras, producen diferentes patrones de franjas lo que implica diferente distancia focal. Como en los resultados obtenidos por medio del interferómetro tipo Mach-Zehnder⁶⁰. Utilizando de igual manera como referencia, una lente de contacto similar sin ablación. Este análisis se muestra, con el fin de complementar la información mencionada en este capítulo.

6.3.1 Descripción del Interferómetro de Fizeau

El interferómetro de Fizeau de la marca Zygo⁶¹⁻⁶² (Fig. 6.7), se compone de un láser, el cual emerge de un diafragma de aguja (pinhole) o fuente puntual, para posteriormente ser colimado por medio de un sistema óptico. El haz de luz resultante tiene un frente de onda plano y de esa forma llega al plano óptico de referencia. El plano de referencia, es a su vez ajustado por medio de tornillos de paso fino, de manera que la imagen del diafragma de aguja reflejado por su superficie de referencia, regrese nuevamente al diafragma de aguja mismo. La reflexión debida a la superficie posterior del plano de referencia es aislada, ya sea por medio de una capa o película antirrefleitora o por una ligera cuña en el plano óptico de referencia. Para efectos de observación de las franjas se incluye un divisor de haz cercano al diafragma de aguja. Cuando el espacio libre (aire) entre el plano de referencia y el sujeto a prueba es grande se observan dos imágenes distintas del diafragma de aguja en el plano de la cámara CCD. Nuevamente mediante los dos tornillos micrométricos (situados en la montura del segundo plano) se ajusta la inclinación del segundo plano. Se busca que las dos imágenes del diafragma coincidan con la de la superficie de referencia ajustada previamente y en consecuencia que las franjas puedan ser observadas. Dichas franjas suelen ser de tipo de igual grueso, con reflexiones en ambas caras de la placa.

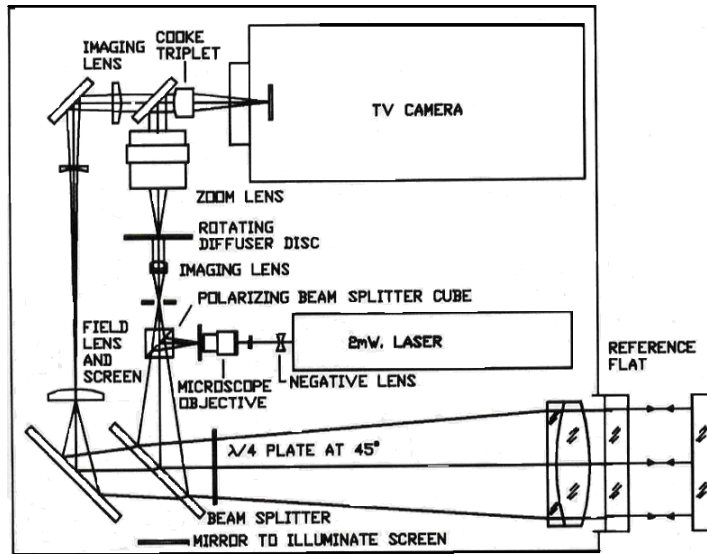


Figura 6.7 Esquema óptico del Interferómetro comercial de Fizeau⁶¹.

El proceso de medición de una superficie plana consiste en una comparación, entre una superficie idealmente plana y la de prueba, que es aparentemente plana. El primer paso es la recolección de la información proveniente de la comparación de las superficies ópticas por medio de una cámara CCD (Coupled Charge Device). Información en intensidad que llegará a dicho dispositivo, proveniente de un frente de onda. Si tanto la placa de referencia como la que está sujeta a prueba son iluminadas con una fuente de luz estabilizada en frecuencia y son coherentes tanto espacial como temporalmente, entonces la información proveniente de la comparación entre ambos planos será registrada en la cámara CCD (256X256 pixeles) en forma de intensidad luminosa. A esto se le conoce como patrón de interferencia y al registro de la interferencia como un interferograma. En la figura 6.7 se presenta un esquema del interferómetro de la marca Zygo que utiliza el principio básico de un interferómetro de Fizeau.

6.3.2 Propiedades y Características de un Interferómetro de Fizeau

La representación de un interferómetro de Fizeau implica algunas consideraciones generales⁶¹⁻⁶². Primeramente, debemos especificar que utiliza una fuente monocromática de luz, como se muestra esquemáticamente en la figura 6.8. Por otro lado, el interferómetro de Fizeau se ajusta dependiendo del tipo de superficie que deseamos probar. Si por ejemplo queremos probar una superficie curva (como es el caso que corresponde a nuestra comparación de resultados), la fuente puntual de luz debe estar localizada en el centro de curvatura de la superficie de referencia. Como se observa en los siguientes casos que se muestran en los incisos de la siguiente figura 6.8.

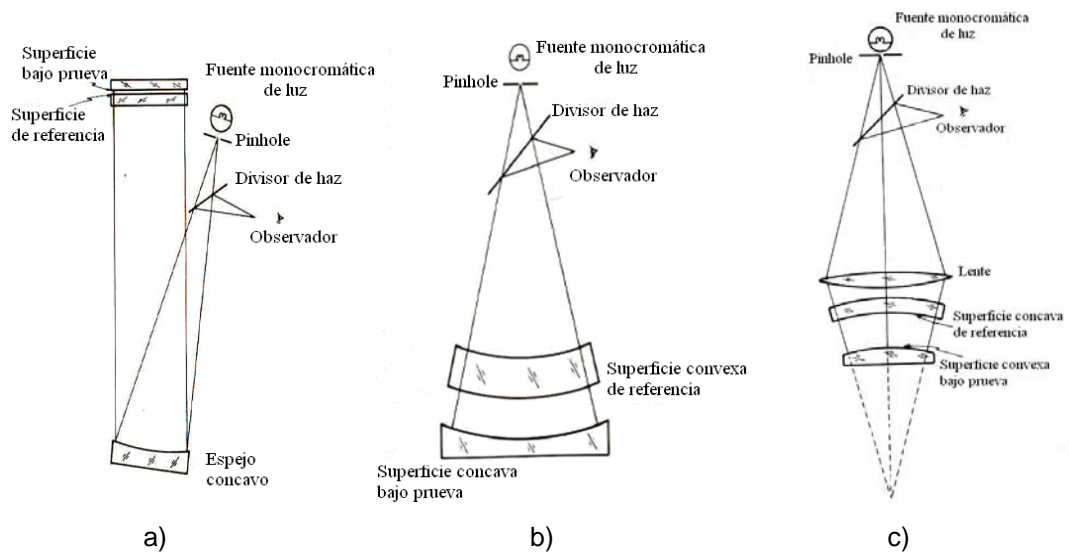


Figura 6.8 Esquema general del interferómetro de Fizeau⁶¹ a) Superficies Planas, b) Superficies Cóncavas bajo prueba c) Superficies Convexas bajo prueba.

El interferómetro tipo Fizeau que utilizamos, tiene un láser cuya longitud de onda nominal es igual a 632.79 nm, misma que actúa como regla de medición, según lo especificado en el manual de dicho dispositivo.

Para obtener la función de intensidad en el plano de la cámara CCD se parte del hecho de que una superficie con irregularidades en su altura $h(x,y)$, es decir su *Diferencia de camino óptico (DCO)* respecto a una forma plana, probada por reflexión, tiene una fase $\varphi(x,y)$ en el frente de onda.

6.4 RESULTADOS OBTENIDOS MEDIANTE EL INTERFERÓMETRO DE FIZEAU DE LA MARCA ZYGO

Iniciamos nuestra comparación de resultados usando el interferómetro de Fizeau de la marca ZYGO⁶¹⁻⁶² (figura 6.9 a). Mediante este interferométrico podemos examinar las variaciones producidas por las diferentes técnicas de ablación, efectuadas sobre lentes de contacto duras. Aplicando la teoría que obedece dicho interferómetro. Ya que a diferencia del interferómetro tipo Mach-Zehnder, el cual usa un haz como referencia, para medir las diferencias de camino óptico. En este interferómetro de Fizeau de la marca ZYGO⁶¹; se usa como referencia una superficie óptica, para medir estas variaciones.

Sometimos a prueba cada una de nuestras lentes de contacto duras, como se muestra en la figura 6.9 b). Usando nuevamente como referencia una lente de contacto similar pero sin ablación.



Figura 6.9 a) Interferómetro comercial de Fizeau b) Evaluación de nuestras lentes de contacto duras.

La figura 6.10, muestra el interferograma que se obtiene al evaluar en el interferómetro ZYGO⁶¹ la lente de contacto sin ablación. Ya que esta lente nos servirá para comparar con las lentes que presentan determinado perfil de ablación, como en el procedimiento realizado en el interferómetro de Mach-Zehnder⁶⁰.

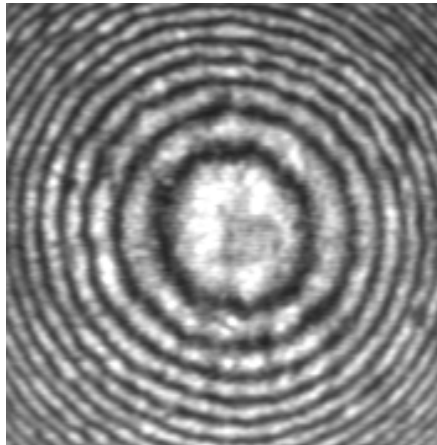
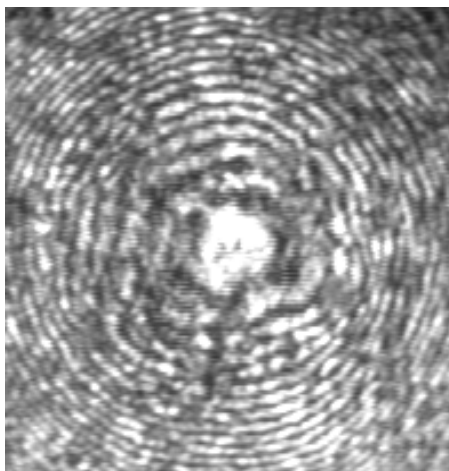
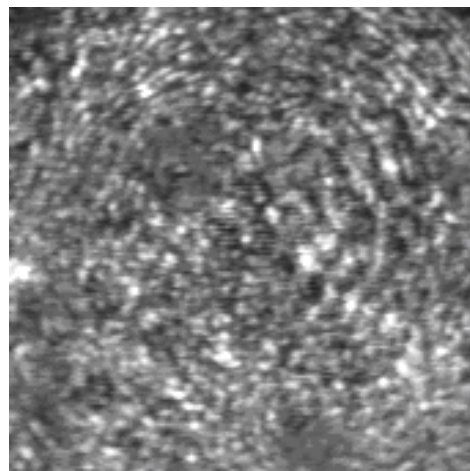


Figura 6.10 Interferograma de la lente #1 tomada como referencia.

Los siguientes interferogramas que se muestran en la figura 6.11, corresponden a las lentes de contacto que tienen implícita la técnica de ablación ASA-3 (Lente # 2), que corrige principalmente miopía. Y de manera análoga la correspondiente técnica de ablación PASA-3 (Lente # 3), la cual corrige miopía más presbicia.



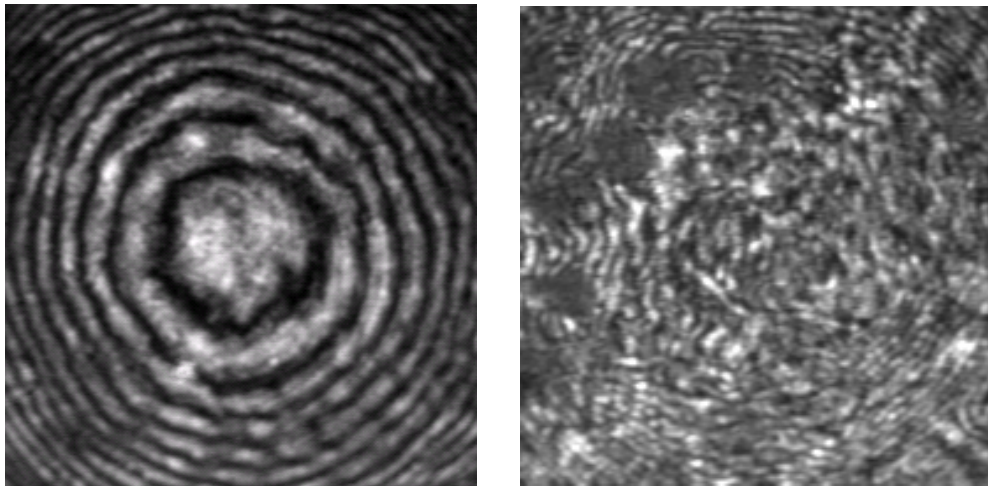
Lente # 2



Lente # 3

Figura 6.11 Interferogramas para ASA-3 (Lente # 4) y PASA-3 (Lente # 5).

De manera similar, en la figura 6.12, se muestran los correspondientes patrones interferométricos para las técnicas de ablación ASA+3 (Lente # 4), que corrige principalmente hipermetropía y análogamente la técnica de ablación PASA+3 (Lente # 5), para corrección de hipermetropía más presbicia.



Lente # 4

Lente # 5

Figura 6.12 Interferogramas para ASA+3 (Lente # 4) y PASA+3 (Lente # 5).

Como podemos ver, debido a la ablación producida por las diferentes técnicas, los correspondientes interferogramas presentan características que difieren unos de otros, de manera similar a los resultados obtenidos mediante el interferómetro Mach-Zehnder.

Podemos notar que los interferogramas con la técnica de ablación ASA-3 (lente #2) y ASA+3 (lente #4), presentan características similares a los resultados obtenidos mediante el interferómetro Mach-Zehnder (figura 6.5 y figura 6.6). Ya que nuevamente debido a la variación del radio de curvatura en la lente de contacto, se tiene un corrimiento de la distancia focal. Por otro lado, esta variación se ve reflejada nuevamente en la periodicidad del patrón de anillos concéntricos. Cabe resaltar que de igual manera; en estos resultados, las franjas cerradas tienden a juntarse en el caso de ASA -3 (lente #2) y a separarse en el caso de ASA +3 (lente #4). Lo que también sucedió con los patrones de franjas obtenidos mediante el

interferómetro tipo Mach-Zehnder. Mientras que los interferogramas obtenidos, para las técnicas de ablación PASA-3 (lente #3) y PASA+3 (lente #5), muestran nuevamente un perfil más complicado y por lo tanto difícil de explicar.

En este capítulo se presentaron los resultados experimentales de la caracterización visual e interferométrica del perfil de ablación⁶⁰. Se demostró cualitativamente mediante resultados experimentales, que la ablación producida por un láser de excímer sobre el perfil externo de la córnea, simulado mediante lentes de contacto duros, produce un cambio en el radio de curvatura, el cual se ve reflejado al obtener diferentes patrones de franjas lo que implica diferente distancia focal. Estos resultados fueron obtenidos tanto por medio de un interferómetro tipo Mach-Zehnder^{2, 60}, como por medio de un interferómetro de Fizeau de la marca ZYGO⁶¹⁻⁶², donde se utilizó como referencia una lente de contacto similar pero sin ablación. Lo relevante de estos métodos fue la obtención de patrones interferométricos análogos en ambos casos. Por lo cual, los resultados conseguidos son satisfactorios.

CAPÍTULO 7

RECUPERACIÓN DEL FRENTE DE ONDA A PARTIR DE UN PATRÓN INTERFEROMÉTRICO SINGULAR

Nuestro siguiente objetivo consiste en la recuperación del frente de onda aberrado, que nos permita obtener el perfil de la superficie, para poder caracterizar el desempeño de las nuevas superficies ópticas. Para ello, es necesario usar alguna técnica de recuperación de fase. Es preciso mencionar, que debido al tamaño de cada muestra, es difícil obtener diferentes patrones de franjas con diferentes factores de fase. Por lo que, los métodos típicos de corrimiento de fase³⁸⁻⁴⁴ no son adecuados en nuestro caso, para determinar el perfil correspondiente causado por las diferentes técnicas de ablación. Por ello, hemos aplicado en este trabajo un método de interpolación⁵⁶⁻⁵⁹, el cual se explicó de manera más detallada en el capítulo cinco. Este método nos proporciona un análisis estático de los patrones secundarios de franjas. Además, dicho método de recuperación de fase, nos permite obtener la *Función de Punto Extendido (PSF)* y la *Función de Transferencia de Modulación (MTF)*⁶³⁻⁶⁴, relacionados con cada perfil de ablación analizado. La ventaja de este procedimiento es que podemos obtener un primer resultado invariante en el tiempo del rendimiento de la superficie aberrada⁹⁸. A continuación presentamos los resultados finales del desempeño óptico correspondiente.

7.1 RESULTADOS NUMÉRICOS

Nuestro análisis inicia con la lente #1 que corresponde a la lente de contacto sin ablación, que como hemos mencionado anteriormente, nos servirá como referencia para comparar con las lentes que presentan determinado perfil de ablación.

En primer lugar, debemos adquirir el interferograma real en el programa de análisis de patrones estáticos de franjas APEX⁹⁵. Posteriormente, el segundo paso en el proceso implica generar el llamado interferograma sintético, el cual, es la simulación numérica que efectúa el programa APEX⁹⁵ del interferograma real, mediante el uso de métodos de interpolación⁵⁶⁻⁵⁹. Es necesario que el interferograma sintético reproduzca tanto como sea posible al interferograma real, como se ilustra en la siguiente figura 7.1.

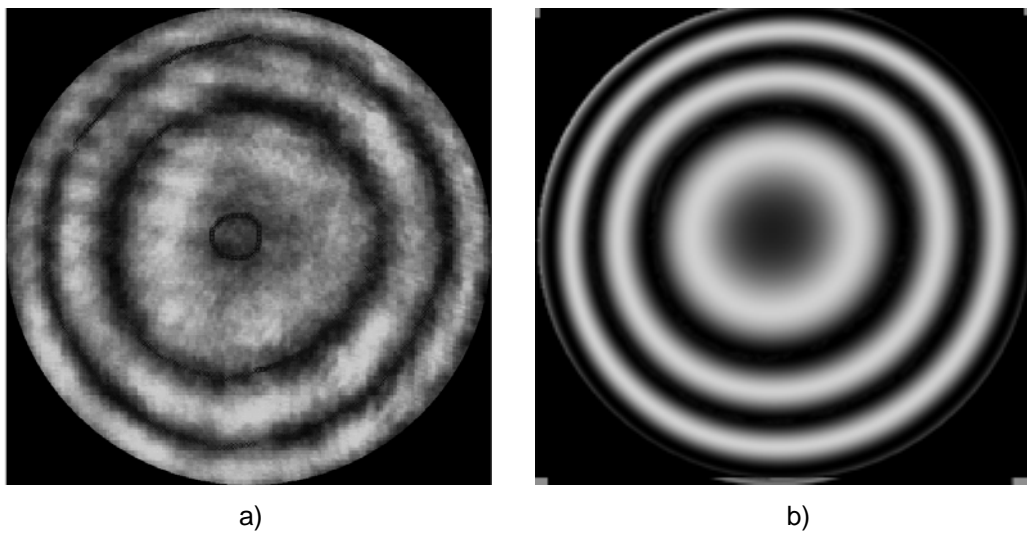


Figura 7.1 Comparación entre ambos interferogramas⁹⁸. a) Interferograma Real, b) Interferograma Sintético.

Note que la figura 7.1 a) muestra el interferogramas real, mientras que la figura 7.1 b) muestra el llamado interferogramas sintético, el cual, es una razonable reproducción del interferograma real, que es la condición en la simulación de resultados.

Una vez conseguido el patrón sintético de franjas, podemos obtener una serie de los coeficientes de Zernike hasta tercer orden. Puesto que para fines de diseño y simulación del frente de onda mediante el programa APEX⁹⁵, hasta tercer orden es suficiente, para poder reconstruir el correspondiente frente de onda.

La figura 7.2, se muestran los coeficientes de Zernike obtenidos hasta tercer orden, correspondientes a la figura 7.1.

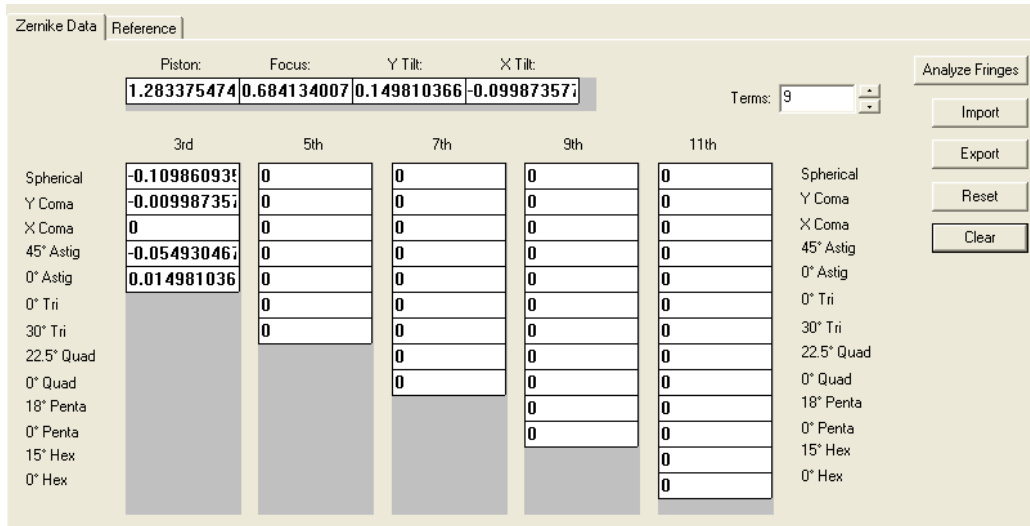
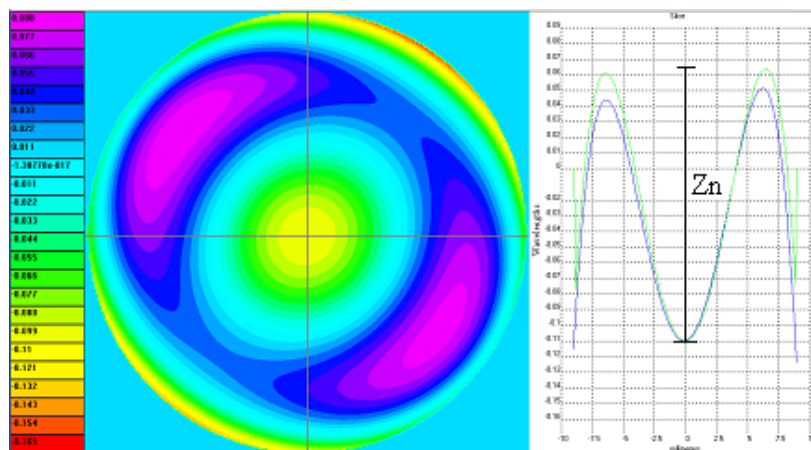


Figura 7.2 Coeficientes de Zernike a tercer orden obtenidos mediante el programa APEX⁹⁵.

Por otro lado, en la figura 7.3 mostramos el correspondiente Frente de onda en 2D. En la parte derecha de esta misma imagen, se muestra el perfil de la superficie, en el cual Z_n representa la altura de la diferencia de fase.



7.3 Reconstrucción del Frente de onda en 2D mediante APEX⁹⁵.

Es bien sabido que el perfil de una superficie, tiene una relación inversa respecto al frente de onda³⁵, por lo tanto, si tenemos una superficie esférica con un radio de curvatura convexo, entonces se puede decir que el perfil para dicha superficie tendrá una curvatura cóncava y viceversa. En la siguiente figura 7.4 a) se ilustra el perfil de nuestra superficie esférica.

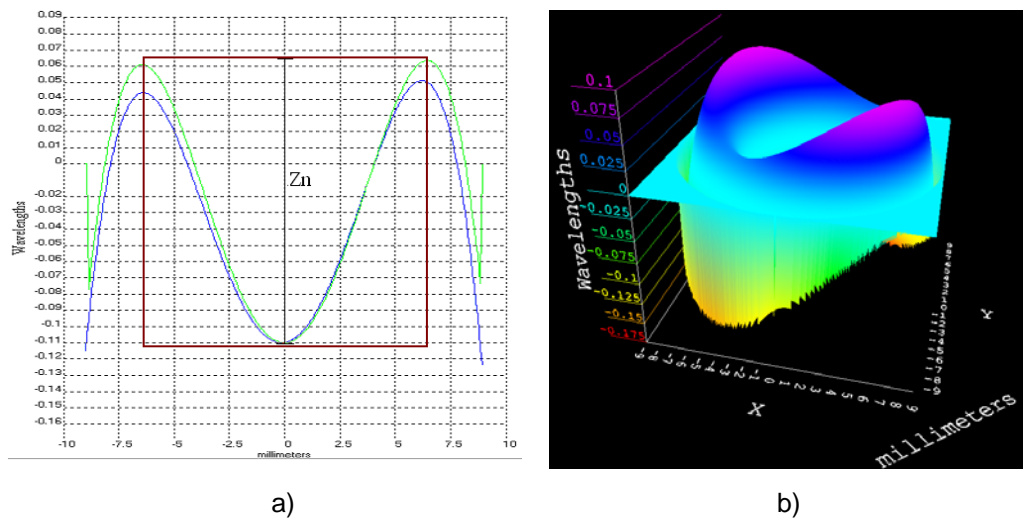


Figura 7.4 Obtención del Perfil resultante y del frente de onda para la lente de contacto sin ablación, mediante APEX⁹⁵. a) Perfil de la superficie, b) Frente de onda en 3D.

Como podemos ver la figura 7.4 a), representa el perfil de la lente de contacto sin ablación y la figura 7.4 b) muestra su correspondiente frente de onda en 3D. Es importante hacer notar, que nuestra zona de interés es solamente la región central del perfil, debido a que esta área representa el perfil de nuestra superficie. Por lo cual, la distribución ruidosa que se presenta en las orillas de la superficie y consecuentemente en el frente de onda en 3D, mostrado en la figura 7.4 b), será eliminada usando la misma serie de coeficientes de Zernike hasta tercer orden, en un código realizado en MATLAB, el cual es de uso exclusivo del grupo *ciencias de la imagen*. El resultado obtenido fue el siguiente frente de onda mostrado en la figura 7.5.

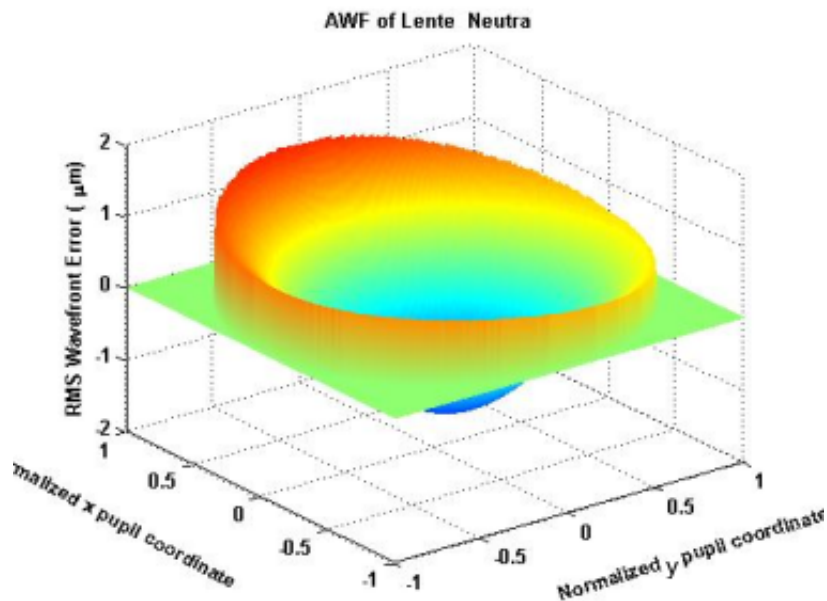


Figura 7.5 Obtención del frente de onda en 3D mediante un código realizado en MATLAB⁹⁸.

Como podemos notar, la reconstrucción del frente de onda mostrado en la figura 7.5, presenta una distribución más uniforme. Como si el frente de onda original de la figura 7.4 b) hubiera sido filtrado. Presentando de esta manera un perfil más limpio, el cual corresponde a la lente de contacto sin ablación.

De igual manera, nosotros sabemos que el frente de onda puede ser usado como la pupila de entrada de un sistema formador de imagen³⁵. Por lo tanto, podemos calcular las correspondientes *PSF* y *OTF* coherentes, para la caracterización de los defectos ópticos. En la siguiente figura 7.6 a) se muestra la grafica de la *PSF* en 3D y en la figura 7.6 b) se muestra la grafica en 3D de la magnitud de la *OTF*, la cual es conocida como la *MTF*.

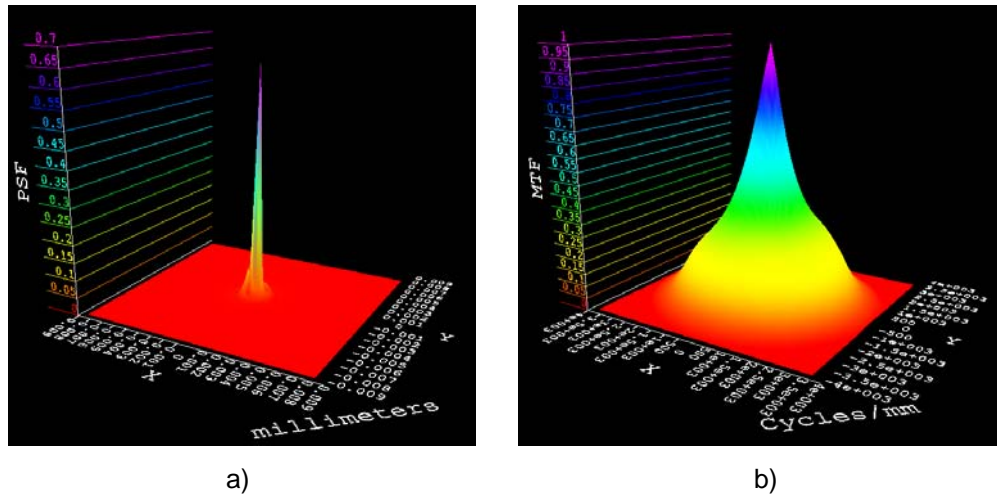


Figura 7.6 Parámetros de rendimiento del Frente de Onda, mediante APEX⁹⁵. a) PSF en 3D, b) MTF en 3D.

De manera análoga, podemos obtener este análisis para el patrón interferométrico que presentan un determinado perfil de ablación. Con la única condición de que el patrón de franjas esté bien definido, a pesar de llevar implícita la ablación del láser sobre la superficie. En el siguiente caso, obtendremos resultados numéricos para la lente #2, la cual tiene implícita la técnica de ablación ASA-3, para corrección de miopía.

Nuevamente, debemos adquirir el interferograma real, posteriormente, podemos generar el interferograma sintético que como mencionamos anteriormente, es la simulación numérica que efectúa el programa APEX⁹⁵ del interferogramas real mediante el uso de métodos de interpolación, como se ilustra en la figura 7.7.

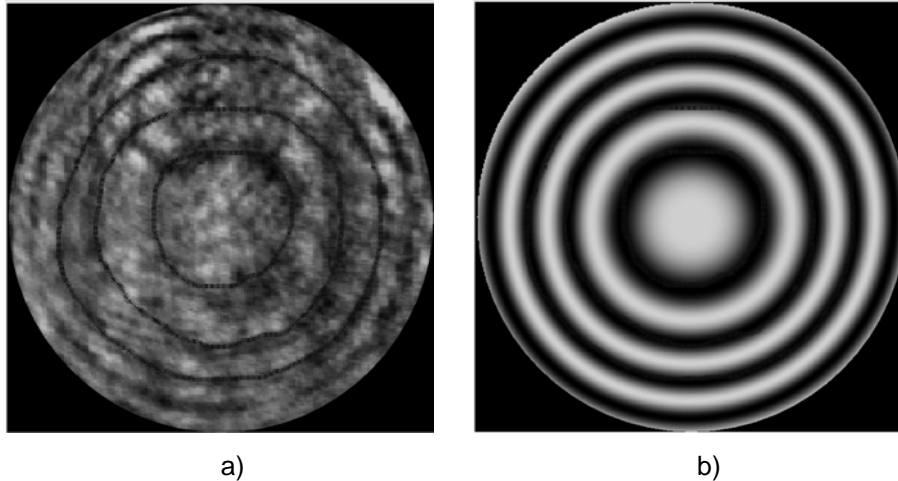


Figura 7.7 Comparación entre ambos interferogramas⁹⁸. a) Interferograma Real, b) Interferograma Sintético

De nuevo, note que la figura 7.7 b) es una razonable reproducción del interferograma real, mostrado en la figura 7.7 a).

Una vez obtenido dicho patrón de franjas simulado. Podemos obtener la serie de los coeficientes de Zernike hasta tercer orden, que como mencionamos anteriormente, para fines de diseño y simulación del frente de onda mediante el programa APEX⁹⁵, hasta dicho orden es suficiente para poder reconstruir el correspondiente frente de onda.

De manera similar, nosotros mostramos en la figura 7.8, los coeficientes de Zernike hasta tercer orden, obtenidos de la figura 7.7. Que corresponden al interferograma de la lente de contacto que tiene implícita la técnica de ablación ASA -3.

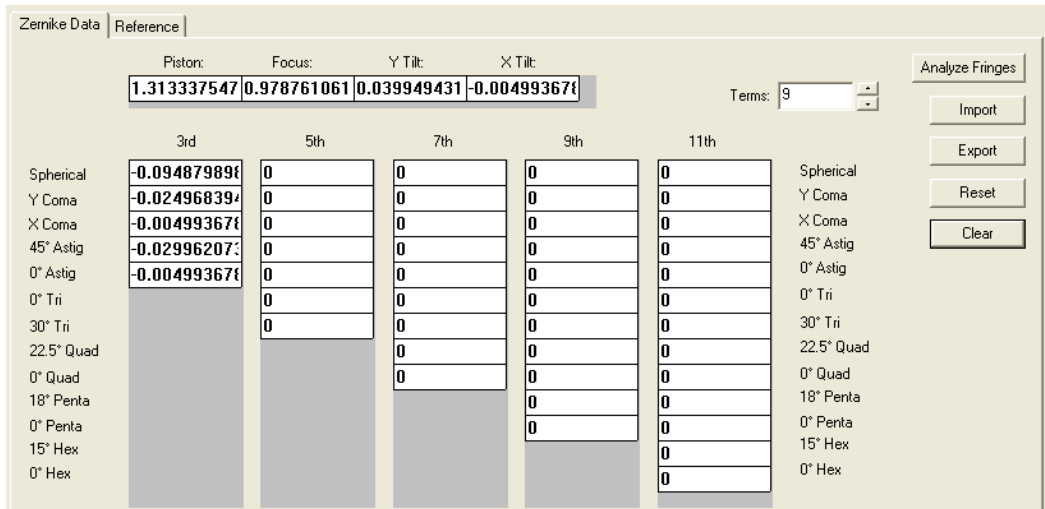


Figura 7.8 Coeficientes de Zernike a tercer orden obtenidos mediante el programa APEX⁹⁵.

En la figura 7.9 mostramos el correspondiente Frente de onda en 2D. En la parte derecha de la imagen de la figura 7.9 se muestra el correspondiente perfil, en el cual Z_{asa-3} representa la altura de la diferencia de fase.

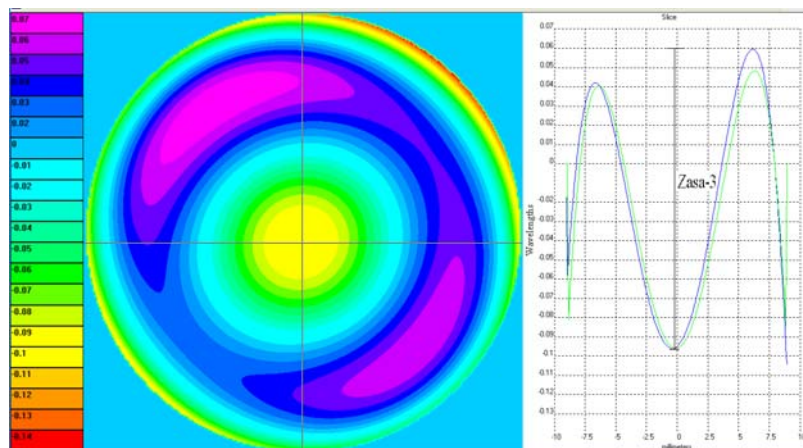


Figura 7.9 Reconstrucción del Frente de Onda en 2D mediante APEX⁹⁵.

Como mencionamos antes, el perfil de una superficie tiene una relación inversa respecto al frente de onda³⁵. Es decir, si tenemos una protuberancia en la superficie, el resultado del frente de onda presentara una depresión y viceversa. Luego entonces, para la lente de contacto con

el perfil de ablación ASA-3, tenemos la siguiente representación del perfil, la cual se muestra en la figura 7.10 a).

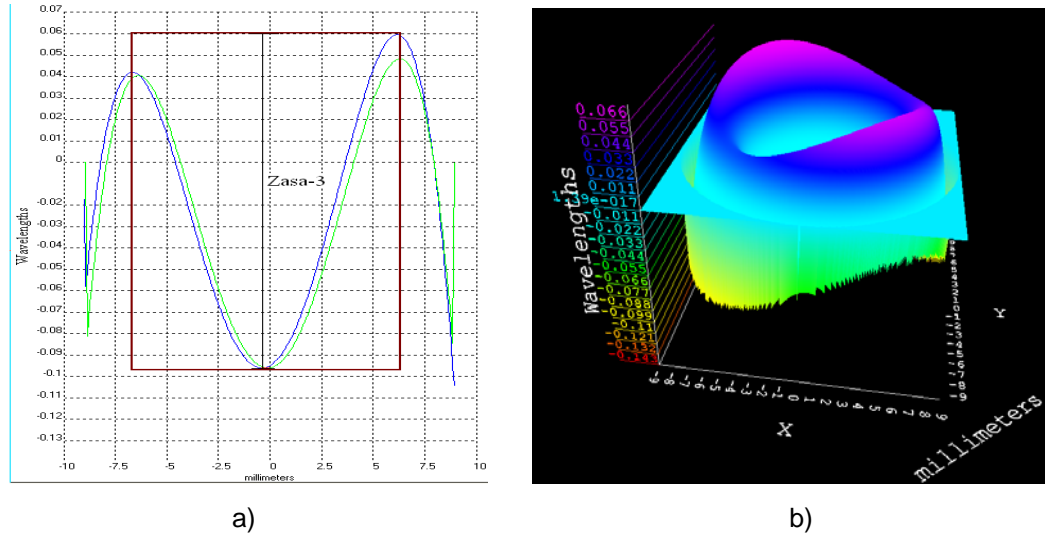


Figura 7.10 Obtención del Perfil resultante y del frente de onda para la lente de contacto sin ablación, mediante APEX⁹⁵. a) Perfil de la superficie, b) Frente de onda en 3D.

Nuevamente, podemos ver en la figura 7.10 a) la representación del perfil de la lente de contacto con ablación ASA-3. Note que la altura Z_{asa-3} , en este caso a sido incrementada. Por lo tanto, la altura $Z_n < Z_{asa-3}$ comparándola con el caso anterior en la figura 7.4 a). Por su parte, la figura 7.10 b) representa el correspondiente frente de onda en 3D. Como mencionamos en el caso anterior, es importante hacer notar, que nuestra zona de interés es solamente la región central del perfil, debido a que esta área representa el perfil de nuestra superficie. Por lo cual, la distribución ruidosa que se presenta en las orillas de la superficie y consecuentemente en el frente de onda en 3D, mostrado en la figura 7.10 b), será eliminada usando la correspondiente serie de coeficientes de Zernike hasta tercer orden, en el mismo código realizado en MATLAB, el cual es de uso exclusivo del grupo *ciencias de la imagen*. El resultado obtenido fue el siguiente frente de onda mostrado en la figura 7.11.

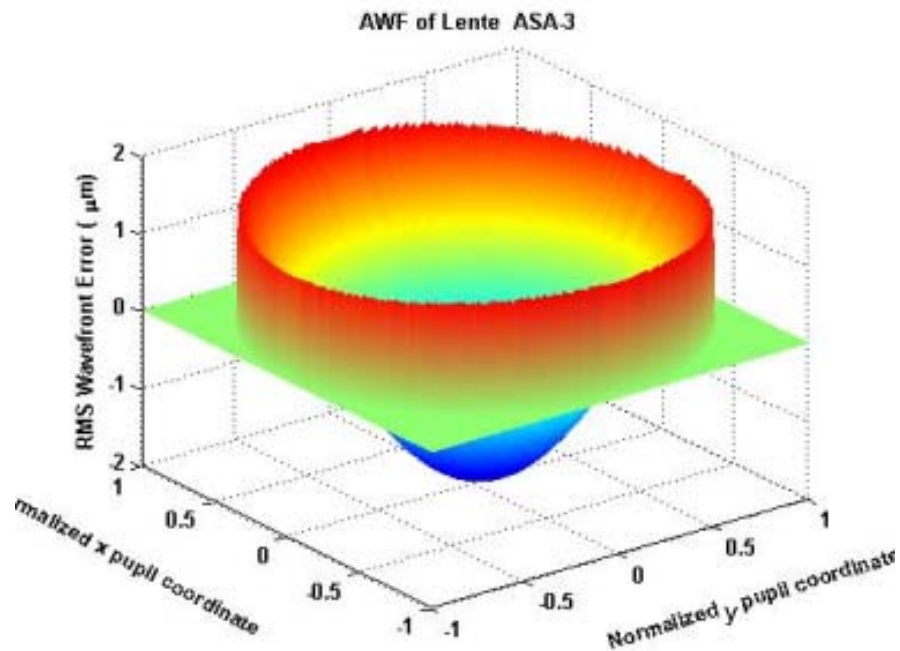


Figura 7.11 Obtención del frente de onda en 3D mediante un código realizado en MATLAB⁹⁸.

Nuevamente, podemos notar que la reconstrucción del frente de onda mostrado en la figura 7.11, presenta una distribución mas uniforme. Como si el frente de onda original de la figura 7.10 b) hubiera sido filtrado. Presentando de esta manera un perfil más limpio, el cual corresponde a la lente de contacto con ablación ASA-3.

Recordemos que el frente de onda puede ser usado como la pupila de entrada del un sistema formador de imagen³⁵. Por lo tanto, podemos calcular las correspondientes *PSF* y *OTF* coherentes, para la caracterización de los defectos ópticos. En la figura 7.12 a) se muestra la grafica de la *PSF* en 3D y el la figura 7.12 b) se muestra la grafica en 3D de la magnitud de la *OTF*, la cual es conocida como la *MTF*.

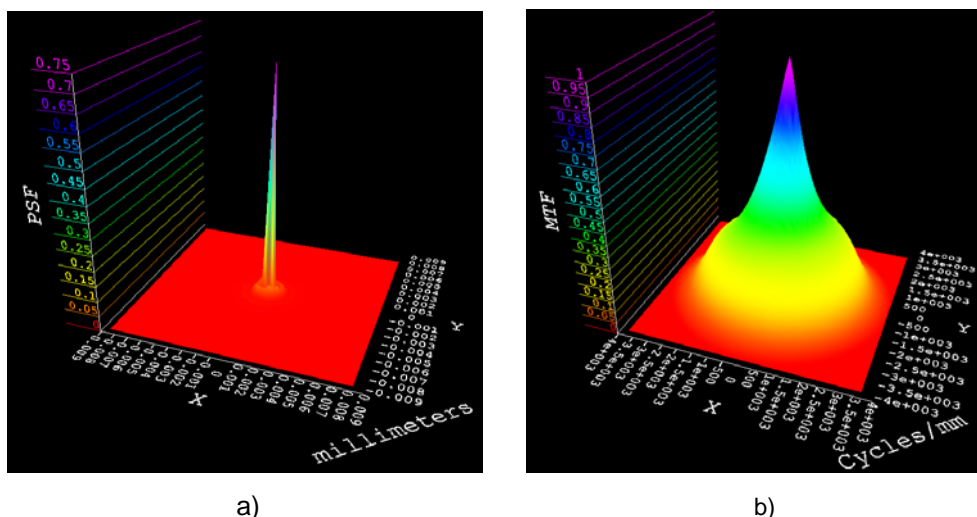


Figura 7.12 Parámetros de rendimiento del Frente de Onda, mediante APEX⁹⁵. a) PSF en 3D, b) MTF en 3D.

Tomando en cuenta algunas consideraciones generales, podemos observar la figura 7.7, la cual nos muestra los resultados obtenidos del interferograma real y el interferograma simulado. Estos patrones de franjas cerradas, nos dan una idea de los resultados obtenidos después de efectuada la ablación sobre la lente de contacto.

Sabemos que una variación de la curvatura de una superficie; implica un cambio en la distancia focal, que se refleja con el cambio de periodicidad del patrón de anillos concéntricos. Esta periodicidad se hace evidente cuando se compara la figura 7.7 b) con la figura 7.1 b), la cual representa al patrón interferométrico de referencia, puesto que se obtuvo de la lente de contacto que no tiene implícita la ablación del láser.

Por otro lado, los frentes de onda mostrados en las figuras 7.5 y 7.11, representan el perfil de las superficies evaluadas, Estos frentes de onda fueron obtenidos mediante una expansión de los coeficientes de Zernike hasta tercer orden. A diferencia de los que se muestran en los refractómetros comerciales, los cuales están dados por una expansión de los coeficientes de Zernike hasta sexto orden. Comparando dichos frentes de onda, podemos notar que el frente de onda de la figura 7.11, tiene

evidente un cambio drástico en la curvatura de la superficie, producto de la ablación que tiene implícita una de las lentes de contacto duras. Mientras que el frente de onda de la figura 7.5 se mantiene intacto, puesto que corresponde a una lente de contacto dura sin ablación.

Finalmente, mediante métodos de interpolación⁵⁶⁻⁵⁹ fue posible reconstruir el frente de onda proveniente de un patrón interferométrico singular. Este patrón interferométrico fue obtenido de una lente de contacto dura, la cual tenía implícita una técnica de ablación. Similar al perfil de ablación aplicado en cirugía refractiva. Conseguimos visualizar el perfil resultante después de la ablación, y pudimos comparar dicho perfil con el que proviene de una lente de contacto similar, sin ablación. El método de interpolación fue aplicado usando un software comercial conocido como APEX⁹⁵, el cual, nos permite generar el frente de onda mediante la obtención de los coeficientes de Zernike. Este frente de onda, puede usarse como una idea preliminar del resultado del perfil de ablación. Además del frente de onda, podemos obtener otros parámetros de rendimiento, equivalentes a un sistema formador de imagen, que nos permitan obtener el perfil de nuestra superficie, para poder caracterizar el desempeño de nuevas superficies ópticas. Mediante las funciones *PSF* y la magnitud de la *OTF* coherentes, la cual es conocida como *MTF*.

CAPÍTULO 8

CONCLUSIONES

Se presentaron los resultados experimentales de la caracterización microscópica e interferométrica del perfil de ablación. Se demostró cualitativamente mediante resultados experimentales, que la ablación producida por un láser de excímer sobre el perfil externo de la córnea, simulado mediante lentes de contacto duras, produce un cambio en el radio de curvatura, el cual se ve reflejado al obtener diferentes patrones de franjas lo que implica diferente distancia focal.

Los resultados experimentales fueron obtenidos tanto por medio de un interferómetro tipo Mach-Zehnder⁶⁰; armado en el laboratorio, como por medio de un interferómetro comercial de Fizeau de la marca ZYGO⁶¹, donde en ambos casos se utilizó como referencia una lente de contacto similar pero sin ablación. Lo relevante de estos métodos fue la obtención de patrones interferométricos similares. Por lo cual, los resultados conseguidos fueron satisfactorios.

Posteriormente, nos dedicamos a la recuperación del frente de onda aberrado, que nos permitió obtener el perfil de nuestra superficie, para consecutivamente poder caracterizar el desempeño de nuevas superficies ópticas. Para ello, fue necesario aplicar técnicas de recuperación de la fase³⁸⁻⁵⁹. Sabemos que debido al tamaño de cada muestra, es difícil obtener diferentes patrones de franjas con diferentes factores de fase. Por lo tanto, los métodos típicos de corrimiento de fase³⁸⁻⁴⁴ no fueron adecuados en nuestro caso.

Para determinar el perfil correspondiente causado por las diferentes técnicas de ablación, en este trabajo se aplicó un método de interpolación⁵⁶⁻⁵⁹ que proporciona un análisis estático de los patrones

secundarios de franjas. Mediante este método de interpolación fue posible reconstruir el frente de onda proveniente de un patrón interferométrico singular. Este patrón interferométrico fue obtenido de una lente de contacto dura, la cual tenía implícita una técnica de ablación. Similar al perfil de ablación aplicado en cirugía refractiva. El método de interpolación fue aplicado usando un software comercial conocido como APEX⁹⁵, el cual, nos permite generar el frente de onda, mediante la obtención de los coeficientes de Zernike.

Finalmente, este frente de onda, puede usarse como una idea preliminar del resultado del perfil de ablación. Además del frente de onda, podemos obtener otros parámetros de rendimiento, equivalentes a un sistema formador de imagen, que nos permitan obtener el perfil de nuestra superficie, para poder caracterizar el desempeño de nuevas superficies ópticas. Mediante las funciones *PSF* y la magnitud de la *OTF* coherentes, la cual es conocida como *MTF*.

Como consecuencia final; se incluyen diferentes apéndices, que complementan la información mencionada en algunos de los capítulos que constituyen esta tesis.

CAPÍTULO 9

REFERENCIAS

- [1].- Malacara D. [*Óptica Básica*,] Fondo de cultura Económica, México 1989.
- [2].- Hecht Eugene.,[*Optica*], Addison Wesley Iberoamericana, Madrid, 2002.
- [3].- http://www.fing.edu.uy/if/cursos/intr_optica/Material/Tema10_c.pdf
- [4].- <http://www.stanford.edu/class/ee368b/Handouts/09-HumanPerception.pdf>
- [5].- <http://www.swift.ac.uk/vision.pdf>
- [6].- http://physics.nyu.edu/~physlab/GenPhysII_PhysIII/HumanEye.pdf
- [7].- G. WALD and D. R. GRIFFIN, "The Change in Refractive Power of the Human Eye in Dim and Bright Light," J. Opt. Soc. Am. 37, 321-334 (1947).
- [8].-Barraquer M. J. I., "*Pasado, Presente y Futuro de la Cirugía Corneal Refractiva*," Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología, 1997.
- [9].- Rossi, E.A., Weiser, P., Tarrant, J., Roorda, A., "Visual Performance in Emmetropia and Low Myopia After Correction of High Order Aberrations" J. Vision 7(8):<http://www.journalofvision.org/7/8/14/> (2007).
- [10].- Ramamirtham,R., Kee,C.S., Hung,L.F., Qiao-Grider,Y., Huang,J., Roorda,A., & Smith,E.L., III "Wave aberrations in rhesus monkeys with vision-induced ametropias." Vision Res. 47, 2751-2766. (2007).
- [11].- http://www.med.unne.edu.ar/revista/revista191/2_191.pdf
- [12].- <http://med.javeriana.edu.co/publi/vniversitas/serial/v42n1/0005%20Defectos.PDF>
- [13].-http://sisbib.unmsm.edu.pe/Bvrevistas/acta_medica/2009_n1/pdf/a07v26n1.pdf
- [14].- http://www.esteve.es/EsteveArchivos/1_8/Ar_1_8_44_APR_15.pdf

- [15].- Roorda,A., Zhang,Y., & Duncan,J.L. "High-resolution in vivo imaging of the RPE mosaic in eyes with retinal disease." Invest.Ophthalmol.Vis.Sci. 48(5): 2297-2303 (2007).
- [16].- Grieve, K., Roorda, A. "Intrinsic signals from human cone photoreceptors" Invest.Ophthalmol.Vis.Sci. 49(2) 713-719 (2008)
- [17].- Arathorn D. W., Yang Q., Vogel C. R., Zhang Y., Tiruveedhula P., and Roorda A., "Retinally stabilized cone-targeted stimulus delivery," Opt. Express 15, 13731-13744 (2007).
- [18].- <http://www.pdf-search-engine.com/retina-pdf.html>
- [19].- <http://www.ojosdolores.com.ar/funciojo.html>
- [20].- G. T. Bauer, "Longitudinal spherical aberration of modern ophthalmic lenses and its effect on visual acuity," Appl. Opt. 19, 2226-2234 (1980).
- [21].- Tadao, Tsuruta, Mitsuji, Kishi, and Tsunemi, Gonda, "Automatic Vertometer for Spherical Ophthalmic Lenses," Appl. Opt. 11, 2706-2710 (1972).
- [22].- <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1312470>
- [23].- http://laico.org/v2020resource/files/ophthalmiclens_jul-sep02.pdf
- [24].- Jayne S., Weiss, [Refractive Surgery], American Academy of Ophthalmology, Basic & Clinical Science Course, Section 13, (2007).
- [25].- Paolo Vinciguerra and Fabrizio Camesasca., [Refractive Surface Ablation: PRK, LASEK, Epi-lasik, Custom, PTK, and Retreatment,] Slack Incorporated (2007).
- [26].-David, Williams., "Customized correction with contacts and laser refractive surgery," Williams Lab.,http://www.cvs.rochester.edu/williamslab/r_contacts.html
- [27].<http://www.sepeap.es/Hemeroteca/EDUKINA/Artikulu/VOL104/M1040708.pdf>
- [28].- Dorronsoro, C., Cano, D., Merayo-Llodes, J. and Marcos, S., "Experiments on PMMA models to predict the impact of corneal refractive surgery on corneal shape ," Opt Express 14, 6142-6156 (2006).
- [29].- Jimenes, J.,R., Rodríguez-Marín, F., Gonzalez-Anera, R. and Jimenes, del Barco, L., "Experiment on PMMA models to predict the

impact of corneal refractive surgery on corneal shape: Comment,” Opt Express 15, 7243-7244 (2007).

[30].- Dorronsoro, C., Siegel, J., Ramon, L. and Marcos, S., “Suitability of Filofocon A and PMMA for experimental models in excimer laser ablation refractive surgery,” Opt 16, 20955-20967 (2008).

[31].-Cantú, R., Rosales, M.A, Tepichín, E., Curioca, A., Montes, V., Ramírez-Zavaleta, J., G., “Objective Quality of Vision in Presbyopic and Non-presbyopic Patients after Pseudoaccomodative Advanced Surface Ablation,” J Refract Surg. 21, S603-S605 (2005).

[32].- Tepichín, E., Cantú, R., Rosales, M.A., Chávez-Cerda, S., Sánchez, de la Llave, D., Curioca, A., Montes, V., Bonilla, J., “PFS and MTF analysis of the visual performance in undilated Mexican normal virgin whole eyes ($UCVA \geq 20/20$, $20/30$ and $20/40$),” Proceedings of SPIE 5688, 9-18 (2005).

[33].- Marcos, S., “Aberrations and Visual Performance following standard laser vision correction,” J. Refractive Surgery. 17, 596-601 (2001).

[34].- Bass, M., Van, Stryland, E., W., Williams, D., R., Wolfe, W., L., [Handbook of optics/Fundamental, techniques and desing-2], McGraw-Hill, Publishers, New York, (1995).

[35].- M., Born, & E., Wolf., [Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light], 7th ed.

[36].-Miles, V., Klein [Optics], John Wiley & Sons, Inc. New York, London, Sydney, Toronto.

[37].- Bahaa E. A. Saleh, Malvin Carl Teich, Series Editor(s): J. W. Goodman., [Fundamentals of Photonics], Published 5 Dec (2001).

[38].-Creath K., “A Comparison of Phase-Measurement Algorithms,” Proceedings SPIE 680, 19 (1986).

[39].-Malacara, D., Servin M., Malacara, Z., “Interferogram Analysis for Optical Testing,” Mercel Dekker, Inc., (1998).

[40].-Bok, K. and Seung-Woo K., “ Portable Inspection of Precision Surface by Phase Shifting Interferometry with Automatic Suppression of Phase Shift Errors,” Optical Engineering 34, 1400-1404 (1995).

- [41].-Sandoz P., Devillers, R. and Plata, A., "Unambiguous Profilometry by Fringe-order Identification in White Light Phase Shifting Interferometry," *J. Modern Optics* 44, 519-534 (1997).
- [42].-Soloviev, O. and Vdovin, G., "Phase extraction from three and more interferograms registered with different unknown wavefront tilts," *Opt Express* 13, 3743-3753 (2005).
- [43].- Ge,Z., Saito, T., Kurose, M., Kanda, H., Arakawa, K. and Takeda, M., "Precision interferometry for measuring wavefronts of multi-wavelength optical pickups," *Opt Express* 16, 133-143 (2008).
- [44].- Yu, Q., Fu, S., Yang, X., Sun, X. and Liu X., "Extraction of phase field from a single contoured correlation fringe pattern of ESPI," *Opt Express* 12, 75-83 (2003).
- [45].- Garcia-Marquez, J., Malacara-Hernandez, D. and Servin, M., "Analysis of interferograms with a spatial radial carrier or closed fringes and its holographic analogy," *Applied Optics* 37, 7977-7982 (1998).
- [46].- Ge,Z., Kobayashi, F., Matsuda, S. and Mitsuo, T., "Coordinate-transform technique for closed-fringe analysis by the Fourier-transform method," *Applied Optics* 40, 1649-1657 (2001).
- [47].- Takeda, M., Ina, H. and Kobayashi, S., "Fourier-transform method of fringe-pattern analysis for computer-based topography and interferometry," *J. Opt. Soc Am A* 72, 156-160 (1982).
- [48].- William, W., Macy, Jr., "Two-dimensional fringe-pattern analysis," *Applied Optics* 22, 3898-3901 (1983).
- [49].- Ichikawa, K., Lohmann, A. and Takeda, M., "Phase retrieval based on the irradiance transport equation and the Fourier transform method: experiment," *Applied Optics* 27, 3433-3436. (1988).
- [50].-Goldberg, K., Bokor, J., "Fourier Transform Method of Phase Shift Determination," *Applied Optics* 40, 2886 (2001).
- [51].- Gu, J., Chen, "Fast Fourier Transform, Iteration and Least-squares-fit Demodulation Image Processing for Analysis of Single-carrier Fringe Pattern," *JOSA A* 12, 2159, (1995).

- [52].- Joenathan C., "Phase-measuring interferometry: new methods and error analysis," *Applied Optics* 33, 4147-4155 (1994).
- [53].- Gu, J., Chen, "Fourier-Transform, Phase-Iteration and Least-square-fit Image Processing for Young's Fringe Pattern," *Applied Optics* 35, 232, (1996).
- [54].-Bone, D., Bachor H., Sandeman R., "Fringe-Pattern Analysis using 2-D Fourier Transform," *Applied Optics* 25, 1653 (1986).
- [55].-Kreis, T., "Digital Holographic Interference-Phase Measurement using the Fourier-Transform Method", *JOSA A* 3, 847 (1986).
- [56].- Guenther, A., H., Liebenberg, D., H., [Optical Interferograms-Reduction and Interpretation], Los Alamos Scientific Laboratory editors, 71-86 (1978).
- [57].- Hariharan, P., Oreb F. and Wanzshi, Z., "Measurement of Aspheric Surfaces Using a Microcomputer Controlled Digital Radial-Shear Interferometer," *Optical Acta*, 31, 989 (1984).
- [58].- Malacara, D. and De, Vore, S., L., "Interferogram Evaluation and Wavefront Fitting," in *Optical Shop Testing 2 Ed.* D. Malacara, John Wiley & Sons New York, 455 (1992).
- [59].- Plight, A., "The calculation of the Wavefront Aberration Polynomial," *Optica Acta* 27, 717 (1980).
- [60].- Rodriguez-Rodriguez, M.I., Cantú, R., Rosales, M. A., Lopez-Olazagasti, E., Ramirez-Zavaleta, G. and Tepichín, E., "Interferometric analysis of the ablation profile in refractive surgery,". *Proc. SPIE* 5688, 9-18 (2008).
- [61].- Daniel Malacara., [Optical Shop Testing], Second Edition, ed. John Wiley & Sons New York 1992).
- [62].- J., García., Marquez., N., Alcalá., M., Montoya, C., Pérez., M., Gutiérrez., y J., Moya, "Calibración de un interferómetro fizeau: cálculo de incertidumbres," *Revista Mexicana de Física* 51 (1) 114–120, (2005).
- [63].- Williams, C., S. and Becklund, O., A., [Optical Transfer Function], Wiley & Applied Optics, New York 291-360 (1989).

- [64].- Tepichín, E., Cantú, R., Rosales, M.A., Chávez-Cerda, S., Sánchez, de la Llave, D., Curioca, A., Montes, V., Bonilla, J., "PFS and MTF analysis of the visual performance in undilated Mexican normal virgin whole eyes (UCVA \geq 20/20, 20/30 and 20/40)". Proceedings of SPIE 5688, 9-18 (2005).
- [65]. <http://med.javeriana.edu.co/publi/vniversitas/serial/v42n1/0003%20Anatomia.PDF>
- [66]. http://sisbib.unmsm.edu.pe/BibVirtualData/Libros/Medicina/cirugia/Tomo_IV/archivospdf/05cornea.pdf.
- [67].-Muller, C. G., y M. Rudolph, [*Luz y Visión*,] Lito Offset Latina, México, 1974.
- [68].-Cantu, R., M.A, Rosales, E., Tepichin, A., Curioca, V., Montes, J., Bonilla, V., Espinoza., "Advanced Surface Ablation for Presbyopia Using the Nidek Ec-500 Laser," J. Refract. Surg, 20, S711-S713 (2004).
- [69].-Alain Telandro, M.D., "Pseudo-accommodative cornea: A new concept for correction of presbyopia," Journal Refractive Surgery, 20, S714-S717. (2004)
- [70].-Alain, P., Telandro, M.D., and John Steile III., "Presbyopia: Perspective on the reality of pseudoaccommodation with LASIK," Ophthalmol. Clin. N. Am. 19, 45-69 (2006).
- [71].-Tobias Koller, M.D., and Theo Seiler, M.D., Ph D., "Four corneal presbyopia corrections: Simulations of optical consequences on retinal image quality," J. Cataract Refract. Surg. 32, 2118-2123 (2006).
- [72].- <https://secure3.aao.org/pdf/057139.pdf>
- [73].- http://www.i-see.org/gottlieb/presbyopia_chart.pdf
- [74].- <http://www.aoa.org/documents/CPG-17.pdf>
- [75].- http://www.fovea-pharma.com/pdf/fovea_080107.pdf
- [76].- <http://www.uv.es/afelipe/Temasof/tema2.pdf>
- [77].-Márquez M., [*Oftalmología Especial Teórica y Clínica*,] La prensa Medica Mexicana, México, 1952.
- [78].-Barraquer M., J., "Pasado, Presente y Futuro de la Cirugía Corneal Refractiva," Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología, 1997.

[79]. http://images.google.com.mx/imgres?imgurl=http://www.rush.edu/spanish/images/si_0322.gif&imgrefurl=http://www.rush.edu/spanish/speds/eye/rfrctve.html&usq= PpeZazl0VyNY6BYw lynuiLobzU=&h=300&w=530&sz=44&hl=es&start=9&um=1&tbnid=dCYvmw5PyIGccM:&tbnh=75&tbnw=132&prev=/images%3Fq%3Dmiopia%26hl%3Des%26rlz%3D1R2GGIE_en%26um%3D1.

[80]. - <http://www.aoa.org/documents/CPG-15.pdf>

[81]. - <http://www.maclester.edu/courses/econ108/myopia.pdf>

[82]. - http://bvs.sld.cu/revistas/oft/vol14_2_01/oft07201.pdf

[83]. [http://sisbib.unmsm.edu.pe/BibVirtualData/Libros/Medicina/cirugia/Tomo IV/archivospdf/10defectos_opticos.pdf](http://sisbib.unmsm.edu.pe/BibVirtualData/Libros/Medicina/cirugia/Tomo_IV/archivospdf/10defectos_opticos.pdf)

[84]. [http://www.go2eyes.com/weinstein/spanish/patient_ed/lasik.html.\(Vision & Asing, Dr. Weinstein\).](http://www.go2eyes.com/weinstein/spanish/patient_ed/lasik.html.(Vision & Asing, Dr. Weinstein))

[85]. http://images.google.com.mx/imgres?imgurl=http://www.ofthalmologiacostarica.com/images/secundaries/figura_62.jpg&imgrefurl=http://www.ofthalmologiacostarica.com/cirugia_refractiva.php&usq=__OYnKdoQDyF6WyxhOziZSDZL79pc=&h=173&w=170&sz=9&hl=es&start=53&um=1&tbnid=zspCuh6KmuwJFM:&tbnh=100&tbnw=98&prev=/images%3Fq%3Dqueratectomia%2Brefractiva%26ndsp%3D18%26hl%3Des%26rlz%3D1R2GGIE_en%26sa%3DN%26start%3D36%26um%3D1.

[86]. http://images.google.com.mx/imgres?imgurl=http://www.clinicaplaghos.com.ar/images/lasikojo1.gif&imgrefurl=http://www.clinicaplaghos.com.ar/Cirugia/lasik.htm&usq= XI7If15TXwkNpmssEjFuShahm88=&h=140&w=170&sz=21&hl=es&start=25&um=1&tbnid=go0TRBF2XaLcHM:&tbnh=82&tbnw=99&prev=/images%3Fq%3Dcirugia%2Brefractiva%26ndsp%3D18%26hl%3Des%26rlz%3D1R2GGIE_en%26sa%3DN%26start%3D18%26um%3D1

[87].-López-Gil, et al., “Aberration Generation by Contact Lenses With Aspheric and Asymmetric Surfaces,” *Journal of Refractive Surgery* 18, S603-S608 (2002).

[88].- Fernández, E.J., Iglesias, I., Artal, P., “Closed-loop adaptive optics in the human eye,” *Opt Lett* 26, 746-748 (2001).

- [89].- Hofer, H., Chen, L., Yoon, G., Singer, B., Yamauchi, Y., Williams, D.R., "Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations," *Opt Express* 10, 631-643 (2001).
- [90].- López-Gil N., Howland, H.C., Howland, B., Charman, N., Applegate, R., "Generation of third-order spherical and coma aberration using radially symmetric fourth-order lenses," *J Opt Soc Am A.* 15, 2563-2571 (1998).
- [91].- Navarro, R., Moreno-Barriuso, E., Bara, S., Mancebo, T., "Phase plates for wave-aberration compensation in the human eye," *Opt Lett* 25, 236-238 (2000).
- [92].- Mrochen, M., Kaemmerer, M., Seiler, T., "Clinical results of wavefront-guided laser in situ keratomileusis 3 months after surgery," *J Cataract Refract Surg* 27, 201-207 (2001).
- [93].- Smirnov, M.S. "Measurement of the wave aberration of the human eye," *Biophysics*, 7, 766-795 (1962).
- [94].- <http://www.opt.indiana.edu/people/faculty/kollbaup/correcting2.pdf>
- [95].- Apex, [Interferogram Analysis Software], Lambda Research Corporation 80 Taylor Street, P.O. Box 1400 Littleton, MA 01460 (2003).
- [96].- Maeda, P., "Zernike Polynomials and Their Use in Describing the Wavefront Aberrations of the Human Eye," Stanford University,
- [97].- Hofer, H., Artal, P., Singer, B., Aragón, J.L., Williams, D.R., "Dynamics of the eye's wave aberration," *J Opt Soc Am A.* 18, 497-506 (2001).
- [98].- Rodriguez-Rodriguez, M.I., Rosales, M. A., Lopez-Olazagasti, E., Ramirez-Zavaleta, G. and Tepichín, E., "Phase retrieval from a single interferometric pattern to determine the profile caused by laser ablation on spherical surfaces," *Proc. SPIE*, Vol. 7443, 9-18 (2009).
- [99].-Thomas, J., Liesegang, Gregory, L., Skuta, Luis, B., Cantor, [Clinical Optics], American Academy of Ophthalmology, Basic & Clinical Science Course, Section 3, (2006).
- [100].-MacRae, Scott M. MD; Matsuda, Mamoru MD; Yee, Richard, "The Effect of Long-term Hard Contact Lens Wear on the Corneal Endothelium," *Eye & Contact Lens*.

[101].- http://faculty.ksu.edu.sa/faqehi/Corses/contact_lens.pdf

[102].- <http://www.homoeopathyclinic.com/articles/Contact%20Lens.pdf>

CAPÍTULO 10

TRABAJOS PUBLICADOS

9.1 MEMORIAS EN EXTENSO

Se presentaron dos publicaciones en extenso para la SPIE- International Society for Optical Engineering. Las cuales se mencionan a continuación:

1.1.- Rodríguez-Rodríguez, M.I., Cantú, R., Rosales, M. A., López-Olazagasti, E., Ramírez-Zavaleta, G. and Tepichín, E., “Interferometric analysis of the ablation profile in refractive surgery,”. Proc. SPIE 5688, 9-18 (2008).

1.2.- Rodríguez-Rodríguez, M.I., Rosales, M. A., Lopez-Olazagasti, E., Ramirez-Zavaleta, G. and Tepichín, E., “Phase retrieval from a single interferometric pattern to determine the profile caused by laser ablation on spherical surfaces,”. Proc. SPIE, Vol. 7443, 9-18 (2009).

Además, se presento una publicación en extenso para VI encuentro, Participación de la Mujer en la Ciencia, Centro de Investigaciones en Óptica A.C. La cual se presenta a continuación:

1.3.- Rodríguez-Rodríguez, M.I., Rosales, M. A., López-Olazagasti, E., Ramírez-Zavaleta, G., J., Ibarra, and Tepichín, E., “Análisis Interferométrico del Perfil de Ablación Obtenido con Cirugía Refractiva,”. VI encuentro, Participación de la Mujer en la Ciencia, Centro de Investigaciones en Óptica A.C., (2009).

9.2 SUMARIOS Y PARTICIPACIONES EN CONGRESOS

1.1.- SPIE-International Society for Optical Engineering, (2008).

1.2.- SPIE-International Society for Optical Engineering, (2009).

1.3.- Congreso de la Sociedad Mexicana de Física, (2008).

1.4.-Congreso de la Sociedad Mexicana de Física, (2009).

1.5.- Participación de la Mujer en la Ciencia, Centro de Investigaciones en Óptica A.C., (2009).

1.6.-Participación en el congreso regional de la Universidad de las Américas Puebla, (2009).

APÉNDICE A

LENTE DE CONTACTO

Con el objeto de complementar la información mencionada en los diferentes capítulos, incluimos como parte de esta tesis, el siguiente apéndice, el cual está dedicado al estudio y evaluación de las lentes de contacto duras, donde se presentan sus parámetros y constantes ópticas que las conforman.

Las lentes de contacto⁹⁹⁻¹⁰², también llamadas lentillas o pupilentes, mostradas en la figura A.1, proporcionan una visión periférica más amplia que los anteojos convencionales y pueden eliminar o reducir significativamente la distorsión de imágenes, por lo que la definición y contraste de siluetas, colores o formas es más natural. En la actualidad, el 90% de las personas que presentan ametropías, como por ejemplo miopía, hipermetropía, astigmatismo y presbicia, pueden ser corregidas mediante el uso de lentes de contacto. Además, en los casos en los que la superficie corneal es irregular, crean una superficie refractiva lisa, mejorando así la agudeza visual³¹⁻³³.

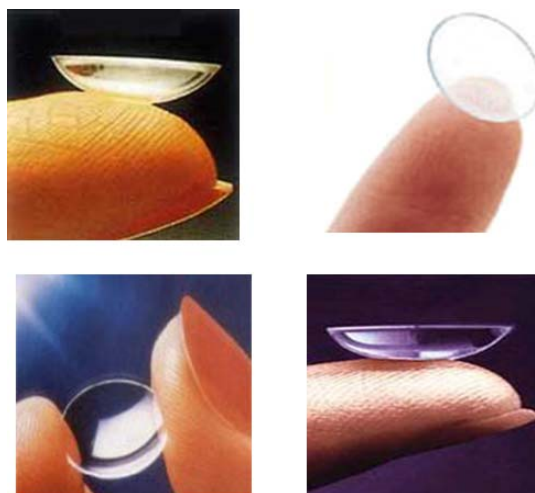


Figura A.1 Lentes de contacto, lentillas o pupilentes¹⁰¹.

A.1 LENTES DE CONTACTO RÍGIDAS

Existen dos tipos de lentes de contacto rígidas: las antiguas lentes duras hechas de PMMA (polimetilmetacrilato)^{28-30, 99} y las más modernas lentes de contacto permeables al gas (LCPG)²¹, fabricadas con mezclas de fluorocarbonos y polimetilmetacrilato. Nuestro interés, es el estudio de las lentes de contacto de PMMA^{28-30, 99}, las cuales tienen un diámetro de 7.5 a 10 mm y cubren parte de la córnea, flotando sobre la película lagrimal, su espesor es de aproximadamente 0.3 mm, de acuerdo con su tipo. Los Lentes de contacto, poseen dos caras, una anterior convexa y una posterior cóncava en contacto con la superficie corneal anterior. En otras palabras las lentes de contacto flotan sobre la película lagrimal que ocupa la parte frontal de la córnea.

Este es el tipo "clásico" de lentillas, fabricadas mayoritariamente entre los años 30 y finales de los 70. Originariamente, sólo estaban compuestas de polimetilmetacrilato (PMMA)⁹⁹. Las lentillas rígidas poseen unas propiedades ópticas excelentes, son fáciles de limpiar y precisan de un cuidado mínimo. Sin embargo el PMMA no tiene una buena permeabilidad al oxígeno, lo cual reduce la tolerabilidad de las lentillas. En la siguiente figura A.2 esquematizamos una lente de contacto rígida, especificando las partes que la conforman.

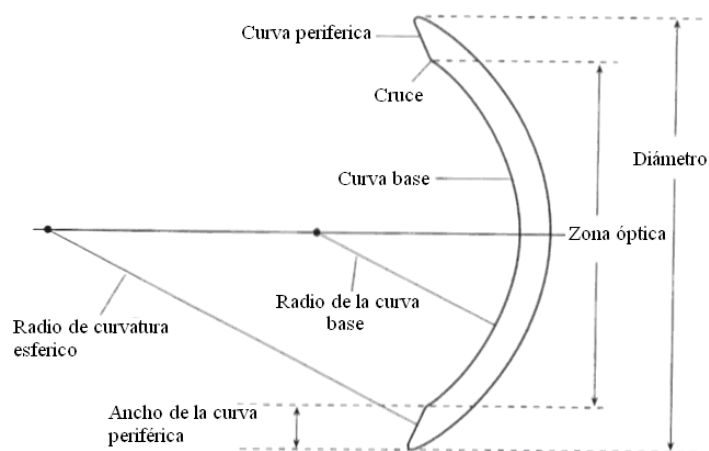


Figura A.2 Partes de una lente de contacto⁹⁹.

Curva base: Se refiere a la curvatura de la superficie central posterior de la lente, que es adyacente a la cornea; y que se mide por su radio de curvatura en (*mm*) o se convierte a veces en dioptrías tomando el recíproco del radio.

Diámetro: Es la anchura de los lentes de contacto la cual suele variar, dependiendo del material de la lente, por ejemplo los rangos para lentes de contacto suaves es de 13 a 15 *mm*, mientras que para lentes rígidas de gas permeable (RGP) y polimetilmetacrilato (PMMA) el rango es de 7 a 10 *mm*.

Zona óptica: Es el área de la superficie anterior de la lente de contacto que tiene el poder refractivo de la lente.

Curva periférica: Es la curva secundaria de las afueras de la curva base en el borde de una lente de contacto por lo general son más planas aproximándose al aplanamiento normal de la cornea periférica. Normalmente, los cruces entre las curvas son lisos para mejorar el confort.

A.1.1 Características Ópticas de Lentes de Contacto

Las lentes de contacto tienen 4 parámetros en común, que son: la curvatura de la superficie posterior, la cual es igual a 7.47 mm, la curvatura de la superficie anterior que es igual a 7.58 mm, el diámetro de la lente que es de 9 mm y el poder, determinado por su forma y calculado indirectamente por la ley de Snell¹. La siguiente figura A.3 muestra las dimensiones de una lente de contacto dura en un sistema de referencia.

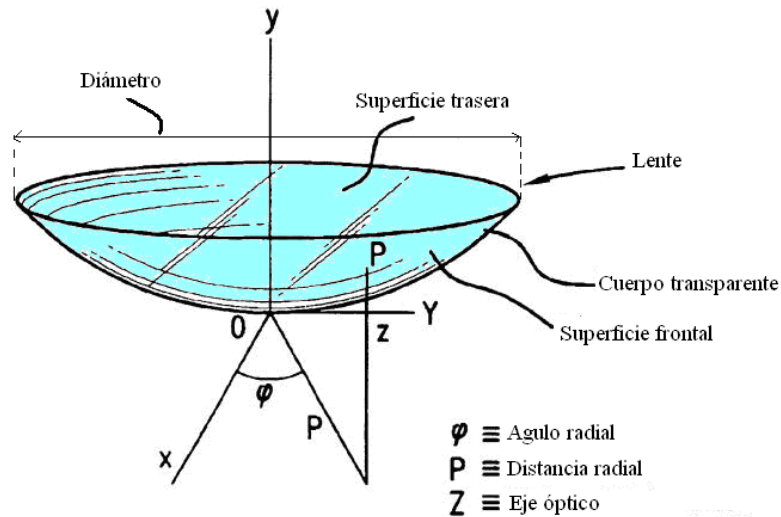


Figura A.3 Descripción de los parámetros de una lente de contacto.

Además de los parámetros antes mencionados, tenemos el índice de refracción, el cual es igual a 1.494, para el material correspondiente del que esta fabricada dicha lente de contacto dura. Así como su *número f* ($f/\#$), que como sabemos, es la relación que existe entre el cociente de la distancia focal y el diámetro de la lente, el cual es igual a 0.421.

A.1.2 Lágrima en la Lente

La presencia de fluido⁵⁰, en lugar de aire, entre una lente de contacto y la superficie corneal, es responsable de otra gran diferencia en el rendimiento óptico de las lentes de contacto. La lágrima apareció para formar una película lisa que cubriese las irregularidades del epitelio corneal y permitiese una refracción óptica regular.

La superficie ocular mantiene su complejo equilibrio fisiológico en presencia de la lágrima, con la que forma un todo. La inmersión de una lente de contacto en este complejo sistema rompe el equilibrio preexistente. Esto se ejemplifica en la siguiente figura A.4.

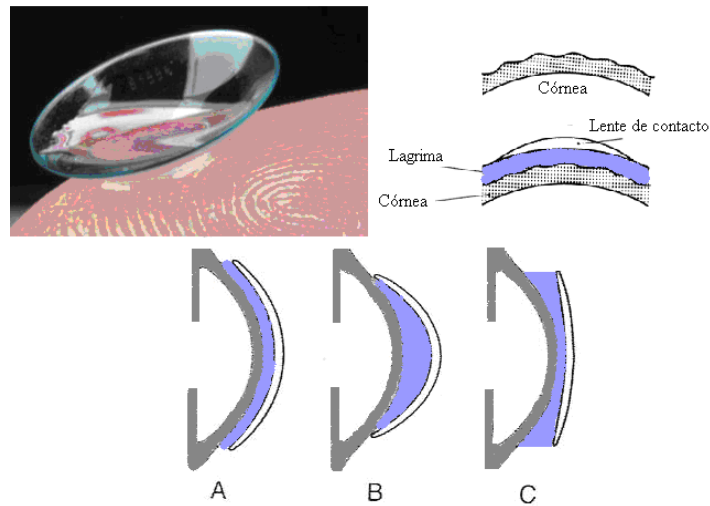


Figura A.4 Lente óptico formado por la capa de película lagrimal⁹⁹. (A) Plano de la lente, (B) lente positiva, (C) lente negativa.

De esta forma, una lente de contacto crea una lágrima o fluido cuyo poder esta establecido por la curvatura entre la superficie de la córnea y la curva base de la lente de contacto, como se aprecia en la siguiente figura A.5.

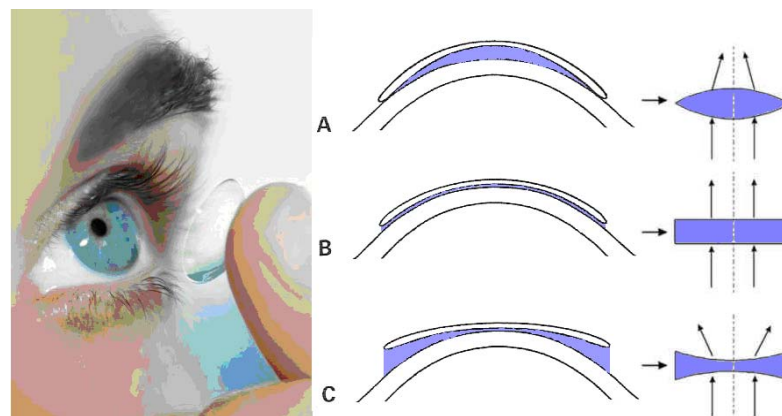


Figura A.5 Adaptación de una lente de contacto en la superficie corneal⁹⁹.

En todas las lentes, el poder de esta lagrima o fluido, esta determinado por las curvaturas de su superficie anterior (formada por la superficie trasera de la lente de contacto) y posterior (formada por la superficie frontal de la córnea). El índice de refracción de la lágrima es de

1.336, y es casi idéntico al de la superficie anterior de la córnea que es de 1.376.

Mediante este apéndice, podemos apreciar con más detalle las características que presentan las lentes de contacto duras, especificando los valores de los parámetros y constantes ópticas que las conforman. Además, conseguimos visualizar el funcionamiento que presentan en conjunto con la lagrimal; que se forma en la superficie externa de la córnea. Finalmente, todas estas características que presentan dichas lentes de contacto, fueron obtenidas mediante una cuidadosa revisión bibliográfica.

APÉNDICE B

DEFINICIÓN DE FRENTE DE ONDA

Con el objeto de mejorar la información mencionada en el capítulo cuatro de esta tesis, incluimos el siguiente apéndice, el cual está dedicado al estudio de las características de los frentes de onda esféricos y planos. Los cuales se presentan a continuación.

B.1 ONDAS Y FRENTE DE ONDA

En principio, debemos recordar que en presencia de un campo electromagnético, el vector de campo eléctrico en un punto, está compuesto de una amplitud y una fase y se representa mediante las siguientes ecuaciones (B.1).

$$\vec{E}(x, y, z, t) = \vec{A}(x, y, z, t)e^{i\phi(x, y, z, t)} \quad (\text{B.1 a})$$

$$\vec{E}(\vec{r}, t) = \vec{A}(\vec{r}, t)e^{i\phi(\vec{r}, t)}, \quad (\text{B.1 b})$$

donde \vec{r} es el vector de posición y en ambos casos; la amplitud A y la fase ϕ , son funciones de las coordenadas espaciales y del tiempo.

Si asumimos que se trata de una onda monocromática linealmente polarizada. La expresión anterior (B.1 a), puede ser simplificada como:

$$\vec{E}(x, y, z, t) = \vec{A}(x, y, z)e^{i[\omega t - \phi(x, y, z)]}, \quad (\text{B.2})$$

donde ω es la frecuencia angular en radianes por segundo y esta relacionada con la frecuencia ν , mediante la siguiente relación.

$$\omega = 2\pi\nu . \quad (\text{B.3})$$

B.1.1 Onda Plana

El ejemplo más simple de una onda electromagnética es la representación de una onda plana^{1-2, 34}. La onda plana es producida por una fuente de luz monocromática y aproximada mediante una fuente de luz colimada, figura (B.1 a), la cual emitirá un conjunto de rayos paralelos. Luego entonces, una onda plana linealmente polarizada y de amplitud compleja se define mediante la ecuación (B.4).

$$\vec{E}(x, y, z, t) = \vec{E}(\vec{r}, t) = \vec{A}e^{i[\omega t - \vec{k} \cdot \vec{r}]}, \quad (\text{B.4})$$

donde k es el vector de onda y su magnitud es el número de onda, que se define en la ecuación (B.5)

$$k = 2\pi/\lambda , \quad (\text{B.5})$$

donde λ es la longitud de onda. Dicha longitud de onda es relativa a la frecuencia temporal por la velocidad de la luz v en el medio. De esto se desprenden las siguientes relaciones.

$$\lambda = \frac{v}{\nu} = 2\pi \frac{v}{\omega} = \frac{c}{n\nu} = 2\pi \frac{c}{n\omega}. \quad (\text{B.6})$$

De la relación (B.6) definiremos a n como el índice de refracción y a c como la velocidad de la luz en el vacío. Por otro lado, la amplitud A de una onda plana es constante sobre todo el espacio, esta onda plana es considerada claramente como una idealización.

Si la dirección de propagación para una onda plana es paralela al eje z , entonces la expresión para la amplitud compleja de dicha onda plana se simplifica como

$$\vec{E}(x, y, z, t) = \vec{A}e^{i[\omega t - kz]}. \quad (\text{B.7})$$

B.1.2 Onda Esférica

El segundo caso especial de onda electromagnética que consideraremos, es la onda esférica^{1-2, 34}, la cual proviene de una fuente puntual isotrópica, como se aprecia en la figura (B.1 b). La cual, si está localizada en el origen, tiene una amplitud compleja que está definida por.

$$\vec{E}(\vec{r}, t) = (A/r)e^{i[\omega t - kr]}, \quad (\text{B.8})$$

donde $r = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$.

Si el campo es esféricamente simétrico y varía armónicamente con el tiempo y la distancia radial. El período radial es la longitud de onda del medio. Por otro lado, la amplitud del campo decrece como $1/r$ debido a la conservación de energía.

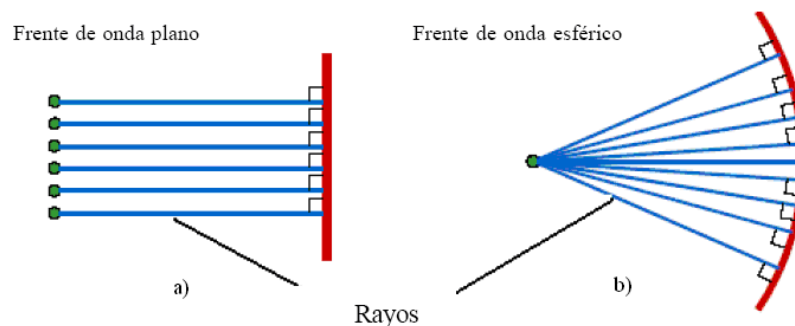


Figura B.1 Ejemplos de Frentes de onda³⁴: a) Frente de onda plano, b) Frente de onda esférico.

Es necesario enfatizar que a distancias lejanas de la fuente, la onda esférica puede ser aproximada por una onda plana. Es imprescindible hacer notar que el vector característico del campo no es considerado aquí, debido a que no es posible describir un patrón de polarización lineal y amplitud constante que sea consistente sobre toda la superficie de una esfera. Con esta justificación, especificamos que solo se considera el segmento angular de una onda esférica donde la polarización desaparece.

Finalmente, mediante este apéndice, podemos especificar las características que presentan los frentes de onda esféricos o planos. Puesto que en el capítulo cuatro de esta tesis, se hace énfasis de la superposición de dichos frentes de onda