



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO

POSGRADO EN CIENCIAS FÍSICAS

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN
VIDEOQUERATÓMETRO PORTÁTIL
PARA USO CON LACTANTES

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS (FÍSICA MÉDICA)
PRESENTA:

AMILCAR JAVIER ESTRADA MOLINA

DIRECTOR DE TESIS:

DR. JOSÉ RUFINO DÍAZ URIBE

COMITÉ TUTORAL

DR. NEIL CHARLES BRUCE DAVIDSON

DR. ROBERTO ORTEGA MARTÍNEZ

ASESOR PROFESIONAL

DR. MARCO RAMÍREZ ORTIZ



posgrado en ciencias físicas
u n a m

MÉXICO, D.F.

2010



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

A DIOS por darme la oportunidad
de venir a México a realizar mis es-
tudios de Maestría y a mis Padres y
Hermanos

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a la Universidad Nacional Autónoma de México por ser la casa de estudio que me permitió realizar mis estudios de Maestría en Física Médica.

Al Dr. José Rufino Díaz Uribe por su dedicación, entrega y orientación en esta tesis de Maestría. A los miembros del comité tutorial: Dr. Neil. Bruce Davidson, Dr. Roberto Ortega Martínez y el Dr. Marco Ramírez Ortiz por sus consejos pertinentes en cada reunión del comité tutorial.

A todos los profesores que tuve a lo largo de la Maestría, por sus enseñanzas que me impartieron en el área de la Física Médica. Igualmente a mis compañeros de generación por los momentos inolvidables que pasamos en los dos años de estudio.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por la beca que me otorgó durante dos años, con la cual pude dedicarme de tiempo completo a mis estudios de Maestría.

A la Dirección General de Asuntos del Personal Académico (DGAPA), por su apoyo en los fondos asignados para la compra de instrumentación necesaria en la realización de este trabajo de tesis y por otorgarme una beca que me permitió culminar la tesis. Estos fondos fueron otorgados a través del proyecto PAPIIT IN11410.

Amilcar J. Estrada Molina

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE GENERAL	IV
ÍNDICE DE FIGURAS	VI
ÍNDICE DE TABLAS	X
INTRODUCCIÓN	XI
1 LA CÓRNEA HUMANA	14
1.1 Sistema visual humano	14
1.2 Superficie corneal	18
1.2.1 Anatomía de la córnea	18
1.2.2 Parámetros geométricos de la córnea	20
1.2.3 Defectos visuales asociados con la forma de la córnea	22
1.3 Instrumentos ópticos para medir la curvatura y forma de la córnea	28
1.3.1 Queratómetros	28
1.3.2 Queratoscopio	35
2 QUERATOMETRÍA CON PANTALLAS NULAS	39
2.1 Método de pantallas nulas	40
2.1.1 Trazo de rayos utilizando una pantalla nula cilíndrica	42
2.1.2 Trazo de rayos utilizando una pantalla nula plana	47
2.2 Diseño para impresión de la pantalla nula	48
2.2.1 Patrones comúnmente usados en queratometría con pantalla nula	49
2.3 Evaluación cuantitativa de la forma de la córnea	52

ÍNDICE GENERAL	V
<hr/>	
2.4 Evaluación de la forma de la superficie (EFS)	53
2.5 Cálculo de las normales a la superficie	54
2.6 Regla del trapecio	56
2.6.1 Error por truncamiento	58
2.7 Parámetros a y b en la prueba con pantallas nulas	59
2.8 Correspondencia entre la imagen y la pantalla nula	61
2.9 Comentarios finales	62
3 DISEÑO DEL VIDEOQUERATÓMETRO	64
3.1 Diseño del videoqueratómetro	64
3.2 Componentes del videoqueratómetro	66
3.2.1 Cilindro interno del videoqueratómetro	67
3.2.2 Módulo de adquisición de la imagen	71
3.2.3 Pantalla nula cilíndrica	73
3.2.4 Iluminación	77
3.3 Prototipo de laboratorio del videoqueratómetro	79
3.3.1 Calibración por distorsión de la lente MV16L	84
3.4 Comentarios finales	87
4 RESULTADOS EXPERIMENTALES	88
4.1 Obtención experimental del parámetro b	88
4.2 Obtención de los centroides	92
4.3 Evaluación de la forma de la superficie	97
4.3.1 Superficie centrada	97
4.3.2 Superficie descentrada	103
4.3.3 Superficie corneal	107
4.4 Evaluación del error por truncamiento	109
4.5 Comentarios finales	111
CONCLUSIONES	112
BIBLIOGRAFÍA	117

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1 Anatomía del ojo	15
1.2 Distribución de conos y bastones en la retina	17
1.3 Sensibilidad de conos y bastones	18
1.4 Diferentes capas tisulares de la córnea	19
1.5 Diámetro vertical y horizontal de la córnea de un adulto	21
1.6 Subdivisiones de la superficie corneal	22
1.7 Formación de la imagen para un ojo con miopía	23
1.8 Formación de la imagen para un ojo con hipermetropía	24
1.9 Refracción de rayos para una córnea con astigmatismo	25
1.10 Superficie toroidal de la córnea en el astigmatismo	25
1.11 Superficie anterior de la córnea con queratocono	27
1.12 Imagen de un objeto reflejada en la córnea	29
1.13 Queratómetro de Helmholtz.	31
1.14 Queratómetro de Javal & Schiötz.	33
1.15 Queratómetro telecéntrico.	34
1.16 Anillos concéntricos del disco de Plácido.	35
1.17 Videoqueratoscopio.	37
1.18 Orbscan utilizado en estudios de topografía corneal.	38
2.1 Formación de imágenes con pantallas nulas: (a) Plana. (b) Esférica. (c) Cilíndrica. (d) Cónica.	41
2.2 Configuración de la prueba óptica con pantalla nula cilíndrica.	42
2.3 Esquema de trazo de rayos utilizando una pantalla nula cilíndrica.	43

2.4	Esquema de trazo de rayos utilizando una pantalla nula plana.	47
2.5	Malla cuadrada: (a) Patrón de diseño. (b) Pantalla nula. (c) Imagen formada en la córnea.	50
2.6	Círculos concéntricos con líneas radiales: (a) Patrón de diseño. (b) Pantalla nula. (c) Imagen formada en la córnea.	51
2.7	Arreglo cuadrado de círculos: (a) Patrón de diseño. (b) Pantalla nula. (c) Imagen formada en la córnea.	51
2.8	Deflectometría por reflexión.	53
2.9	Diagrama esquemático para la evaluación de las normales en la superficie de prueba.	55
2.10	Área bajo la curva utilizando el método del trapecio.	57
2.11	Definición de trayectorias de integración.	58
2.12	Esquema para la obtención de los parámetros a y b	60
2.13	Correspondencia entre puntos: (a) Malla cuadrada en el plano del CCD. (b) Pantalla nula cilíndrica en el plano del papel de impresión.	61
2.14	Correspondencia entre puntos para la pantalla de gotas: (a) Círculo en el plano CCD. (b) Gota en el plano de la pantalla nula.	62
3.1	Propuesta de diseño del videoqueratómetro.	65
3.2	Manejo ergonómico del videoqueratómetro.	66
3.3	Variables involucradas en el cálculo de la longitud del cilindro.	68
3.4	Relación entre la z_3 y r_{CCD}	70
3.5	Relación entre r_{sup} y r_{CCD}	71
3.6	Módulo de adquisición de imagen: (a) Cámara CCD. (b) Lente positiva. (c) Anillo espaciador.	72
3.7	Transformación de coordenadas del plano cartesiano al plano imagen.	74
3.8	Ejemplo de un pantalla nula obtenida como una imagen: (a) Pantalla Nula. (b) Región de gotas pequeñas. (c) Región de gotas grandes.	76
3.9	Panel electroluminiscente: (a) Corte de fábrica. (b) Recortado, iluminado y enrollado en el cilindro.	77
3.10	Circuito electrónico para alimentar la pantalla electroluminiscente.	79

3.11	Montaje experimental del videoqueratómetro.	80
3.12	Componentes del montaje experimental: (a) Esfera de calibración. (b) Cilindro con la pantalla nula.	82
3.13	Pantalla nula utilizada para la evaluación de la esfera de calibración: (a) Pantalla en el plano cartesiano. (b) Pantalla en el plano imagen.	82
3.14	Imagen adquirida con el montaje experimental.	83
3.15	Pantallas nulas con diferentes constantes de conicidad.	84
3.16	Gráfica de calibración por distorsión de la lente MV16L Tamron.	85
4.1	Imágenes capturadas para la obtención del parámetro b	89
4.2	Relación z vs d_{eff}	91
4.3	Tratamiento de imágenes I: (a) Imagen a tratar. (b) Imagen recortada. (c) Imagen ROI.	92
4.4	Tratamiento de imágenes II: (a) Segmentación por regiones. (b) Umbralización región I. (c) Umbralización región II. (d) Imagen completamente umbralizada.	93
4.5	Tratamientos de Imágenes III: (a) Imagen umbralizada con inversión de contraste. (b) Imagen filtrada.	95
4.6	Procedimiento para obtención de centroides: (a) Imagen contorno. (b) Segmentación de manchas.	96
4.7	Imagen de la superficie en posición centrada.	98
4.8	Comparación entre centroides experimentales y de diseño para la superficie centrada.	98
4.9	Trayectorias de integración utilizadas para la evaluación de la superficie en posición centrada y descentrada.	99
4.10	Evaluación de la superficie centrada: (a) Superficie de puntos. (b) Superficie de líneas. (c) Mapa de elevación.	100
4.11	Diferencias de elevación para la superficie centrada: (a) Diferencias en tres dimensiones. (b) Mapa de diferencias de elevación.	102
4.12	Imagen de la superficie en posición descentrada.	103
4.13	Comparación entre centroides experimentales y de diseño para la superficie descentrada.	104

4.14 Evaluación de la superficie descentrada: (a) Superficie de puntos. (b) Superficie de líneas. (c) Mapa de elevación.	105
4.15 Diferencias de elevación para la superficie descentrada: (a) Diferencias en tres dimensiones. (b) Mapa de diferencias de elevación.	106
4.16 Imagen de la córnea de un adulto.	108
4.17 Umbralización de la imagen adquirida de la córnea: (a) Región I. (b) Región II.	108
4.18 Relación de M en función de la coordenada x en la superficie.	110

ÍNDICE DE TABLAS

2.1	Valores de la constante de conicidad para superficies cónicas.	44
3.1	Valores de los parámetros involucrados en la longitud del cilindro.	70
3.2	Especificaciones de la cámara CCD Oscar F-810C.	72
3.3	Especificaciones de la cámara CCD Sony SSC M-350.	80
3.4	Parámetros de diseño de la pantalla nula para probar la esfera de calibración. . .	81
3.5	Parámetros de diseño de la pantalla nula para probar la superficie corneal de un adulto.	84
4.1	Valores de los parámetros involucrados en la estimación del parámetro b	90
4.2	Parámetros de ajuste de mínimos cuadrados para la superficie centrada.	103
4.3	Parámetros de ajuste de mínimos cuadrados para la superficie descentrada. . .	107
4.4	Parámetros utilizados para estimar el error por truncamiento.	109

INTRODUCCIÓN

La evaluación de la topografía de la superficie anterior de la córnea humana, ha sido por mucho tiempo, una elusiva, tentadora y apasionante tarea para los ópticos y oftalmólogos. Por mucho tiempo, la evaluación se realizó de manera cualitativa, pero recientemente, se han logrado hacer evaluaciones cuantitativas. Esto se debe principalmente, a que en los últimos años, ha habido un aumento acelerado en el entendimiento de dicha superficie, debido a los combinados esfuerzos, entre nuevas metodologías experimentales y nuevos modelos teóricos, los cuales hacen un trabajo conjunto, con el propósito de buscar una coherencia entre ambas partes. Es así, como la queratometría, tomó un nuevo aire en el campo de la investigación, tanto en el contexto médico, como en el contexto de la óptica, puesto que los ópticos empezaron a involucrarse cada día más en estos temas de relevancia clínica. Entiéndase por queratometría como la parte de la oftalmología que estudia para propósitos clínicos la forma anterior de la córnea, diseñando instrumentos que permitan medir parámetros importantes como: la elevación, curvatura y el poder refractivo de la córnea, y con base en esta información, poder tener una idea del comportamiento de dicha superficie.

La primera pregunta que nos hacemos al ver la constante necesidad de medir la superficie corneal es. ¿Por que tanto empeño en medir la forma de la córnea humana?. La respuesta se debe a que, dicha superficie, es el elemento refractor más importante del sistema visual humano, contribuyendo con cerca del 74% de las dioptrías que tiene el ojo de un adulto [1]. Este gran poder refractivo, se debe principalmente, a la diferencia de índices de refracción en la interfase

aire-córnea. Además muchos defectos visuales se encuentran directamente relacionados con la forma anterior de la córnea; entre ellos podemos citar el queratocono y el astigmatismo, donde la córnea adquiere una forma de cono y de toroide respectivamente. Adicionalmente, el tratamiento de algunos problemas visuales están íntimamente relacionados con ella. Por ejemplo, para prescribir lentes de contacto, deben conocerse con precisión las curvaturas principales de la córnea [1].

Por otra parte, hay una lucha a nivel mundial contra la ceguera infantil liderada por la Organización Mundial de la Salud (OMS), a través del programa VISIÓN 2020 “*El Derecho a Ver*” [2]. Este programa, tiene como objetivo fundamental reducir la incidencia de ceguera infantil para el 2020 de 0.75 a 0.40 niños por cada 1000 niños. Según la OMS, las causas principales de la ceguera infantil varían ampliamente de una región a otra, y están determinadas en gran parte por el desarrollo socio-económico y por la disponibilidad de servicios de atención primaria y oftalmológica del lugar en donde nazca el niño. Otra causa fundamental de ceguera infantil y que afecta a todos los países, es la catarata (congénita o adquirida), pues se estima que uno de cada tres mil niños de países en vía de desarrollo (e.g. México), nace con catarata. Aun así, la catarata es la causa más frecuente de ceguera prevenible en el niño. Por ejemplo, para niños menores de 12 meses se puede evitar con la adaptación de lentes de contacto y niños entre los 12 meses y 3 años con la adaptación de un lente intraocular.

Es evidente que para los oftalmólogos y optometristas, haciendo referencia a los casos antes mencionados, existe la necesidad de contar con instrumentos que ayuden a medir y a evaluar la forma de la córnea. Por ejemplo, para prescribir lentes de contacto y lentes intraoculares, se necesita saber con exactitud la curvatura y la forma de la córnea para que éstos sean los más adecuados para el paciente. Este tipo de mediciones se pueden realizar con un queratómetro, el cual, es un instrumento de reflexión óptica que puede estimar con un cierto grado de simplicidad el estatus refractivo (poder dióptrico) de la córnea, así como su forma. En la actualidad, no existe en la República Mexicana y a nivel mundial no existe un queratómetro diseñado especialmente para lactantes e infantes, puesto que este grupo de pacientes no coopera en el momento del estudio con un instrumento convencional, donde se requiere que el paciente fije

su vista en un punto, esté con los ojos inmóviles por un par de minutos y que mantenga su cabeza fija en el marco del aparato. Es por eso, que la queratometría en infantes actualmente se realiza con un queratómetro convencional diseñado para adultos [3, 4].

Además, estos instrumentos convencionales están diseñados especialmente para adultos, teniendo en cuenta los parámetros geométricos de la córnea de un adulto, los cuales son diferentes a los parámetros geométricos de la córnea de un infante [1]. Razón por la cual, se necesita con urgencia, el diseño y construcción de un prototipo de queratómetro portátil que sea independiente de la cooperación del paciente y que se ajuste a las necesidades básicas en los estudios de la queratometría infantil.

El objetivo fundamental de este trabajo, es diseñar un primer prototipo de un videoqueratómetro portátil para uso con lactantes y realizar el montaje experimental de éste en el laboratorio, con el fin de evaluar una superficie de calibración que simula la córnea de un lactante. Este instrumento utilizará el método de pantallas nulas para probar la superficie corneal, y los resultados obtenidos en la evaluación de dicha superficie serán presentados en diferencias de mapas de elevación.

Este trabajo será presentado de la siguiente manera: En el Capítulo 1, se dará una breve explicación de la anatomía y fisiología de la córnea, así como lo que ha sido la queratometría y el uso de queratómetros a través de la historia. En el Capítulo 2, se desarrollarán los conceptos físicos y matemáticos de la prueba de superficies ópticas con pantallas nulas, y la evaluación de estas superficies basada en las leyes de la óptica geométrica aplicadas a la córnea.

En el Capítulo 3, se hará referencia al diseño del prototipo del videoqueratómetro con todos sus componentes y del prototipo de laboratorio (montaje experimental) de dicho instrumento. En el Capítulo 4, se mostrarán los resultados experimentales de la evaluación de una esfera de referencia que simula la córnea de un lactante y se intentará realizar la evaluación de la superficie corneal de un adulto. Finalmente, se presentarán las conclusiones generales del presente trabajo.

Capítulo 1

LA CÓRNEA HUMANA

La córnea es el elemento refractor más importante en el sistema visual del ojo humano, y eso se debe a que esta superficie contribuye con alrededor de un 74 % del poder refractivo total del ojo [1]. Esto es crucial en la generación de imágenes de alta calidad en la retina. Pero, aparte de este gran distintivo con el que se le ha catalogado a dicha superficie a través de los años, ¿qué otra función tiene la córnea dentro de todo el sistema óptico?, ¿cuál es su anatomía?, ¿qué posición ocupa dentro del globo ocular?, ¿que defectos visuales están asociados con esta superficie?, ¿qué clase de estudio oftalmológico se le realiza?, ¿cuáles son los instrumentos que se utilizan para esta clase de estudios?, etc. Son las interrogantes que tendrán respuesta en este capítulo.

1.1. Sistema visual humano

El ojo como el componente central del sistema visual humano, se puede asemejar en una primera aproximación a una cámara fotográfica. En donde el objetivo (lente), es representado en el ojo por la córnea, el humor acuoso y el cristalino; el diafragma es el iris y el detector (película fotosensible, CCD, etc) es la retina. Este modelo explica de manera sencilla cómo se forma una imagen en la retina: un rayo de luz que entra al sistema óptico del ojo a través de la superficie corneal anterior, es refractado y dirigido hacia la superficie corneal posterior, donde sufre una refracción mínima. Éste pasa por el humor acuoso y finalmente por el cristalino,

para ser enfocado en la retina [5]. Pero realmente el proceso de formación de imágenes en el sistema ocular es mucho más complejo, porque intervienen la mayoría de los componentes de dicho sistema (ver Fig. 1.1) [6].

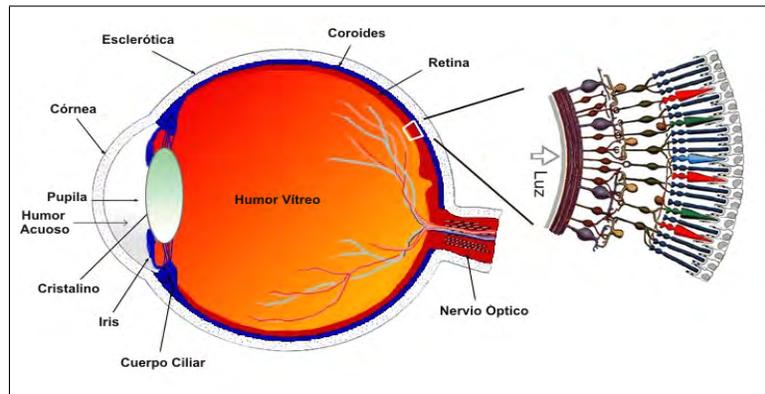


Figura 1.1: Anatomía del ojo

Como se puede ver en la Fig. (1.1), el ojo es una masa gelatinosa casi esférica contenida dentro de la esclerótica. Excepto por la córnea que es transparente, la esclerótica es blanca y opaca. Inmediatamente después de la superficie corneal se encuentra una cámara que contiene un líquido transparente llamado humor acuoso y que es producido por el cuerpo ciliar. Este componente es principalmente agua, contiene algunos componentes de la sangre principalmente electrolitos, proporcionando nutrientes a la córnea y el cristalino, además de que, contribuye a contener la presión interna del ojo en un valor aproximado a 20 mmHg por arriba de la presión atmosférica. Un rayo que hubiera sido refractado hacia el eje óptico en la interfase aire-córnea sólo será ligeramente redirigido en la interfase córnea-humor debido a que sus índices de refracción son aproximadamente iguales (1.376 para la córnea y 1.336 para el humor acuoso) [5].

Cerca de la parte trasera de la cámara que contiene el humor acuoso, se encuentra el iris. El iris está hecho de tejido elástico, delgado con una abertura central llamada pupila, que controla la luz que entra al ojo. Bajo condiciones normales de luz, la abertura es aproximadamente de 4 mm de diámetro, pero éste puede variar desde 2 mm en condiciones de mucha luminosidad (día soleado) a 8 mm en condiciones de poca luminosidad (noche sin luna, ni luz

artificial adicional). El iris se encuentra rodeado por un músculo circular llamado esfínter y la parte posterior de este tejido está formado de células pigmentadas, las cuales actúan como absorbentes de luz y dan color al ojo.

Atrás del iris y del humor acuoso se encuentra el cristalino, el cual está compuesto de un material altamente proteico, su estructura es como la de una cebolla transparente, formada aproximadamente por 22,000 capas muy finas. El cristalino está encerrado por una membrana delgada llamada cápsula de la lente que se encuentra conectada a la parte muscular del cuerpo ciliar a través de la zónula. El cristalino provee el mecanismo de enfoque fino que el ojo necesita. Cuando los músculos ciliares que se encuentran en el cuerpo ciliar se contraen, el radio de la lente cristalina disminuye a la vez que su distancia focal, permitiendo enfocar objetos cercanos. Cuando los músculos ciliares se relajan, el cristalino adopta su forma más plana y su distancia focal aumenta permitiendo observar objetos lejanos. De esta manera, se dice que el cristalino es una lente de foco variable permitiendo el proceso de acomodación antes descrito [7, 8].

La lente del cristalino está seguida de una cámara, la cual está hecha con una sustancia transparente gelatinosa llamada humor vítreo. Esta sustancia ayuda a conservar la forma del globo ocular por medio de presión hidrostática y su índice de refracción es aproximadamente de 1.337. En la parte posterior, entre el humor vítreo y la esclera, hay una capa delgada de tejido nervioso llamada retina. La retina es la película interna posterior del ojo, que tiene la función de recibir y transmitir imágenes o impresiones visuales. Contiene una finísima capa de células fotosensibles llamadas conos y bastones, las cuales divergen del nervio óptico. Estas células no se encuentran distribuidas uniformemente sobre la retina. La retina se divide en dos zonas generales: la parte central, que percibe las imágenes con más agudeza y que se encuentra compuesta por muchos conos y pocos bastones, es llamada el área macular y es responsable de la detección de formas y del color; el centro de la mácula, la fovea, es donde ocurre la mejor visión, es decir, es muy sensible a detalles finos; el resto de la retina, dominada por bastones, llamada periferia, es más sensible a las intensidades bajas de luz y a la detección de movimientos (ver Fig. 1.2) [6].

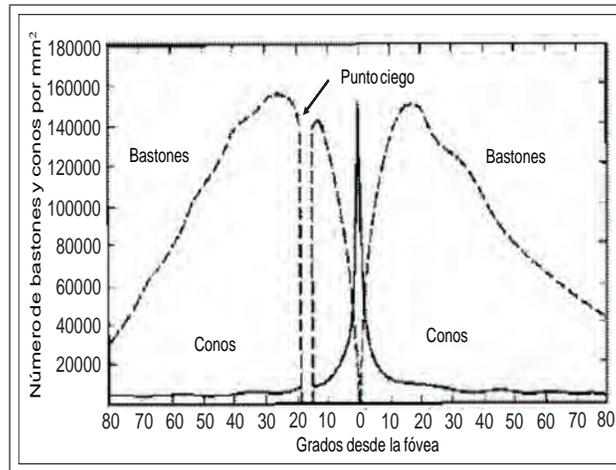


Figura 1.2: Distribución de conos y bastones en la retina

Los conos son de menor diámetro que los bastones, es por eso, que proporcionan en esa zona central de la retina una buena visión de los detalles finos. En la foveola es donde su concentración es mayor y su diámetro más fino, por ello, es la región retiniana con mayor agudeza visual. Los conos son sensibles al color, ya que existen tres clases de conos con diferentes curvas de sensibilidad espectral, cuyos máximos de sensibilidad corresponden al color rojo, verde y azul (ver Fig. 1.3) [6].

Los bastones presentan una mayor sensibilidad a la luz y responden en condiciones normales de visión nocturna. En el centro de la retina hay una zona 0.5 a 0.6 mm de diámetro que está libre de bastones. Éstos están distribuidos por la extrafóvea, teniendo la máxima concentración a 20° del centro de la fóvea. Los bastones son insensibles al color, y debido a su mayor diámetro proporcionan una agudeza visual baja. En la visión a la luz del día o con suficiente luz artificial clara (llamada visión fotópica) intervienen los bastones y los conos, mientras que en la visión nocturna o con muy poca luz (llamada visión escotópica) intervienen esencialmente los bastones, es por eso, que en la visión escotópica no se distingue el color de los objetos. El lugar donde no hay presencia de conos y bastones se conoce como punto ciego, porque es el punto de entrada del nervio óptico por donde se transmite la información visual desde la retina hasta el cerebro.

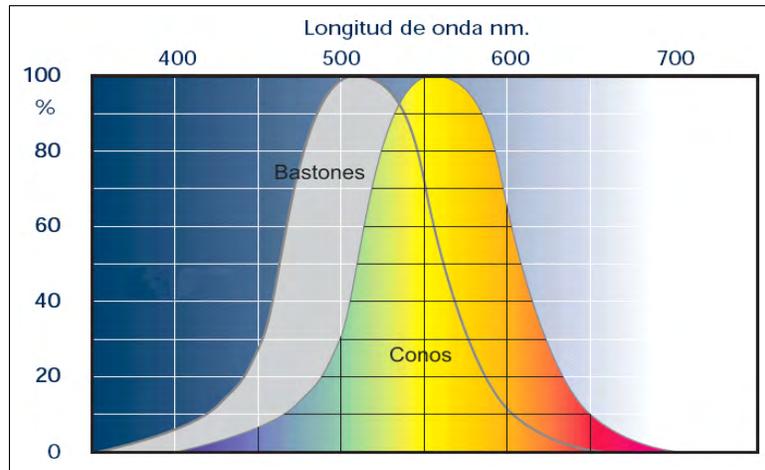


Figura 1.3: Sensibilidad de conos y bastones

1.2. Superficie corneal

1.2.1. Anatomía de la córnea

La córnea está hecha de un tejido similar al de la esclera con dos excepciones, es transparente y no contiene vasos sanguíneos. La córnea está constituida por 5 capas que, listadas en sentido de exterior a interior, corresponden a: una externa formada por el epitelio, una segunda llamada membrana de Bowman, una tercera llamada estroma, una cuarta llamada membrana de Descemet y finalmente el endotelio. (ver Fig. 1.4) [9].

Epitelio

Es un tejido escamoso estratificado, no queratinizado, no secretor y que interacciona con la película lagrimal precorneal estableciendo una superficie óptica suave, lisa y reflejante. El epitelio está compuesto de cuatro a seis capas celulares cuyo espesor es de aproximadamente $50 \mu\text{m}$ que corresponde al 10% del espesor de la parte central de la córnea. A comparación con otros epitelios, la córnea posee una organización muy regular, lo que representa una característica importante para sus propiedades ópticas [10]. Además, estas células epiteliales presentan un ordenamiento que permite un apropiado reemplazo celular.

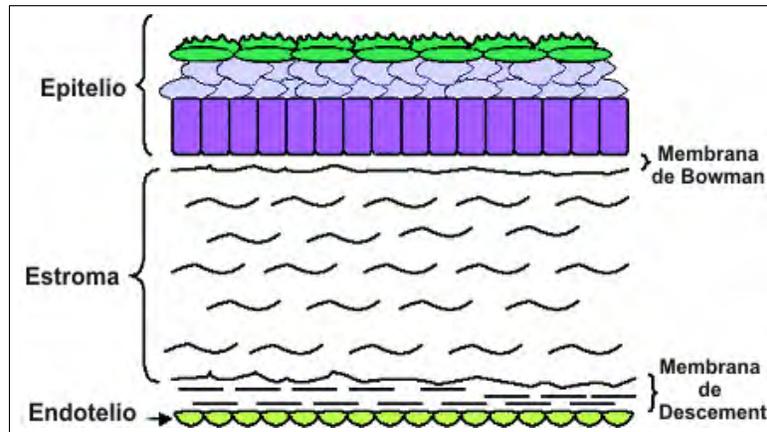


Figura 1.4: Diferentes capas tisulares de la córnea

Membrana de Bowman

La membrana de Bowman es una capa compuesta de fibras de colágeno con un espesor que varía entre 8 y 14 μm , se encuentra entre el epitelio y el estroma. El papel exacto que desempeña esta membrana es aún desconocido, es por ello, que muchos autores prefieren catalogarla como la capa anterior de la estroma. Cabe resaltar, que esta membrana no tiene poder regenerativo [9].

Estroma

El estroma corneal es también denominado sustancia propia de la córnea. Tiene un espesor de 400 μm , representando el 90% del espesor corneal, siendo su principal función la de mantener las características estructurales y ópticas de la córnea, que son determinadas principalmente por la estructura y composición del estroma. Esta capa está formada por un 80% de agua y el restante 20% está formado principalmente por fibras de colágeno y proteoglicanos. La alta especificidad y la configuración estructural del colágeno y proteoglicanos son los responsables principales de la transparencia de la córnea y su habilidad de transmitir la luz a la retina [9].

Membrana de Descemet

La membrana de Descemet es una estructura situada entre el endotelio y el estroma de la córnea. Corresponde a la membrana basal del endotelio corneal, aumentando de espesor durante toda la vida. Está compuesta de colágeno tipo IV¹, laminita y fibronectina. Se ha sugerido que esta última actúa en la adhesión de las células endoteliales a la membrana. Tiene un espesor de 5 a 7 μm , aumentando de 2 a 3 μm al momento del nacimiento a 10 a 11 μm en la edad adulta [9].

Endotelio

Es una monocapa de células hexagonales que cubren la superficie interna de la córnea. Éste actúa como una barrera entre el estroma corneal y el humor acuoso, teniendo la función de bombeo del agua y de mantener la transparencia de la córnea. La densidad de las células endoteliales es considerada uno de los puntos importantes para mantener la transparencia corneal, ya que una significativa disminución del número de células endoteliales, produce una inhabilidad para mantener la transparencia de la córnea.

1.2.2. Parámetros geométricos de la córnea

El ojo humano sufre un amplio crecimiento en el periodo posnatal, que es inadecuado generalizar, cuando se habla de las propiedades geométricas de la córnea (forma y curvatura), es decir, es erróneo pensar que el valor del radio de curvatura de la córnea de un recién nacido es el mismo que el de un adulto. En un recién nacido el valor del radio de curvatura y de las dioptrías² de la córnea es aproximadamente de 6.6 mm y 51.2 D y para un adulto es de 7.6 mm y 43.5 D según reporta Gordon [1]. Cabe resaltar que el poder dióptrico y el radio de curvatura se relacionan según la Ec. (1.1).

$$P = \frac{n_c - 1}{r_c} \quad (1.1)$$

¹Colágeno tipo IV es un tipo de colágeno sintetizado por las células epiteliales y endoteliales cuya función principal es la de dar sosten y filtración.

²Dioptrías es la unidad en que se expresa el poder refractor del ojo.

donde P es el poder dióptrico, $n_c = 1.337$ es el índice de refracción de la córnea corregido para considerar la potencia dióptrica de la superficie posterior de la córnea y r_c es el radio de curvatura de la córnea. Estos resultados pueden suponer que la córnea de un recién nacido es aproximadamente esférica, pero con el pasar de los años esta superficie se aplana y adquiere una forma esférica³, aproximadamente elipsoidal [11, 12]. Esto se debe esencialmente a que hay un aumento de aproximadamente 7 mm en la longitud axial del ojo en la edad adulta respecto al momento de nacer, necesitando una reducción de aproximadamente 30 dioptrías en el poder refractivo total del ojo para mantener el estado de emetropía del ojo [1].

Algunos autores dicen que la córnea de un recién nacido tiene un diámetro vertical de 8 mm y un diámetro horizontal de 10 mm con un radio de curvatura promedio de 7.1 mm para la superficie anterior de la córnea. En cambio, para la córnea de un adulto, el diámetro horizontal y vertical está entre 11 a 12 mm y 9 a 11 mm respectivamente, con un radio de curvatura de 7.5 a 8 mm de la superficie anterior, siendo más plana hacia la periferia (ver Fig. 1.5) [9].

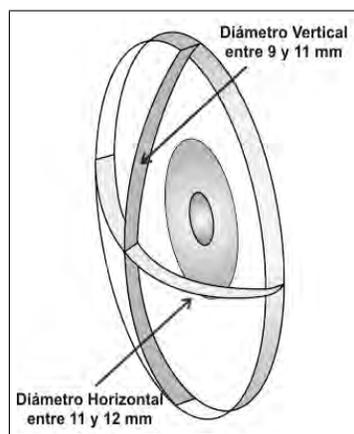


Figura 1.5: Diámetro vertical y horizontal de la córnea de un adulto

Con fines anatómicos, también se divide a la superficie corneal en cuatro zonas: zona cen-

³Asférica es una superficie que tiene un valor de constante de conicidad diferente de cero y un radio de curvatura que no es constante, es decir, una superficie que no es esférica.

tral, zona paracentral, zona de transición periférica y la zona límbica [13, 14] (ver Fig. 1.6).

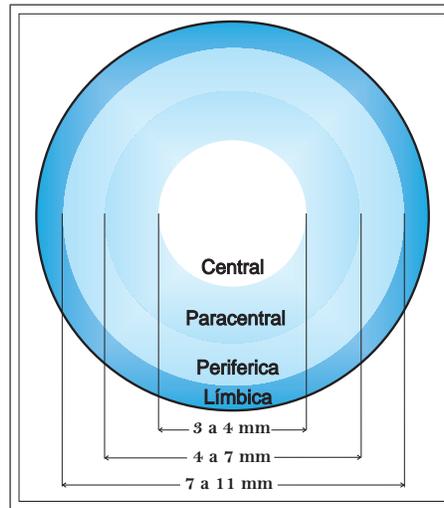


Figura 1.6: Subdivisiones de la superficie corneal

La zona central es considerada la zona óptica de la córnea, porque es la responsable de la formación de las imágenes en la retina por medio de la pupila de entrada del ojo y tiene un diámetro de 3 a 4 *mm*. Esta zona también es llamada zona apical, capa corneal o zona esférica central: estos términos intentan designar a esta región como la más esférica, simétrica y ópticamente más importante. La zona paracentral es un anillo que tiene un diámetro aproximado entre 4 a 7 *mm* y que también recibe el nombre de zona media, intermedia o periférica media. Las zonas anatómicas central y paracentral son muy importantes para el diseño de lentes de contacto debido a que es en esta zonas se hace el ajuste de las lentes. La zona periférica es un anillo de aproximadamente entre 7 y 11 *mm* de diámetro. Esta es el área donde las córneas normales son más planas y se vuelven más esféricas. Finalmente, la zona del limbo es un anillo de aproximadamente 0.5 *mm* de anchura que termina en la esclera.

1.2.3. Defectos visuales asociados con la forma de la córnea

Cuando un ojo está en su estado de reposo y puede enfocar los objetos situados en el infinito se le denomina ojo emétrope. Desde el punto de vista de la óptica geométrica, esta condición se obtiene cuando inciden rayos paralelos provenientes de un objeto en infinito y

convergen sobre la retina en el foco principal sin tener que ejercer el proceso de acomodación. Cuando no ocurre esta condición se dice que el ojo está en estado de ametropía. Por tanto, para que el estado de emetropía se mantenga, es necesario que exista una correlación entre la longitud del globo ocular, la forma de la superficie corneal y la forma del cristalino. Es por eso, que cualquier anomalía en la forma de la córnea, causa severos defectos visuales como el astigmatismo y el queratocono. Pero antes de hablar de estos defectos se debe hacer referencia a la miopía y a la hipermetropía, que aunque no están asociadas a la córnea, sí tienen un efecto importante en la degradación de la visión y pueden presentarse conjuntamente con el astigmatismo o el queratocono como se mostrará más adelante.

Miopía

La miopía también es conocida como vista cercana, debido a que el paciente puede ver con nitidez objetos cercanos y no puede observar con claridad objetos lejanos. Este defecto hace que los rayos paralelos provenientes del infinito, se enfoquen en punto antes de la retina (ver Fig. 1.7). Este estado se debe principalmente a que el globo ocular es muy largo o existe un poder refractor muy grande. Para corregir este defecto se hace uso de una lente divergente, para que los rayos incidentes diverjan y por el gran poder dióptrico converjan en la retina [7].

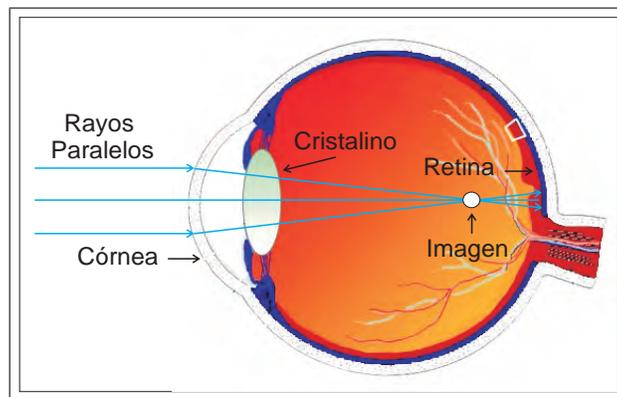


Figura 1.7: Formación de la imagen para un ojo con miopía

Hipermetropía

La hipermetropía es comúnmente llamada vista lejana, debido a que el paciente puede ver claramente objetos lejanos y no así los objetos cercanos. Cuando un ojo tiene hipermetropía, los rayos paralelos provenientes del infinito se enfocarán en punto detrás de la retina (ver Fig. 1.8). En este caso, el poder refractor del ojo no es lo suficientemente potente o el globo ocular es muy corto. Este defecto puede ser corregido si se utiliza una lente convergente que ayude a enfocar los rayos en la retina [7].

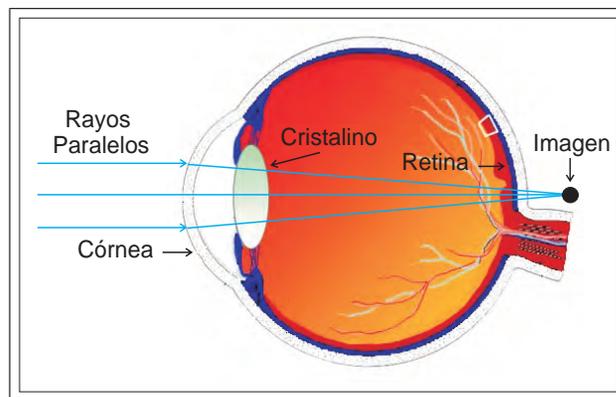


Figura 1.8: Formación de la imagen para un ojo con hipermetropía

Astigmatismo

La palabra astigmatismo, está formada por el privativo *a*, y del griego *stigma-atos* que significa punto a foco, es decir: ausencia de punto o foco. Por lo tanto, se define como la ametropía ocasionada por la diferencia en los valores de la curvatura de un meridiano a otro. Se caracteriza porque los rayos procedentes del infinito no sufren la misma desviación en todos los meridianos al penetrar el globo ocular, ya que no existe un punto focal común, sino que aparecen dos líneas focales, correspondientes al eje de mayor potencia y al de menor potencia, separados por un espacio que se denomina conoide de Sturm, en el cual, un punto de luz se representa por una imagen compuesta por dos líneas en ángulo recto, con un círculo de confusión mínimo situado en el punto equidistante en ambas líneas (ver Fig. 1.9) [15].

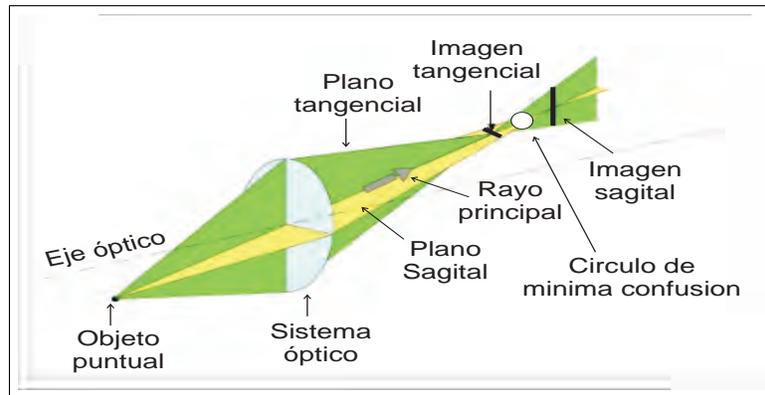


Figura 1.9: Refracción de rayos para una córnea con astigmatismo

El astigmatismo está asociado con el hecho, de que la superficie anterior de la córnea obtiene una forma toroidal (como un trozo de balón de rugby (ver Fig. 1.10) [9]. Salvo en los casos leves, se produce una disminución de la agudeza visual tanto en visión lejana como cercana, así como una percepción defectuosa de las imágenes, las cuales se ven alargadas.

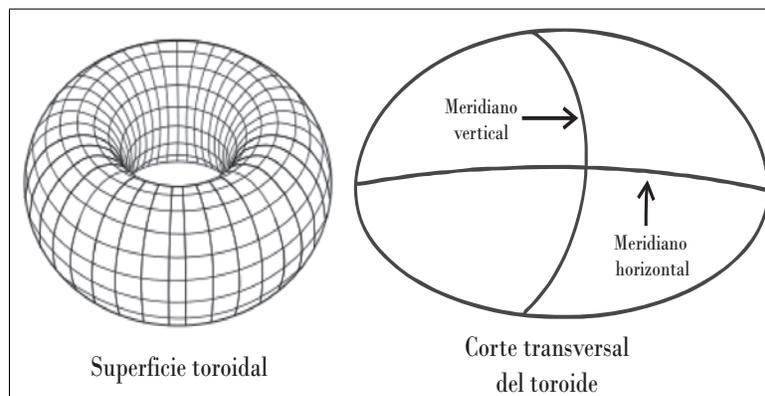


Figura 1.10: Superficie toroidal de la córnea en el astigmatismo

Se dice que el astigmatismo es regular si la córnea tiene dicha forma (ver Fig. 1.10) y sus meridianos de máxima y mínima curvatura se encuentran separados 90° . Si no se encuentran separadas 90° , la curvatura corneal no será axialmente simétrica y entonces el astigmatismo es irregular [15]. Si el meridiano vertical es más convergente que el horizontal se denomina astigmatismo directo o a favor de la regla y si ocurre lo contrario se le denomina astigmatismo

indirecto o en contra de la regla. También si el meridiano de mayor convergencia se encuentra dentro de los 30° medidos respecto a la vertical, se dice que el astigmatismo es con la regla, y si es mayor a 30° respecto a la vertical, el astigmatismo es contra la regla. Cuando los meridianos de curvatura máximo y mínimo no coinciden con el vertical y horizontal se denomina astigmatismo oblicuo.

El astigmatismo se puede clasificar en función de la posición de los puntos de corte con el eje visual de los rayos de luz refractados por un meridiano en particular.

- **Hipermetrópico simple:** Una focal queda en la retina y la otra por detrás de la retina.
- **Hipermetrópico compuesto:** Las dos focales quedan detrás de la retina.
- **Miópico simple:** Una focal queda en la retina y otra delante de la retina.
- **Miópico compuesto:** Las dos focales quedan por delante de la retina.
- **Mixto:** Una focal queda por delante y la otra por detrás de la retina.

Queratocono

El queratocono es un término clínico que describe una condición en la que la córnea asume una forma cónica (ver Fig. 1.11) debido a su adelgazamiento, posiblemente por anomalías en el colágeno o por un decrecimiento en el espesor del estroma normal [9]. La afectación es de predominio central o paracentral, aunque involucra el centro, el ápice del cono normalmente se encuentra debajo del eje visual, el resultado de este proceso es un marcado deterioro de la función visual [16, 17].

La progresión del queratocono es generalmente lenta y puede detenerse en cualquiera de las fases en que se encuentra. Si el queratocono progresa, la córnea se abomba y se adelgaza tornándose irregular y algunas veces formando cicatrices. La incidencia real de queratocono no es conocida. No es una de las afecciones más comunes del ojo, pero tampoco es de ninguna manera, una enfermedad rara. Se estima que ocurre en uno de cada dos mil personas, generalmente en gente joven, usualmente dentro de las tres primeras décadas de vida. Se encuentra

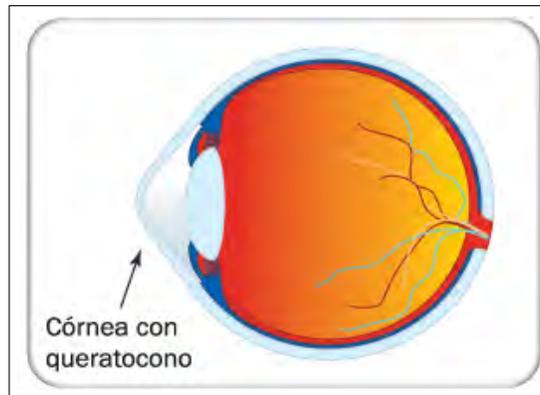


Figura 1.11: Superficie anterior de la córnea con queratocono

en todas partes del mundo sin seguir ningún patrón geográfico, cultural o social.

La miopía es frecuentemente la primera manifestación en el queratocono, teniendo ésta una condición progresiva. La señal clínica más evidente es un astigmatismo miópico irregular. En muchos casos, puede ocurrir una ruptura en la membrana de Descemet. Si esta ruptura es grande, ocurrirá que el fluido (humor acuoso) entre al estroma en una patología llamada “*Hidrops de la córnea*”. Como consecuencia de ésto se crea una área opaca que puede ser tan extensiva como para envolver toda la córnea [18].

En las fases tempranas del queratocono, anteojos comunes pueden corregir la miopía que se produce. Al avanzar la enfermedad, los lentes de contacto son la única forma de corregir la visión adecuadamente, y la mayoría de las veces son un tratamiento permanente. Éstos deben ser adaptados con gran cuidado y la mayoría de pacientes con queratocono requieren chequeos frecuentes y cambio periódico en sus lentes de contacto para obtener una buena visión y confort. En aproximadamente el 10% de los casos del queratocono se requiere un trasplante de córnea. Generalmente la cirugía se propone cuando la visión con lentes de contacto no es lo suficientemente buena, hay limitación en el trabajo o al manejar, o si no se toleran los lentes de contacto [16].

1.3. Instrumentos ópticos para medir la curvatura y forma de la córnea

La curvatura de la superficie anterior de la córnea es el elemento refractor más importante en el sistema óptico del ojo. Por tanto, es muy relevante realizar mediciones exactas de la curvatura corneal para una buena valoración clínica de los pacientes. Muchos instrumentos con diferentes niveles de sofisticación han sido desarrollados para examinar y medir la curvatura y la forma de la superficie anterior de la córnea, como los que se nombran a continuación.

1.3.1. Queratómetros

La curvatura de la superficie anterior de la córnea es medida fácilmente y económicamente con un queratómetro. Éste es un instrumento de reflexión con el que se puede estimar la curvatura máxima y mínima en la zona óptica de la córnea, lo cual, es relevante en la práctica clínica para determinar con un cierto grado de simplicidad el estatus refractivo (poder dióptrico) de la córnea, así como su forma.

Las primeras medidas de la forma de la córnea fueron propuestas en principio por Scheiner en 1619 [19]. El principio empleado es el que se sigue empleando en la actualidad en casi todos los queratómetros y consiste en medir el tamaño de la imagen reflejada por la córnea de un objeto luminoso. Scheiner utilizó esferas de diámetros conocidos y comparó el tamaño de las imágenes reflejadas en ellas con el proporcionado por las córneas bajo estudio. El primer queratómetro fue diseñado por Ramsden en 1796 contando con elementos básicos que caracterizaban a los actuales, un microscopio para observar la luz reflejada en la córnea y un sistema para aumentar la precisión de las medidas y disminuir el efecto de los inevitables movimientos oculares y doblajes de la imagen. El dispositivo pasó prácticamente desapercibido y su uso fue escaso hasta el diseño de un aparato similar por Helmholtz en 1854. Aunque de importancia histórica, su relevancia práctica fue escasa, por tratarse como un aparato de laboratorio, no apto para el uso clínico extendido.

En 1881 Javal y Schiötz realizaron el primer queratómetro de uso general, en 1932 es in-

roducido el diseño actual más común por Bausch y Lomb presentando algunas modificaciones con respecto al de Javal con el propósito de mejorar la precisión de las medidas y hacerlas más simples. La introducción de este diseño ha planteado un curioso problema de nomenclatura. A pesar del acuerdo general sobre el termino queratómetro para referirse a cualquier dispositivo de medida de la córnea, el termino *Keratometer* está registrado por la firma Bausch & Lomb, por lo que los aparatos de las otras marcas suelen denominarse *oftalmómetros*. Esta notación no es correcta porque un oftalmómetro describe otro tipo de aparatos que realizan medidas más generales de la córnea y de todo el sistema óptico del ojo [19].

Con el desarrollo de nuevas técnicas de refracción, el queratómetro empezó a caer en desuso, pero experimentó un resurgimiento con la aparición de las lentes de contacto, puesto que para su adaptación se fue haciendo necesario, tanto conocer los radios de curvatura de la córnea, como monitorear los cambios producidos en su topografía durante el uso de este tipo de lente.

El principio básico del queratómetro está indicado en la Fig. (1.12) [19]. En ella se muestra como un objeto extenso emitiendo luz en la dirección de una superficie esférica reflejante produce una imagen reducida, derecha y virtual, situada en el interior de la superficie.

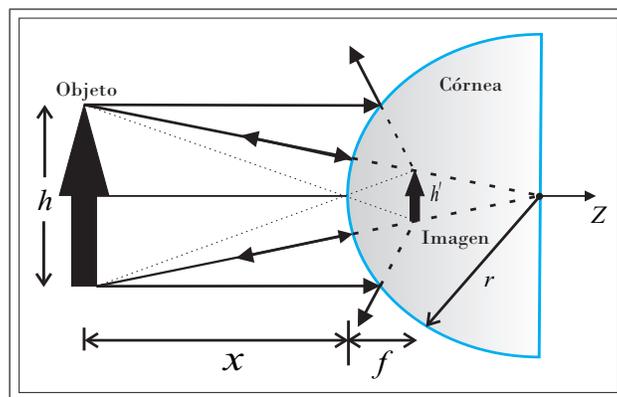


Figura 1.12: Imagen de un objeto reflejada en la córnea

De acuerdo a la óptica geométrica, el tamaño de la imagen virtual mostrada en la Fig. (1.12) está directamente relacionado con el radio de curvatura de la superficie (ver Ec. 1.2),

donde h' es la altura de la imagen, h es el tamaño del objeto, x es la distancia entre el objeto y el vértice de la córnea, r es el radio de curvatura de la superficie. La Ec. (1.2) es la base de todos los queratómetros, tanto así que suele denominarse *fórmula queratométrica*. Una vez conocido el radio de curvatura de la cara anterior de la córnea, se puede estimar su potencia en el meridiano correspondiente según la Ec. (1.1).

$$r = 2x \left(\frac{h'}{h} \right) \quad (1.2)$$

En la práctica, la medida directa de h' es imposible, ya que ésta se encuentra dentro del ojo. Este hecho, hace necesario que los queratómetros incluyan en su diseño un microscopio compuesto, que forma una segunda imagen y' en el plano focal del ocular, de manera, que un retículo graduado colocado en este mismo plano, permite al menos en teoría, una medida directa del tamaño de y' . Un detalle adicional es que no es preciso tener un objeto luminoso sólido, sino que es suficiente tener los extremos del mismo. Estos extremos, que serán los objetos que realmente producirán la imagen, se denominan miras. En el primer dispositivo se necesitó un microscopio, dos objetos luminosos, que constituyen las miras, y medir la imagen formada por la córnea de las miras a través del microscopio. Este dispositivo funcionó perfectamente para objetos estáticos, pero para córneas reales no fue práctico, pues los inevitables movimientos del ojo, dificultan en gran proporción la realización de la medida. Es necesario un dispositivo adicional. Este es el sistema de doblaje que permite reemplazar la medición directa de la imagen, por la obtención de un desplazamiento de la misma [19].

En términos sencillos, el sistema de doblaje consiste en producir una doble imagen de un objeto, que en este caso sería la imagen virtual en el interior de la córnea. Con una separación apropiada entre las imágenes, se puede reemplazar la medida directa de sus dimensiones por una medida de su separación. El posible movimiento de la córnea afectará por igual a ambas imágenes, sin influir en las medidas.

Los queratómetros pueden clasificarse dependiendo del tipo de parámetro que se varíe durante la medida. El resultado de dicha clasificación es básicamente la siguiente.

- Miras fijas y sistema de doblaje móvil.
- Miras móviles y sistema de doblaje fijo.

Ésta clasificación se completa teniendo en cuenta medidas que se realizan en los dos meridianos principales simultáneamente o en forma secuencial. Todos los queratómetros deben poder rotarse alrededor del eje óptico para alinear las miras con unos de los meridianos principales, en el caso de que la córnea presente un astigmatismo oblicuo.

Queratómetro de Helmholtz

Este tipo de queratómetro es también conocido como de Baush & Lomb, y pertenece al tipo 1 de miras fijas y sistema de doblaje móvil con la ventaja de poder medir la potencia corneal en los 2 meridianos principales simultáneamente (ver Fig. 1.13) [20].

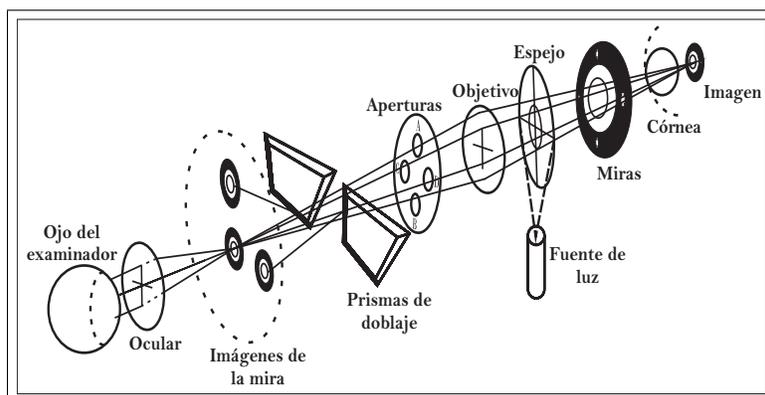


Figura 1.13: Queratómetro de Helmholtz.

Como se observa en la Fig. (1.13), una fuente de luz extra-axial ilumina la mira haciendo uso de un espejo. La mira en este caso tiene forma circular, con dos cruces en la parte exterior del diámetro horizontal y unos segmentos horizontales en la parte exterior del diámetro vertical (ver Fig. 1.13). La imagen de ésta se formará detrás de la córnea con un tamaño que depende directamente del radio de la córnea (Ec. 1.2). Esta imagen sirve como objeto que emite luz, la cual entra al sistema de observación a través del objetivo. El sistema de doblaje está formado por un diafragma de cuatro aperturas y dos prismas, con sus bases orientadas a

90° en las direcciones horizontal y vertical. Los prismas pueden moverse cada uno por separado a lo largo de dos ejes paralelos al eje óptico, consiguiendo que el doblaje sea independiente en cada meridiano [19].

La luz que pasa a través del agujero de la izquierda (C) es desviada, por acción del prisma de base superior, hacia arriba, formando una imagen de la mira fuera del eje en la dirección vertical. Del mismo modo, la luz que pasa por agujero de la derecha (D) es desviada por el prisma de la base derecha y forma una imagen de la mira fuera del eje en la dirección horizontal. Una tercera imagen se forma en el plano focal de la imagen del ocular, esta vez centrada por los agujeros A y B que se encuentran a ambos lados del eje en la dirección vertical. De este modo, después de un correcto enfoque y ajuste de doblaje, tanto en vertical como en horizontal, a través del ocular, se observan tres imágenes de la mira. Con el objeto de que todas las imágenes aparezcan con igual luminosidad, la superficie de los agujeros verticales, que contribuyen a la imagen central, tiene cada uno la mitad de la superficie de los horizontales. La lectura, tanto de la potencia como de los radios corneales, se realiza simultáneamente para los dos meridianos principales en una escala que pueda ser externa o bien interna observándose a través del ocular [19].

Queratómetro del tipo Javal & Schiötz

A diferencia del queratómetro de Helmholtz, el queratómetro de Javal basa su principio de operación en proporcionar un tamaño variable del objeto, de manera que la imagen en la córnea sea constante, en tamaño, para todas las medidas, permitiendo en consecuencia que el sistema de doblaje sea fijo (ver Fig. 1.14).

Las miras I y II, cada una con su propio sistema de iluminación, consisten en unas lámparas alojadas detrás de las mismas que se mueven sincronizadamente, acercándose o alejándose del eje óptico siguiendo un semicírculo centrado teóricamente en el centro de curvatura de la córnea del sujeto. Los extremos más interiores de las miras definen un objeto de tamaño variable que está situado a una distancia fija de la córnea. Las miras forman una imagen virtual por reflexión en la córnea del sujeto. Esta imagen es recogida por el sistema de observación que

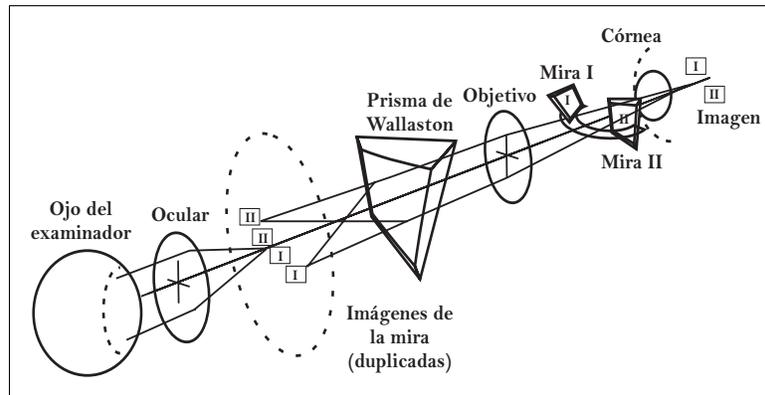


Figura 1.14: Queratómetro de Javal & Schiötz.

como en el caso del queratómetro de Helmholtz, está conformado por un microscopio de pocos aumentos y un sistema de doblaje producido por un prisma de Wollaston⁴, que acoplado al objetivo del microscopio forma una imagen doble de las miras en el plano objeto del ocular.

Puesto que las miras sólo pueden moverse en una dirección, ya sea alejándose o acercándose, las medidas en distintos meridianos han de hacerse secuencialmente, rotando al aparato como un todo para alinear las miras con el meridiano corneal a medir. Al igual que en el queratómetro de Helmholtz, en el plano focal objeto del ocular hay un retículo de enfoque, para evitar el error inducido por la acomodación del observador. Normalmente, durante la realización de una medida del astigmatismo corneal, se llevan primero a coincidencia las miras en horizontal y luego vertical. Si al rotar el cabezal del queratómetro desde la posición horizontal, con las miras en coincidencia hasta la posición vertical, aparece un solapamiento de las imágenes, quiere decir que la córnea presenta un astigmatismo a favor de la regla.

Queratómetro telecéntrico

A pesar que el queratómetro telecéntrico puede clasificarse dentro del grupo 1, de miras fijas y sistema de doblaje móvil, presenta dos características interesantes que justifican su estudio por separado. Estas características, han sido pensadas para eliminar el error que se

⁴Un prisma de Wollaston es un tipo de prisma óptico que separa la luz entrante en dos haces de luz polarizados ortogonalmente por el principio de birrefringencia [21].

induce en la medida de los queratómetros de Javal y Helmholtz por un mal enfoque del ocular. En este queratómetro, el objetivo del microscopio contiene un sistema afocal, dentro del cual se encuentra el sistema de doblaje. De esta manera, cada incremento del doblaje resulta independiente del enfoque. También cuenta con miras colimadas debido a que éstas se colocan en el plano focal de una lente positiva logrando de esta manera, que las miras se ubiquen en el infinito con respecto a la córnea. La Fig. (1.15) muestra el esquema del queratómetro telecéntrico [19].

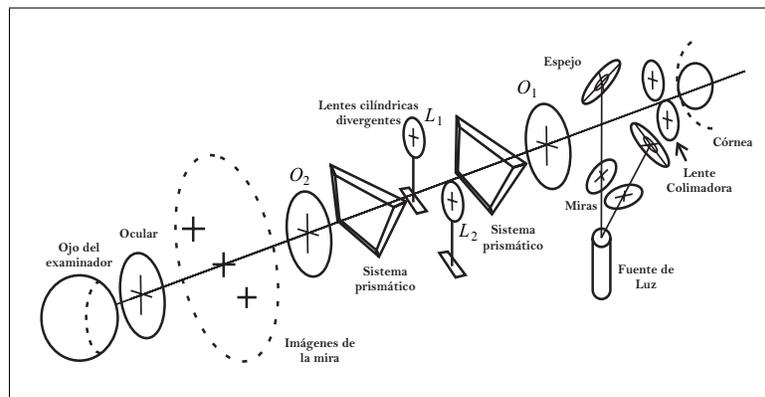


Figura 1.15: Queratómetro telecéntrico.

El sistema de iluminación de este queratómetro se encuentra fuera del eje y está formado por una lámpara incandescente, dos miras y dos espejos que desvían la luz proveniente de las mismas hacia la córnea. Dos lentes positivas están situadas de modo que actúan como lentes colimadoras del sistema de iluminación, pero también, son utilizadas para tener un control en la posición relativa entre el prisma y el objetivo, ya que, si el prisma se encuentra a una posición mayor o menor que la distancia focal del objetivo, la medición del radio de curvatura será menor o mayor. Para mayor explicación de esto último se puede consultar la referencia [20].

Las lentes cilíndricas L_1 y L_2 son utilizadas para producir un sistema de doblaje móvil como consecuencia de un desplazamiento lateral y simultáneo de éstas en direcciones opuestas. Finalmente la imagen es formada en un plano intermedio entre el ocular y la lente O_2 y el ocular, permitiendo así, que el queratómetro pueda ser utilizado por observadores amétropes

sin necesidad de realizar ajustes del ocular.

1.3.2. Queratoscopio

El queratoscopio es el instrumento que permite estudiar cualitativamente la evaluación de la topografía corneal. Este instrumento fue inventado por *Antonio Plácido da Costa* y refinado por *Gullstrand* [19, 20]. El queratoscopio consiste en una serie de anillos concéntricos blancos y negros alternados, que se colocan sobre una pantalla plana, con un agujero en su centro, a través del cual, se puede ver la imagen reflejada en la superficie corneal de un individuo situado en frente de la luz (ver Fig. 1.16) [22].

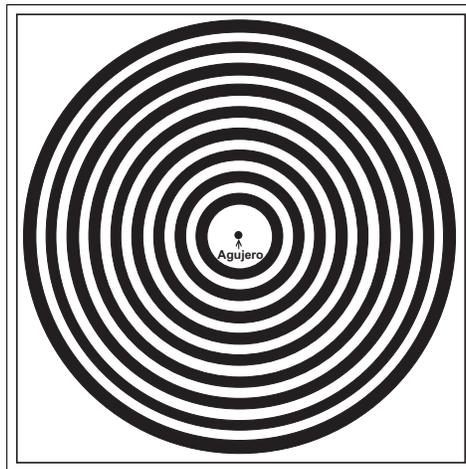


Figura 1.16: Anillos concéntricos del disco de Plácido.

El procedimiento para estudiar la superficie corneal anterior consiste en situar el dispositivo a una distancia de 20 *cm* (esta distancia puede ser variable) enfrente de cada ojo del paciente, mientras que se encuentra fijando la mirada sobre el centro de la apertura. Al mismo tiempo, el especialista observa por detrás de la apertura de la imagen de los anillos, teniendo en cuenta su forma, separación y regularidad. Si los anillos son circulares, concéntricos, regulares y con brillo se dice, que la superficie corneal anterior es esférica o ligeramente tórica y regular. Si todos los anillos forman un conjunto de elipses con el diámetro mayor orientado horizontalmente, ello indica que la superficie corneal anterior es astigmática según la regla. Si

los anillos elípticos están orientados con su diámetro mayor orientado a 90° , esto significa que la superficie corneal es astigmática en contra la regla. Si el diámetro mayor de las elipses está inclinado hacia la derecha o hacia la izquierda, indica una córnea con astigmatismo oblicuo. Si los anillos son ovalados y no están separados uniformemente, se trata de una córnea cónica con queratocono. Todo ésto se fundamenta en el hecho de que Gullstrand basó su diseño en la suposición de que la superficie corneal es esférica y por las teorías de la óptica geométrica. [19, 22].

El queratoscopio es un dispositivo más útil que el queratómetro desde el punto de vista cualitativo, y suele ser un instrumento complementario en el estudio oftalmológico, ya que es importante para la realización de un trasplante corneal, siempre y cuando no se disponga de un topógrafo corneal. Antes de la invención de éste, aquél era el único dispositivo disponible en algunos centros oftalmológicos para controlar algunos cambios morfológicos experimentados por la córnea después de una cirugía en la que estaba implicada esta superficie [22].

Videoqueratoscopio computarizado

El videoqueratoscopio es un instrumento computarizado que permite obtener lecturas queratométricas más exactas que las determinadas por un queratómetro y, además, proporciona información de las curvaturas periféricas y de la clase de superficie que existe en la cara anterior de la córnea. Existen dos clases de videoqueratoscopios: los que utilizan como principio de medición el disco de Plácido, y los que utilizan un haz de hendidura con el que se explora toda la córnea. La última generación de topógrafos corneales emplea ambos principios (ver Fig. 1.17).

El videoqueratoscopio basado en el principio de los anillos de Plácido, está formado por un tubo cónico en su parte anterior, la cual, contiene anillos en número de 8, 16 y 32, dependiendo del modelo. En el centro de los todos los anillos existe una apertura que permite situar detrás, una cámara de vídeo digital. Dicha cámara, a su vez, está conectada a un ordenador donde se pueden visualizar y almacenar las imágenes para su posterior análisis y extracción de la información contenida en ellas [22].



Figura 1.17: Videoqueroscopio.

El videoqueroscopio de lámpara de hendidura consta de un sistema microscópico binocular que focaliza en el mismo punto que el sistema de iluminación. Este sistema va montado en un brazo móvil que permite variar el ángulo incidente de luz sobre los tejidos oculares. En la córnea se pueden estudiar todas sus capas y localizar, con cierta exactitud, la localización exacta de una lesión. Posteriormente, el mismo sistema de análisis de la morfología corneal combinó esta técnica de barrido de la toda la córnea empleando un haz de hendidura con un sistema avanzado de anillos de disco de Plácido en un instrumento conocido como Orbscan [17, 23].

Orbscan Busch & Lomb.

Es un instrumento verdaderamente revolucionario para el estudio de la córnea. Combina un sistema de barrido con un fentobiomicroscopio (lámpara de hendidura) y un disco de Plácido (con 40 anillos) para medir la curvatura y elevación de la cara anterior de la córnea y la curvatura y elevación de la cara posterior de la misma. El Orbscan capta una serie de imágenes de cortes de la córnea con la luz de hendidura de dos fentobiomicroscopios que emiten haces de luz en ángulo de 45 grados, a la derecha o la izquierda del eje del instrumento. El sistema capta 40 imágenes, 20 con la luz de hendidura proyectada desde la derecha y 20 con la luz hendidura proyectada desde la izquierda, con una distancia entre cortes de 250 μm .

Los fundamentos de la medida usando un Orbscan son: emplea reflexión difusa, detecta el centro corneal y utiliza los haces y la dispersión para triangular la forma de la superficie, tiene un sistema de *Eye tracking*⁵ para seguir los movimientos sacádicos del ojo. El Orbscan posee características especiales con respecto a otros topógrafos, nos da información de la cara anterior, la cara posterior y de la relación entre ellas. También detecta la cara anterior del iris y del cristalino y con ellos proporciona información sobre la profundidad de la cámara y el tamaño pupilar en condiciones fotópicas como se mencionó anteriormente (ver Fig. 1.18).

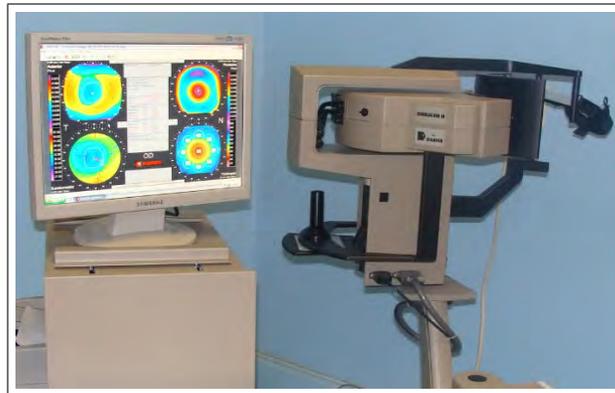


Figura 1.18: Orbscan utilizado en estudios de topografía corneal.

El Orbscan es capaz de medir la profundidad de la cámara corneal (espacio entre la cara posterior de la córnea y el iris), el diámetro pupilar, la queratometría simulada que es la obtención de los valores de los radios de curvatura en la zona central (ver Fig. 1.6 en la Pag. 22) donde tendría lugar la reflexión de las miras del queratómetro y finalmente la paquimetría corneal (técnica utilizada para medir el espesor corneal). La topografía de elevación de la cara anterior de la córnea permite a los clínicos hacerse una idea más precisa de las córneas anormales, lo que permitirá hacer un diagnóstico más preciso y obtener mejores resultados quirúrgicos [24].

⁵Eye tracking (seguimiento de los ojos) es un término en inglés que hace referencia al proceso de evaluar, bien el punto donde se fija la mirada, o el movimiento del ojo en relación con la cabeza [25].

QUERATOMETRÍA CON PANTALLAS NULAS

Para hablar de queratometría con pantallas nulas (ver definición de pantalla nula en la sección 2.1 en la Pag. 40) es necesario referirse al trabajo de Ignacio Funes [26] y Roberto Colín [8]. Estos trabajos fueron pioneros en el uso de pantallas nulas para probar la superficie corneal, las cuales, fueron propuestas por Díaz-Uribe y Campos-García como un método novedoso para probar superficies esféricas convexas [28]. El trabajo de Funes mostró inicialmente resultados cualitativos de la evaluación de la superficie corneal utilizando pantallas nulas cilíndricas de líneas de diferentes espesores, que generan una imagen de anillos concéntricos en la córnea, reproduciendo de esta manera, una imagen similar a la formada con el disco de Placido. Por su parte, el trabajo de Colín mostró resultados cuantitativos de la evaluación de la superficie corneal de un adulto utilizando una pantalla nula cilíndrica de gotas. Esta pantalla se utilizó para obtener una imagen de un arreglo cuadrado de manchas (es la imagen en el CCD de las gotas de la pantalla nula. Estas manchas son aproximadamente círculos) en la córnea, con el propósito de poder encontrar los centroides de cada mancha y así facilitar el método de evaluación.

En ambos trabajos [8, 26] se demostró teóricamente la forma de la pantalla nula que produce una imagen plana ya que el detector que se utiliza comúnmente en la prueba con pantallas nulas está diseñado de tal manera, que sólo procesa imágenes bien definidas en

planos ortogonales al eje óptico, cuya separación entre los planos anterior y posterior está dado por la profundidad de campo [27]. En ambos casos utilizaron la aproximación parabal (paraxial local) y mostraron que la superficie objeto correspondiente a un elipsoide, es la que mejor se ajusta para que su imagen sea plana, cuando ésta es formada por reflexión en una superficie esférica. Posteriormente Mejía y Malacara [29] realizaron un cálculo más exacto, mostrando que la superficie objeto no es un elipsoide sino un óvalo con geometría ligeramente diferente para rayos tangenciales que rayos sagitales. El trabajo de Colín [8] adicionalmente, corrigió un error en los cálculos de Funes [26]. Además, Colín calculó el efecto que tiene sobre la planitud de la imagen el hecho de aproximar la superficie elipsoidal por medio de cilindros de diferentes diámetros.

2.1. Método de pantallas nulas

La pantalla nula son un conjunto de puntos, líneas o gotas que son impresos sobre un papel o sobre una superficie en particular. Ahora, la prueba de superficies ópticas usando pantallas nulas está basada en el análisis de la imagen de este conjunto de puntos, líneas, gotas, etc., que son dibujados sobre una pantalla, ya sea plana, cilíndrica, cónica, etc., de tal manera que su imagen, que es formada por reflexión en la superficie, llega a ser un patrón perfecto (malla, anillos concéntricos, arreglo cuadrados de círculos, etc), siempre y cuando la superficie de prueba sea perfecta. Por lo contrario, si la imagen del patrón no es perfecta, se deberá a imperfecciones, desenfocamiento y desalineaciones de la superficie de prueba [28, 30].

La ventaja de utilizar pantallas nulas para probar superficies esféricas convexas (e.g. córnea de un adulto), es que esta prueba no requiere del diseño de un sistema óptico adicional para la evaluación de la superficie, sólo se necesita de un sistema óptico convencional que permita visualizar la imagen virtual de los puntos en la pantalla nula que es generada por reflexión en la superficie de prueba. Este sistema está compuesto de una lente positiva, un sensor CCD y un diafragma que permita limitar el ancho de cada haz que entra al sistema óptico (ver Fig. 2.1). Hay que tener en cuenta, que el sistema óptico puede introducir una pequeña cantidad de distorsión que deberá tenerse en cuenta para corregir los resultados experimentales de las coordenadas (x, y) de los centroides obtenidos en la imagen adquirida.

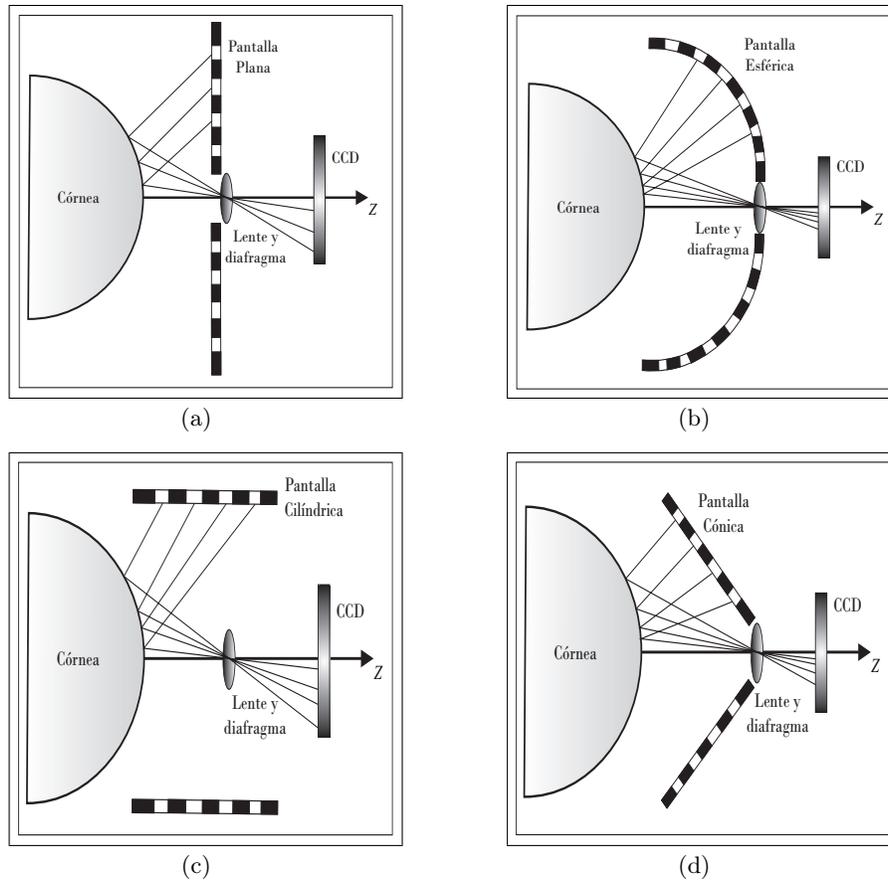


Figura 2.1: Formación de imágenes con pantallas nulas: (a) Plana. (b) Esférica. (c) Cilíndrica. (d) Cónica.

Por supuesto que cada configuración tiene sus ventajas y desventajas. Por ejemplo, si se utiliza la pantalla nula cilíndrica, se consigue obtener una imagen más plana respecto a las otras configuraciones [8, 26]. Una desventaja de utilizar la pantalla nula cilíndrica y que se presenta en todas las configuraciones mostradas en la Fig. (2.1), es que una región pequeña del centro de la superficie de prueba (cerca del vértice), no podrá ser evaluada directamente, debido a que, el sensor CCD obstruye los rayos incidentes en esa zona (ver Fig. 2.2). La extensión de esta zona evaluada depende del diámetro y distancia de la abertura donde se localiza la pantalla [31]. La pantalla nula plana podría solucionar ese problema logrando la inclusión de más puntos de prueba cerca del vértice de la superficie. La limitante al usar este tipo de

pantalla nula, es que, la imagen que se obtiene por reflexión en la superficie corneal, no es plana, lo que conlleva a tener, una imagen desenfocada. En este trabajo de tesis se decidió utilizar pantallas nulas cilíndricas para realizar las pruebas queratométricas, por la ventaja respecto a la planicidad de las imágenes obtenidas con esta configuración y se plantea la posibilidad de utilizar la pantalla nula plana junto con la pantalla cilíndrica conformando de esta manera un sistema híbrido que garantice la prueba de la zona central de la córnea, puesto que es una zona óptica muy importante, como se estableció en el capítulo anterior (ver apartado 1.2.2 en la Pag. 20).

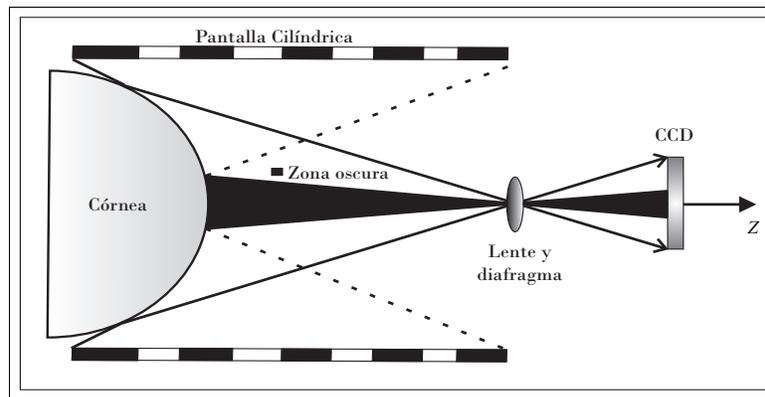


Figura 2.2: Configuración de la prueba óptica con pantalla nula cilíndrica.

2.1.1. Trazo de rayos utilizando una pantalla nula cilíndrica

Para encontrar las coordenadas (x, y, z) de los puntos en la pantalla cilíndrica, se hace un trazo exacto de rayos en sentido inverso. Es decir, se traza un rayo a partir de un punto $\mathbf{P}_1(x_1, y_1, -a - b)$ en el CCD, éste pasa por el punto $\mathbf{P}(0, 0, -b)$ en el centro del diafragma para incidir sobre la superficie corneal en el punto $\mathbf{P}_2(x_2, y_2, z_2)$, donde sufre una desviación cumpliendo la ley de la reflexión para llegar finalmente al punto $\mathbf{P}_3(x_3, y_3, z_3)$ en la pantalla nula. El esquema del trazo de rayos se puede observar en la Fig. (2.3).

El rayo incidente se puede obtener de las diferencias entre las coordenadas de los puntos \mathbf{P} y \mathbf{P}_1 , como se puede ver en la Ec. (2.1). Esta ecuación muestra las componentes de dicho

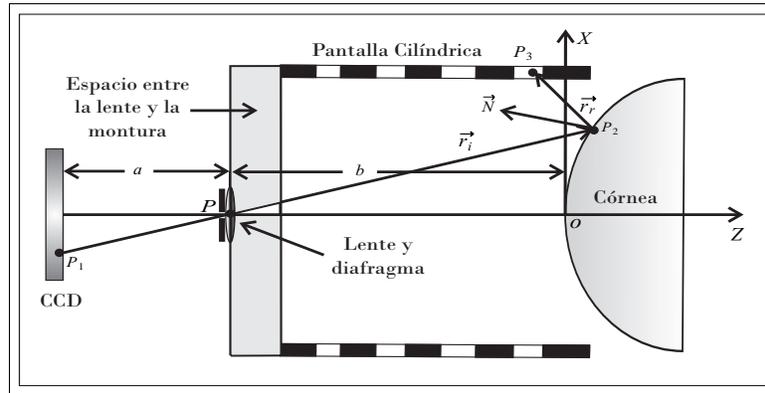


Figura 2.3: Esquema de trazado de rayos utilizando una pantalla nula cilíndrica.

vector en coordenadas rectangulares, siendo ésta la notación que se usará en todo el texto para describir las cantidades vectoriales.

$$\mathbf{r}_i = (-x_1, -y_1, a) \quad (2.1)$$

Para encontrar las coordenadas del punto \mathbf{P}_2 se obtiene la intersección del rayo incidente con la superficie corneal, a través de la ecuación vectorial de una recta (ver Ec. 2.2).

$$\mathbf{r} = \mathbf{r}_o + t\mathbf{r}_i \quad (2.2)$$

donde \mathbf{r} es el vector que describe la dirección del rayo incidente, \mathbf{r}_o es el vector de posición de un punto sobre la recta que describe el rayo, y t es el parámetro que permite recorrer la línea recta. Este rayo descrito por la Ec. (2.2) se intercepta con la superficie en $\mathbf{P}_2(x_2, y_2, z_2)$. La superficie está descrita por la función general de las cónicas dada por la Ec. (2.3) [32]:

$$\psi(x, y, z) = Qz^2 - 2zr + x^2 + y^2 \quad (2.3)$$

donde r es el radio apical de la superficie y $Q = k + 1$ es un parámetro asociado a la geometría de la superficie, siendo $k = -e^2$, la constante de conicidad y e es la excentricidad, la cual indica el tipo de cónica que se usa para describir dicha superficie. Los valores de la constante de conicidad, de acuerdo con Malacara [32] se muestran en la Tabla. 2.1.

Tabla 2.1: Valores de la constante de conicidad para superficies cónicas.

Tipo de cónica	Constante de Conicidad
Hiperboloide	$k < -1$
Paraboloide	$k = -1$
Elipsoide	$-1 < k < 0$
Esfera	$k = 0$
Oblato esferisoidal	$k > 0$

Realizando procedimientos algebraicos, se encuentra el valor del parámetro t .

$$t = \frac{a(r + Qb) - [a^2r^2 - b(Qb + 2r)(x_1^2 + y_1^2)]^{1/2}}{x_1^2 + y_1^2 + Qa^2} \quad (2.4)$$

Las coordenadas del punto \mathbf{P}_2 se pueden obtener de la siguiente manera:

$$x_2 = -tx_1 \quad (2.5a)$$

$$y_2 = -ty_1 \quad (2.5b)$$

$$z_2 = at - b \quad (2.5c)$$

El rayo que incide sobre la córnea ideal será reflejado en una dirección dada por la Ley de la Reflexión expresada vectorialmente, con la cual se puede obtener la dirección del vector reflejado por la superficie (ver Ec. 2.6)

$$\mathbf{r}_r = \mathbf{r}_i - 2(\mathbf{r}_i \cdot \widehat{\mathbf{N}})\widehat{\mathbf{N}} \quad (2.6)$$

donde $\widehat{\mathbf{N}}$ es la normal unitaria en el punto \mathbf{P}_2 en la superficie y se puede obtener aplicando el gradiente a la Ec. (2.4), como se observa en el Ec. (2.7).

$$\widehat{\mathbf{N}} = \frac{\nabla\psi(x_2, y_2, z_2)}{\|\nabla\psi(x_2, y_2, z_2)\|} \quad (2.7)$$

sustituyendo (2.3) en (2.7) se obtiene la expresión final para el vector normal unitario (ver Ec. 2.8).

$$\widehat{\mathbf{N}} = \frac{(x_2, y_2, Qz_2 - r)}{[x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2]^{1/2}} \quad (2.8)$$

reemplazando (2.1) y (2.8) en (2.6), se obtiene la expresión final para el vector que describe el rayo reflejado por la superficie (ver Ec. 2.9).

$$\mathbf{r}_r = (r_{r_x}, r_{r_y}, r_{r_z}) \quad (2.9)$$

siendo r_{r_x} , r_{r_y} , r_{r_z} las componentes rectangulares del vector reflejado cuyas expresiones están descritas por la Ec. (2.10a), (2.10b), (2.10c) respectivamente.

$$r_{r_x} = -x_1 - 2x_2 \frac{(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}{x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2} \quad (2.10a)$$

$$r_{r_y} = -y_1 - 2y_2 \frac{(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}{x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2} \quad (2.10b)$$

$$r_{r_z} = a - 2(Qz_2 - r) \frac{(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}{x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2} \quad (2.10c)$$

Para encontrar las coordenadas del punto \mathbf{P}_3 en la pantalla nula, el rayo reflejado se intercepta con el cilindro en donde se colocará la pantalla nula; con ello se encuentran, las ecuaciones de las proyecciones de la recta en los planos coordenados (XY) , (XZ) y (YZ) de la recta que representa al rayo reflejado en la dirección $\widehat{\mathbf{r}}_r$ y que pasa por el punto \mathbf{P}_2 .

$$x - x_2 = m_{xy}(y - y_2) \quad (2.11a)$$

$$y - y_2 = m_{yz}(z - z_2) \quad (2.11b)$$

$$x - x_2 = m_{xz}(z - z_2) \quad (2.11c)$$

$m_{xy} = r_{rx}/r_{ry}$, $m_{yz} = r_{ry}/r_{rz}$, $m_{xz} = r_{rx}/r_{rz}$, son las pendientes de las proyecciones del rayo reflejado en los planos correspondientes como se mencionó anteriormente). Por la simetría del problema, se conocen de antemano las coordenadas (x_3, y_3) , las cuales dependen de las coordenadas (x_1, y_1) en el CCD y del radio interno del cilindro R en donde se colocará la pantalla nula (ver Ec. 2.12a y 2.12b).

$$x_3 = (R - 2\varepsilon) \cos(\phi + \pi) \quad (2.12a)$$

$$y_3 = (R - 2\varepsilon) \sin(\phi + \pi) \quad (2.12b)$$

donde ε es el espesor de la hoja del papel en donde se van a imprimir los puntos de la pantalla nula y ϕ es el ángulo formado por los puntos en el CCD con coordenadas (x_1, y_1) y está dado por la siguiente expresión (ver Ec. 2.13).

$$\phi = \arctan\left(\frac{y_1}{x_1}\right) \quad (2.13)$$

Finalmente, la coordenada z_3 se obtiene de la Ec. (2.11b) o de la Ec. (2.11c)

$$z_3 = z_2 + \frac{a[x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2] - 2(Qz_2 - r)(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}{-x_1[x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2] - 2x_2(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}(x_3 - x_2) \quad (2.14a)$$

$$z_3 = z_2 + \frac{a[x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2] - 2(Qz_2 - r)(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}{-y_1[x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2] - 2y_2(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}(y_3 - y_2) \quad (2.14b)$$

Las coordenadas (x_3, y_3, z_3) proporcionan las coordenadas en donde se deben colocar los puntos objeto sobre la pantalla cilíndrica. Los detalles del diseño de la pantalla nula para que ésta proporcione el patrón que se quiere observar en el CCD, se discutirán en las subsecciones siguientes.

2.1.2. Trazo de rayos utilizando una pantalla nula plana

Para encontrar las coordenadas sobre una pantalla plana el tratamiento es análogo al de la pantalla cilíndrica, sólo que el rayo reflejado, no incide sobre un cilindro sino sobre un plano. En nuestro caso en particular, nos compete que ese plano se coloque en la cara posterior del cilindro (la que está inmediatamente después de la montura de la lente) (ver Fig. 2.4).

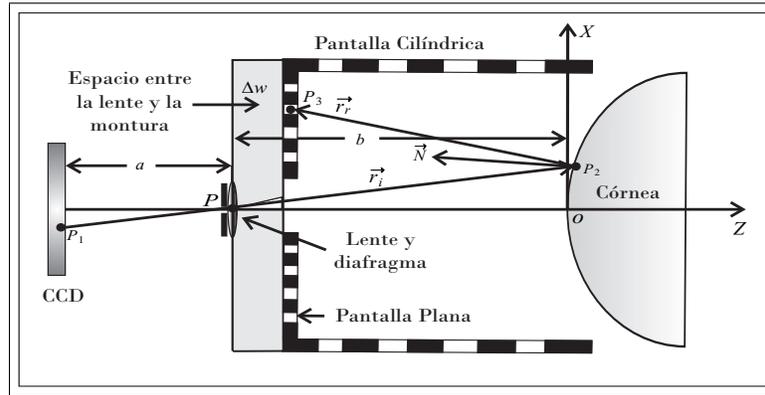


Figura 2.4: Esquema de trazado de rayos utilizando una pantalla nula plana.

En este caso ya se conoce de antemano la coordenada z_3 , puesto que el plano está fijo perpendicularmente al eje óptico del sistema (ver Fig. 2.4). El valor de esta coordenada se puede observar en la Ec. (2.15).

$$z_3 = -(b - \Delta w) \quad (2.15)$$

donde b es la distancia del vértice de la superficie al centro del diafragma y Δw es la distancia del centro del diafragma a la montura de la lente, siendo $b, \Delta w > 0$. De esta manera, las coordenadas (x_3, y_3) en la pantalla nula plana serán:

$$x_3 = x_2 + \frac{-x_1[x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2] - 2x_2(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}{a[x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2] - 2(Qz_2 - r)(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}(z_3 - z_2) \quad (2.16a)$$

$$y_3 = y_2 + \frac{-y_1[x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2] - 2y_2(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}{a[x_2^2 + y_2^2 + (Qz_2 - r)^2] - 2(Qz_2 - r)(-x_1x_2 - y_1y_2 + a(Qz_2 - r))}(z_3 - z_2) \quad (2.16b)$$

2.2. Diseño para impresión de la pantalla nula

Una vez obtenidos las coordenadas de los puntos en la pantalla nula, éstos deben ser impresos a la escala correcta con la mayor precisión posible en el plano de una hoja de papel. Sin lugar a dudas, nos enfrentamos a una tarea que no es trivial, pero ésta se puede facilitar con la ayuda de una computadora y una impresora láser. En el caso particular, cuando se utiliza una pantalla cilíndrica, el papel es enrollado en forma cilíndrica y es introducido en un cilindro de acrílico transparente, con el propósito de darle soporte a la pantalla.

En el plano (XY) del papel los puntos de la pantalla nula deben ser dibujados siguiendo las siguientes relaciones:

$$Pantalla\ cilíndrica \implies \begin{cases} X = (R - 2\varepsilon)\phi \\ Y = z_3 \end{cases} \quad (2.17a)$$

$$Pantalla\ plana \implies \begin{cases} X = x_3 \\ Y = y_3 \end{cases} \quad (2.17b)$$

siendo ϕ el ángulo dado por la Ec. (2.13), R el radio interno del cilindro en donde se colocará la pantalla nula y ε es el espesor del papel en donde se imprimirán los puntos de la pantalla nula como se mencionó anteriormente. Cabe resaltar, que no se deben confundir las dimensiones de la pantalla con las coordenadas (X, Y) en el plano de la pantalla. En términos generales, las dimensiones de la pantalla están determinadas por la geometría y las dimensiones del CCD, del cilindro, de la superficie a evaluar y de los parámetros a y b . En nuestro caso en particular, cuando se utiliza la pantalla cilíndrica, éstas dependerán del radio interno R y de la longitud L_c del cilindro.

$$Dimensiones\ pantalla\ cilíndrica \implies \begin{cases} X_{dim} = 2\pi(R - 2\varepsilon) \\ Y_{dim} = L_c \end{cases}$$

para el caso de las dimensiones de la pantalla plana, éstas dependerán del círculo definido por el interior del cilindro de la pantalla nula en donde se colocará dicha pantalla.

Debido a que durante los cálculos se presentan valores imaginarios en la coordenada z_3 de la pantalla nula, se entiende que éstos corresponden a rayos que emergen de puntos en el CCD, pasan de largo sin tocar la superficie corneal, siendo rayos que se pierden, puesto que no llegan a la pantalla nula. Por tanto, con el propósito de sólo tener números reales en la coordenada z_3 que correspondan a rayos que después de reflejarse en la córnea llegan a la pantalla, la distancia radial de los puntos en el CCD ($\rho = \sqrt{x_1^2 + y_1^2}$), deben cumplir con la siguiente restricción [30](ver Ec. 2.18).

$$\rho \leq \frac{ar}{[b(b+2r)]^{1/2}} \quad (2.18)$$

Es importante mencionar que $z_3 \rightarrow -\infty$ cuando $\rho \rightarrow 0$, es decir, la longitud de la pantalla puede ser muy grande e inapropiada para poder implementarla. En la práctica los límites en los valores de z_3 dependen de la región corneal que se quiere evaluar y otras variables que se discutirán en el capítulo siguiente.

2.2.1. Patrones comúnmente usados en queratometría con pantalla nula

Como se ha dicho anteriormente, la prueba de pantalla nula se basa en formar una imagen de un patrón que inicialmente se ha definido, de tal manera que sea fácil detectar cualquier diferencia en la imágenes formadas por la superficie de prueba y la del diseño. En queratometría con pantallas nulas se utilizan los siguientes patrones:

Malla cuadrada

Es un patrón que consta de una serie de líneas verticales y horizontales que forman la imagen de una malla cuadrada en la superficie corneal. Este patrón funciona muy bien para realizar pruebas cualitativas de la córnea, ya que se pueden observar a simple vista deformaciones en el patrón a causa de la superficie corneal. En el caso de las evaluaciones cuantitativas no es tan efectivo porque sólo se pueden evaluar los puntos de intersección de las líneas horizontales con las verticales, además que el grosor de las líneas no es constante. La imagen de

diseño, la pantalla nula y la imagen formada en la córnea se puede observar en la Fig. (2.5(a)), (2.5(b)) y (2.5(c)) respectivamente [8].

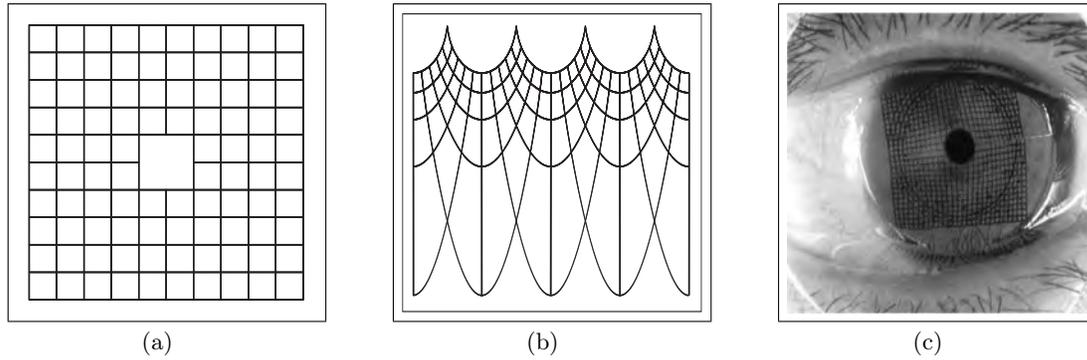


Figura 2.5: Malla cuadrada: (a) Patrón de diseño. (b) Pantalla nula. (c) Imagen formada en la córnea.

Anillos concéntricos con líneas radiales

Este patrón consta de anillos concéntricos con líneas radiales superpuestas que producen una imagen parecida a la obtenida con el disco de Placido (la única diferencia son las líneas radiales), la cual es utilizada tradicionalmente por los videoqueratoscopios convencionales. La evaluación cuantitativa con este tipo de patrón tiene también algunas desventajas porque sólo se puede evaluar en las intersecciones de las líneas radiales con las líneas circulares, al igual que la evaluación con pantallas de puntos, ya que sólo se puede evaluar en dichos puntos. Además que los puntos de intersección entre las líneas circulares y las radiales no son nítidos, y el grosor de las líneas circulares es diferente al de las líneas radiales [8]. La imagen de diseño, la pantalla nula y la imagen formada en la córnea se puede observar en la Fig. (2.6(a)), (2.6(b)) y (2.6(c)) respectivamente [8].

Arreglo cuadrado de círculos

Este tipo de patrón consta de una serie de círculos de radio r' y separados por una distancia constante δr medida entre los centros geométricos de cada círculo, siendo ordenados, de tal manera, que forman un arreglo cuadrado de círculos. Este tipo de patrón tiene muchas

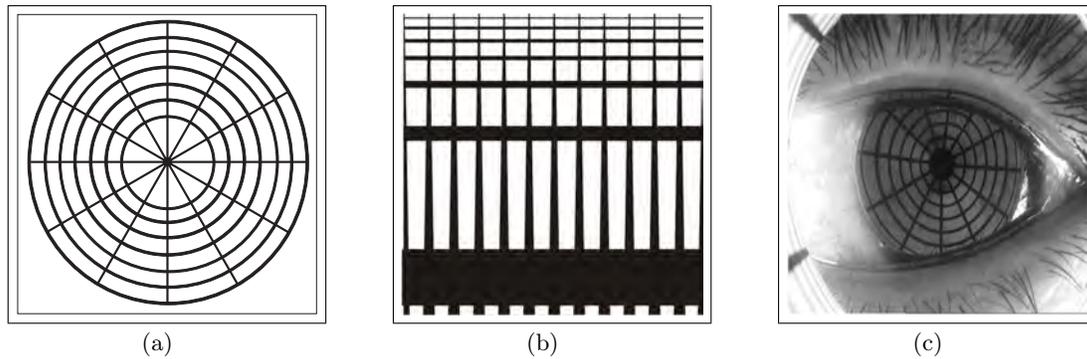


Figura 2.6: Círculos concéntricos con líneas radiales: (a) Patrón de diseño. (b) Pantalla nula. (c) Imagen formada en la córnea.

ventajas respecto al de la malla cuadrada y el de anillos concéntricos en lo que respecta a la evaluación cuantitativa de la superficie de prueba, puesto que, en este caso se han desarrollado algoritmos para el cálculo de los centroides de los círculos en la imagen obtenida en el CCD. En el momento no se han desarrollado algoritmos para encontrar la intersección de las líneas, en un arreglo cuadrado o circulares y radiales. Cabe resaltar que la exactitud en la prueba de la superficie depende en la exactitud de la evaluación de los centroides. La imagen de diseño, la pantalla nula y la imagen formada en la córnea se puede observar en la Fig. (2.7(a)), (2.7(b)) y (2.7(c)) respectivamente [8].

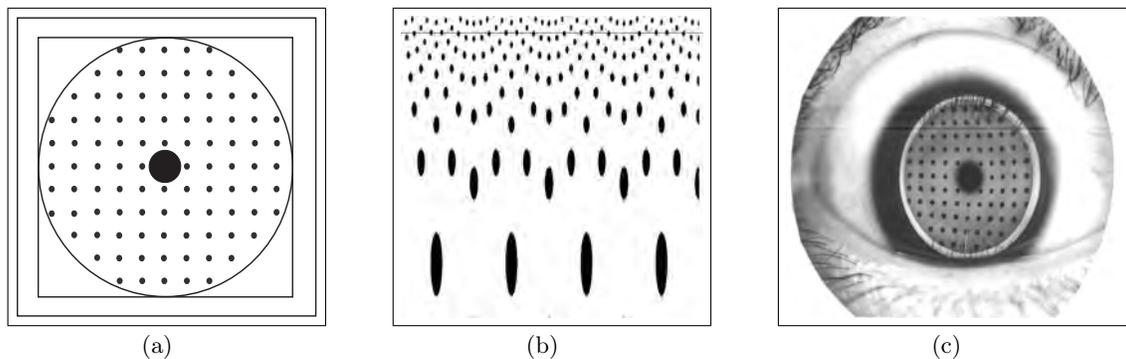


Figura 2.7: Arreglo cuadrado de círculos: (a) Patrón de diseño. (b) Pantalla nula. (c) Imagen formada en la córnea.

2.3. Evaluación cuantitativa de la forma de la córnea

El método de pantalla nula no sólo permite realizar una prueba cualitativa de la superficie corneal [8, 26], sino que también permite dar una evaluación cuantitativa de la forma de ésta [8]. Actualmente, hay muchas técnicas para medir y describir la topografía corneal [33]-[37], las cuales, asumen que la superficie corneal está descrita por una función continua $z = f(x, y)$ en un sistema cartesiano y que la primera y segunda derivada son continuas en cualquier punto¹. Habrá al menos, tres diferentes formas de describir la topografía corneal [33]:

1. **Por la sagita o elevación z respecto a una superficie de referencia:** Esta superficie puede ser un plano, una esfera o un óvalo cartesiano, donde la esfera es la superficie de referencia más usada porque ofrece una desviación estándar mínima respecto a la superficie corneal.
2. **Por pendientes locales respecto a una esfera de referencia:** Estas pendientes son matemáticamente obtenidas de la elevación z , calculando la primera derivada parcial respecto a las coordenadas (x, y) . En algún punto en la superficie, la pendiente es función de la dirección, por lo cual ésta, se puede especificar por dos números: su máximo valor y su dirección (gradiente).
3. **Por la curvatura local:** Para una superficie en general, la curvatura en cualquier punto depende de la dirección en que ésta es medida. Para determinar la curvatura en un punto se necesitan tres números: la curvatura máxima, la curvatura mínima y la dirección correspondiente a la máxima o mínima curvatura. Estas curvaturas pueden ser matemáticamente obtenidas por la primera y segunda derivada parcial de la elevación.

En este trabajo de tesis se utilizará la representación de la superficie corneal por medio de la elevación $z = f(x, y)$. Esta elevación se puede calcular de la estimación del vector normal $\mathbf{N} = (N_x, N_y, N_z)$ en cada punto \mathbf{P}_2 en la superficie, a través, de la técnica de deflectometría por reflexión [38], como se demostrará en la sección siguiente.

¹En el método del trapecio no se supone que la segunda derivada es continua.

2.4. Evaluación de la forma de la superficie (EFS)

Para obtener la forma de la superficie a través de las normales en cada punto de evaluación, se supone que la superficie a probar es suave y que se puede representar matemáticamente mediante una función $\phi(x, y, z) = 0$. También se supone que el punto de incidencia describe una trayectoria arbitraria sobre la superficie cuando el haz es movido para barrer la superficie (ver Fig. 2.8) [38]-[40].

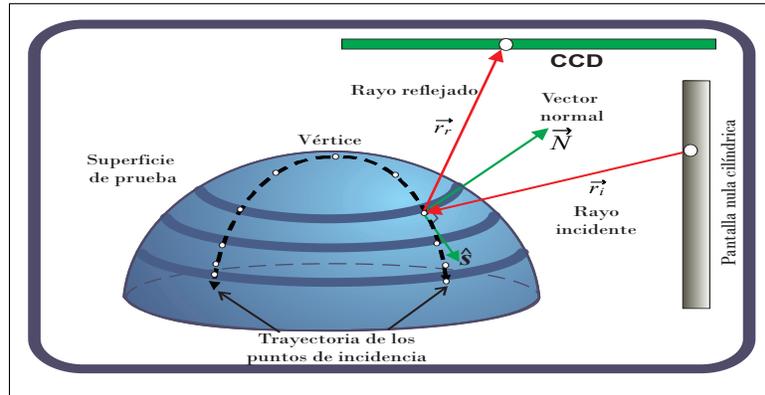


Figura 2.8: Deflometría por reflexión.

Para cualquier punto \mathbf{P} de la trayectoria del rayo descrito por el vector de posición $\mathbf{r} = (x, y, z)$, el elemento diferencial de longitud es $d\mathbf{s} = (dx, dy, dz)$, que es un vector tangente a la superficie y perpendicular al vector normal $\mathbf{N} = (N_x, N_y, N_z)$ de la superficie en ese punto \mathbf{P} . Por lo cual, el producto punto del elemento diferencial y el vector normal es:

$$\mathbf{N} \cdot d\mathbf{s} = 0 \quad (2.19)$$

Esta expresión es la ecuación fundamental de la deflometría por reflexión, la cual nos dice que si se conocen las normales a la superficie para cada punto de incidencia, es posible integrar la Ec. (2.19) y de esta manera obtener su forma como se muestra en la Ec. (2.20)

$$z - z_0 = - \int_{P_0(x_0, y_0)}^{P(x, y)} \left(\frac{N_x}{N_z} dx + \frac{N_y}{N_z} dy \right) \quad (2.20)$$

donde z_0 es la sagita de un punto sobre la superficie que debe ser conocido inicialmente y

(dx, dy) son las componentes (x, y) del elemento diferencial de arco sobre la trayectoria en la superficie. La expresión dada por la Ec. (2.20) se utilizará para la evaluación de la forma de la superficie mediante el método de pantallas nulas debido a que, como se mostrará más adelante, la configuración de esta técnica permite evaluar directamente las normales a la superficie de prueba. La Ec. (2.20) es exacta y no involucra ninguna aproximación para deducirla; sin embargo, hay aproximaciones al calcular el vector normal y realizar la integración numérica, ya que no tiene una solución exacta, puesto que las componentes de las normales no son funciones analíticas sino valores discretos en cada punto de evaluación. Esto trae como consecuencia que la Ec. (2.20) debe ser resuelta por métodos numéricos utilizando el algoritmo más adecuado (método del trapecioide, arcos parabólicos, splines, polinomios de Zernike, etc).

2.5. Cálculo de las normales a la superficie

El cálculo de la normal en cada punto de la superficie de prueba se hace de la siguiente manera: En la Fig. (2.9) se puede observar el diagrama esquemático utilizado para el cálculo de las normales, en donde se tiene un rayo reflejado que es bien conocido porque después de la reflexión en la superficie, éste pasa a través del punto $\mathbf{P}(0, 0, -b)$ en el centro del diafragma para finalmente llegar al punto $\mathbf{P}_1(x_1, y_1, -a - b)$ en el CCD. El rayo incidente (en dirección real de propagación de los rayos) proviene del punto $\mathbf{P}_3(x_3, y_3, z_3)$ en la pantalla nula, llega al punto $\mathbf{P}_2(x_2, y_2, z_2)$ en la superficie de prueba. Este punto es desconocido, ya que la superficie de prueba no se conoce, porque es precisamente la que se desea evaluar. Por tanto, el rayo incidente llegará a un punto $\mathbf{P}_s(x_s, y_s, z_s)$ en una superficie de referencia que se utiliza como aproximación de la superficie de prueba. Entre más se parezca la superficie de referencia a la superficie de la prueba el error en el calculo de la normal será menor. En la práctica se utiliza la misma superficie de diseño de la pantalla nula. Luego de encontrar el rayo de incidencia y de reflexión se puede obtener la normal según la Ec. (2.21).

$$\hat{\mathbf{N}} = \frac{\hat{\mathbf{r}}_r - \hat{\mathbf{r}}_i}{\|\hat{\mathbf{r}}_r - \hat{\mathbf{r}}_i\|} \quad (2.21)$$

La dirección del rayo reflejado se encuentra de la diferencia vectorial entre los puntos \mathbf{P}_1 y \mathbf{P}

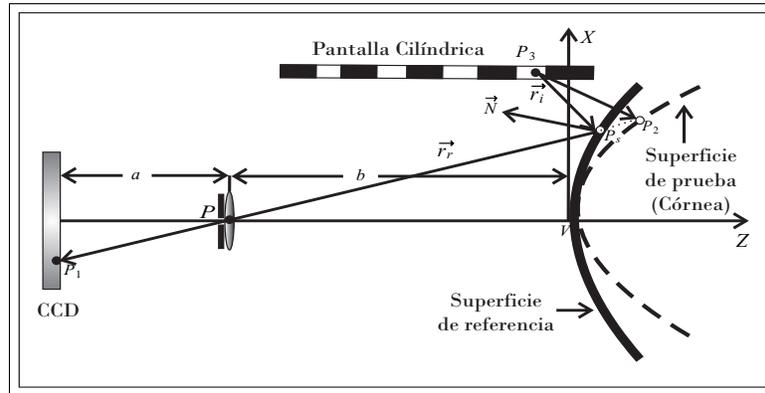


Figura 2.9: Diagrama esquemático para la evaluación de las normales en la superficie de prueba.

dando como resultado:

$$\hat{\mathbf{r}}_r = \frac{[x_1, y_1, -a]}{[x_1^2 + y_1^2 + a^2]^{1/2}} \quad (2.22)$$

luego se encuentra la dirección del rayo incidente de la diferencia vectorial entre los puntos \mathbf{P}_s y \mathbf{P}_3 y está dado por:

$$\hat{\mathbf{r}}_i = \frac{[(x_s - x_3), (y_s - y_3), (z_s - z_3)]}{[(x_s - x_3)^2 + (y_s - y_3)^2 + (z_s - z_3)^2]^{1/2}} \quad (2.23)$$

donde las coordenadas (x_s, y_s, z_s) son las mismas coordenadas en la superficie de diseño descritas por (2.5a), (2.5b) y (2.5c) respectivamente con el parámetro t descrito por (2.4) dando como resultado las siguientes expresiones.

$$x_s = \left[\frac{-a(r + Qb) + [a^2r^2 - b(Qb + 2r)(x_1^2 + y_1^2)]^{1/2}}{x_1^2 + y_1^2 + Qa^2} \right] x_1 \quad (2.24a)$$

$$y_s = \left[\frac{-a(r + Qb) + [a^2r^2 - b(Qb + 2r)(x_1^2 + y_1^2)]^{1/2}}{x_1^2 + y_1^2 + Qa^2} \right] y_1 \quad (2.24b)$$

$$z_s = \left[\frac{a(r + Qb) - [a^2r^2 - b(Qb + 2r)(x_1^2 + y_1^2)]^{1/2}}{x_1^2 + y_1^2 + Qa^2} \right] a - b \quad (2.24c)$$

Finalmente sustituyendo la Ec. (2.22) y (2.23) en (2.21) se obtiene la expresión para la normal unitaria dada por:

$$\hat{\mathbf{N}} = \frac{[N_x, N_y, N_z]}{[N_x^2 + N_y^2 + N_z^2]^{1/2}} \quad (2.25)$$

donde N_x , N_y y N_z están dadas por las ecuaciones (2.26a), (2.26b) y (2.26c).

$$N_x = \frac{x_1}{[x_1^2 + y_1^2 + a^2]^{1/2}} + \frac{(x_3 - x_s)}{[(x_s - x_3)^2 + (y_s - y_3)^2 + (z_s - z_3)^2]^{1/2}} \quad (2.26a)$$

$$N_y = \frac{y_1}{[x_1^2 + y_1^2 + a^2]^{1/2}} + \frac{(y_3 - y_s)}{[(x_s - x_3)^2 + (y_s - y_3)^2 + (z_s - z_3)^2]^{1/2}} \quad (2.26b)$$

$$N_z = -\frac{a}{[x_1^2 + y_1^2 + a^2]^{1/2}} + \frac{(z_3 - z_s)}{[(x_s - x_3)^2 + (y_s - y_3)^2 + (z_s - z_3)^2]^{1/2}} \quad (2.26c)$$

Una vez obtenidas las normales, lo que prosigue es definir el algoritmo que permita resolver de la manera más sencilla y directa la Ec. (2.20). El método que se propone es la regla del trapecio [41] y se explica a continuación.

2.6. Regla del trapecio

Un método tradicionalmente empleado para la evaluación numérica de integrales, es la regla del trapecio utilizado para datos que no están igualmente espaciados [41]. Éste consiste en tener la variable de integración dentro de un intervalo $x_o < x < x_N$, el se cual divide en $N - 1$ partes no necesariamente iguales, con el proposito de evaluar el área que se encuentra debajo de la curva descrita por la función $f(x)$, obteniendo N áreas en forma de trapecio que se deben sumar para obtener la integral (área bajo la curva) de la función $f(x)$ (ver Fig. 2.10).

El área bajo un segmento de la curva puede dividirse en dos partes: un rectángulo de área A_r y un triángulo de área A_t (ver Fig. 2.10). En esta figura también se puede observar que

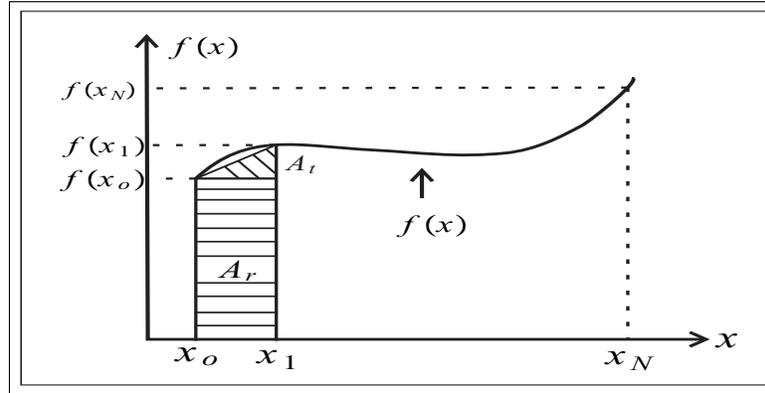


Figura 2.10: Área bajo la curva utilizando el método del trapecio.

error de truncamiento al utilizar este método de integración está asociado a las diferencias de áreas entre el trapecio y el área bajo la curva del segmento estudiado. El área bajo el segmento de estudio está dado por:

$$A_1 = A_r + A_t = \frac{1}{2}(x_1 - x_0) [f(x_1) + f(x_0)] \quad (2.27)$$

Procediendo análogamente con todos los segmentos en que se ha dividido la curva $f(x)$, se puede encontrar una expresión general para el área del j -ésimo segmento (ver Ec. 2.28).

$$A_j = \frac{1}{2}(x_j - x_{j-1}) [f(x_{j-1}) + f(x_j)] \quad (2.28)$$

Realizando la suma de todas las contribuciones del j -ésimo, y sustituyendo la función $f(x)$ por los cocientes de las componentes de la normal se obtiene el área total bajo la curva que corresponde al valor de la elevación de cada punto de evaluación en particular como se puede observar en la Ec. (2.29), donde el subíndice n corresponde al n -ésimo punto de evaluación en la superficie.

$$z_n = \sum_{j=1}^{m-1} \left[\left(\frac{N_{x_j}}{N_{z_j}} + \frac{N_{x_{(j+1)}}}{N_{z_{(j+1)}}} \right) \left(\frac{x_{(j+1)} - x_j}{2} \right) + \left(\frac{N_{y_j}}{N_{z_j}} + \frac{N_{y_{(j+1)}}}{N_{z_{(j+1)}}} \right) \left(\frac{y_{(j+1)} - y_j}{2} \right) \right] + z_1 \quad (2.29)$$

En la ecuación anterior m corresponde al número de puntos a lo largo de la trayectoria de integración, la cual se debe definir previamente en el plano (XY) en la superficie (ver Fig. 2.11). El valor de z_1 en la Ec. (2.29) es el valor inicial de la elevación del primer punto para cada trayectoria de integración, el cual, debe ser común para todas las trayectorias.

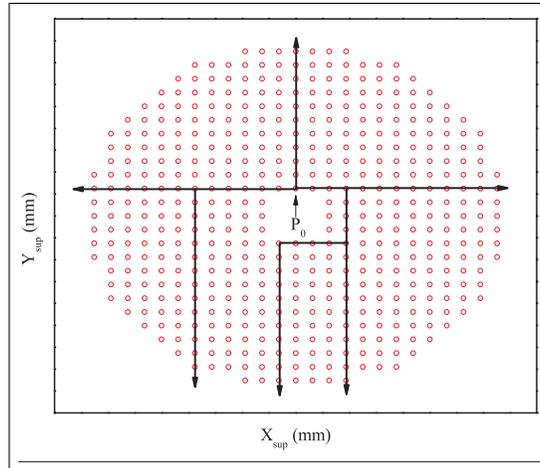


Figura 2.11: Definición de trayectorias de integración.

2.6.1. Error por truncamiento

Un importante problema cuando se utiliza el método del trapecio es que se acumula error cada vez que se hace una iteración a través de una trayectoria de integración. Es conocido de este método que a mayor la longitud de la trayectoria de integración, el error acumulado es mayor. Adicionalmente el error incrementa como la segunda potencia de la separación entre dos puntos adyacentes [42]. Por tanto, para disminuir el error de truncamiento se recomienda que al escoger las trayectorias de integración se tengan en cuenta las siguientes consideraciones: (i) la longitud total de cada trayectoria debe ser la más pequeña posible, (ii) la distancia de separación entre dos puntos de evaluación subsecuentes debe ser mínima, (iii) la trayectoria debe ser directa y simple [42].

La cota superior para error por truncamiento dependerá de la separación entre dos puntos

adyacentes h , la longitud de la máxima trayectoria de integración $(b - a)$ y de la segunda derivada de la función $f(x)$ de integración $M = (d^2 f(x)/dx^2)_{max}$. Esta cota está dada por la Ec. (2.30) [42]

$$|\epsilon| \leq \frac{Mh^2}{12}(b - a) \quad (2.30)$$

Para una superficie esférica con un diámetro efectivo de evaluación D_{ef} (Diámetro que se está evaluando en la superficie), se tiene un área de $A = \pi D_{ef}^2/4$. Se define $\eta = N/A$ como la densidad promedio de puntos por unidad de área. La densidad lineal de puntos es obtenida como $\lambda = \sqrt{\eta}$ y su inverso dará la separación promedio entre los puntos $d \approx \sqrt{\pi/4N}D_{ef}$. Si se aproxima h por d , la cota superior por truncamiento quedará como:

$$|\epsilon| \approx \frac{\pi M D_{ef}^2}{48N}(b - a) \quad (2.31)$$

2.7. Parámetros a y b en la prueba con pantallas nulas

Para lograr una mayor sensibilidad en la prueba de la córnea utilizando el método de pantalla nula, se requiere escoger las distancias a y b , con el propósito de obtener medidas más precisas, ya que estos parámetros son críticos en el método propuesto. También se debe escoger un campo visual transversal adecuado que permita encajar la imagen del ojo en dicho campo y así, garantizar cierta holgura para tener en cuenta los movimientos inesperados del ojo. En la Fig. (2.12) se observa el diagrama esquemático en el plano (XZ) para la obtención de dichos parámetros.

Las variables involucradas en la obtención de dichos parámetros son: d es lado menor del CCD que se utiliza para la detección de los rayos de luz provenientes de la córnea, d' es el lado efectivo en donde se formará la imagen de la superficie en el CCD; D es el campo visual transversal, $D_{córnea}$ es el diámetro efectivo en la córnea que se desea evaluar, β es la distancia del vértice a un punto en la córnea definido por el rayo que define el diámetro que se quiere evaluar en dicha superficie, r radio de curvatura promedio de la córnea (promedio poblacional,

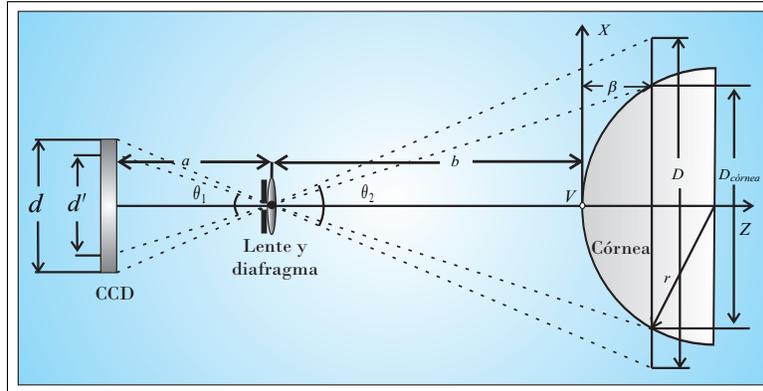


Figura 2.12: Esquema para la obtención de los parámetros a y b .

no de la superficie) y k que es la constante de conicidad de dicha superficie.

Hay que aclarar que se está suponiendo que los planos principales de la lente coinciden en el centro de ésta, no existiendo una separación entre ellos. Por lo cual, el cálculo de los parámetros a y b será aproximado. Para garantizar que el campo visual transversal se pueda formar en el CCD, se tiene que los campos angulares (ver Fig. 2.12) deben ser iguales, es decir, $\theta_1 = \theta_2$, dando como resultado la siguiente relación (ver Ec. 2.32)

$$b \approx \left(\frac{D}{d}\right) a - \beta \quad (2.32)$$

El valor de β está dado por la Ec. (2.33).

$$\beta = \frac{r}{Q} \left[1 - \left[1 - \frac{Q}{4r^2} D_{córnea}^2 \right]^{1/2} \right] \quad (2.33)$$

Por ejemplo, para el caso de una esfera, si el rayo marginal es tangente a la superficie se tendrá que $D_{córnea} = 2r$, por lo cual de la Ec. (2.33) se obtiene que $\beta = r$, evaluado así todo el hemisferio. Con esta suposición se puede encontrar el valor del parámetro a según la Ec. (2.34).

$$a \approx \frac{d' D_{\text{córnea}}}{4(r^2 - D_{\text{córnea}}^2/4)^{1/2}} \quad (2.34)$$

2.8. Correspondencia entre la imagen y la pantalla nula

Es relevante entender cual es la correspondencia entre los puntos en la imagen y los puntos en la pantalla nula, para tener un criterio de evaluación de los resultados esperados y no cometer errores en lo que se refiere al diseño de la pantalla nula. Para un mejor entendimiento de la geometría de la imagen y su pantalla, los puntos en la imagen son mencionados con letras mayúsculas y sus puntos correspondientes en la pantalla nula son mencionados con letras mayúsculas primadas siguiendo la notación de Carmona [30] (ver Fig. 2.13(a) y 2.13(b)).

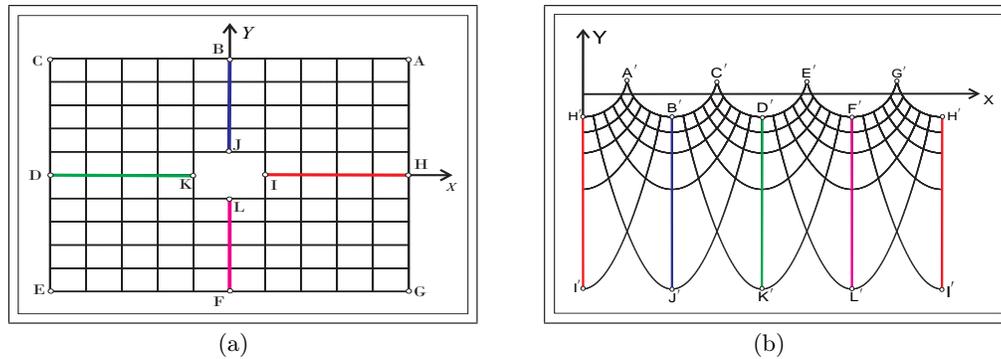


Figura 2.13: Correspondencia entre puntos: (a) Malla cuadrada en el plano del CCD. (b) Pantalla nula cilíndrica en el plano del papel de impresión.

En las figuras (2.13(a)) y (2.13(b)) se puede observar que los puntos en la imagen con mayor valor de ρ_{CCD} , son transformados en puntos en la pantalla nula con mayor valor de Y ; por ejemplo, los puntos en los vértices de las mallas (A, C, E y G). Los puntos con menor valor de ρ_{CCD} (I, J, K y L) corresponden a puntos en la pantalla con menor valor de Y . Las líneas rectas definidas por los pares de puntos IH, JB, KD y LF son las únicas que son transformadas en la pantalla nula como líneas rectas; cualquier otra línea recta en la imagen es transformada en una curva en la pantalla nula. Esto es debido a que éstas líneas en la imagen son líneas radiales [30].

En las figuras (2.14(a)) y (2.14(b)) se observa un círculo en la imagen y su imagen correspondiente en la pantalla nula respectivamente. En la pantalla se obtiene la imagen como de un óvalo que se le llama “gota” debido a la asimetría que presenta. En la Fig. (2.14(a)) se puede observar que el círculo está inscrito en una región imaginaria definida por los puntos a, b, c y d . Su gota correspondiente es inscrita en un rectángulo imaginario con vértices a', b', c' y d' como se muestra en la Fig. (2.14(b)).

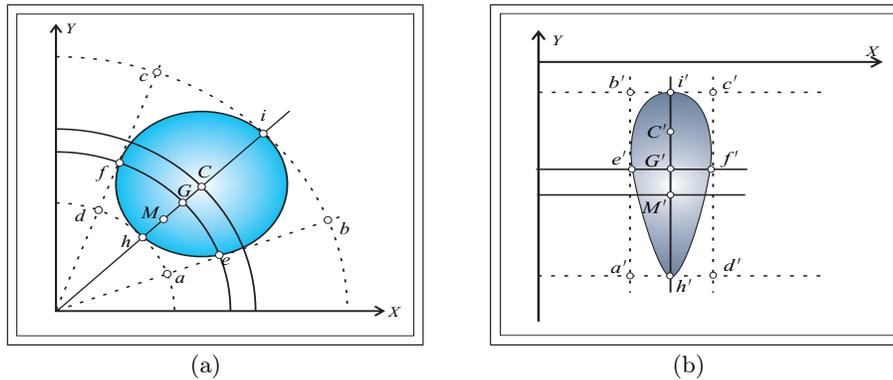


Figura 2.14: Correspondencia entre puntos para la pantalla de gotas: (a) Círculo en el plano CCD. (b) Gota en el plano de la pantalla nula.

En general, los centros de los círculos en la imagen no son transformados en puntos medios en la gota. Los arcos en el círculo denotados los puntos ef y bc son convertidos en líneas horizontales que pasan por los puntos $e'f'$ y $b'c'$ respectivamente. Las líneas radiales ab, cd y hi son convertidas en líneas verticales $a'b', c'd'$ y $h'i'$ en la pantalla. Los puntos M, G y C como se encuentran en la misma línea radial, sus puntos correspondientes se encuentran en la misma línea vertical en la pantalla (ver figuras 2.14(a) y 2.14(b)).

2.9. Comentarios finales

A manera de comentarios finales hay que decir que en este capítulo se desarrollaron analíticamente las ecuaciones para el diseño de la pantalla nula cilíndrica, que es el método que se va a utilizar para probar la superficie corneal. Se planteó la posibilidad de utilizar un pantalla nula plana junto con la pantalla nula cilíndrica, con el propósito conformar un sistema híbrido

que permita probar en la zona más cercana al vértice de la córnea. Igualmente se desarrollaron las ecuaciones de la evaluación de la forma de la superficie. Estas ecuaciones fueron desarrolladas en tres dimensiones utilizando coordenadas cartesianas.

Se mostró como obtener los parámetros a y b de manera aproximada ya que éstos parámetros son críticos para que la prueba sea nula, razón por la cual, se necesitan calibrar y tener un control sobre ellos. Se explicó, como resolver numéricamente la ecuación de la forma de la superficie por medio del método del trapecio que se utiliza para resolver la ecuación de la forma de la superficie, ya que dicha ecuación no se puede resolver analíticamente, porque las normales están descritas por valores discretos y no por funciones analíticas.

En el siguiente capítulo se mostrará entre otros puntos importantes, el diseño del videoqueratómetro y se hablará de las características y funciones de cada componente de éste. Igualmente se explicará como se hace el diseño de la pantalla nula para que esté correctamente dimensionada.

Capítulo 3

DISEÑO DEL VIDEOQUERATÓMETRO

En este capítulo se discutirán los aspectos fundamentales en lo que se refiere a una primera propuesta en el diseño del videoqueratómetro para uso con lactantes. Es decir, se explicarán las características más relevantes de los componentes de dicho instrumento. También, se mostrará una primera propuesta de laboratorio (montaje experimental) del videoqueratómetro, con el cual se hicieron algunas medidas con una esfera de referencia para la validación de nuestro método propuesto.

3.1. Diseño del videoqueratómetro

Uno de los problemas fundamentales que se tienen a la hora de realizar una queratometría a un lactante o a niños menores de 3 años, es que este tipo de pacientes no coopera, puesto que, no tienen conciencia del estudio que se les está realizando. Al realizar una queratometría con un instrumento convencional, se requiere que el paciente fije su vista en punto, esté con los ojos inmóviles por un par de minutos, se ubique en posición vertical y que mantengan su cabeza fija en el marco del aparato. El videoqueratómetro que aquí se propone, se ha diseñado de tal manera que se eliminen esos obstáculos que se presentan comúnmente en la práctica clínica.

El videoqueratómetro consistirá de un cilindro externo de un material inocuo y de fácil manejo para el oftalmólogo. Este cilindro no pesará mucho, ya que se desea que sea lo más ligero posible para efectos de portabilidad. En sus paredes externas tendrá dos botones que servirán para la adquisición de la imagen en el momento adecuado y para encender un panel electroluminescente con el que se pretende proveer la iluminación correspondiente. En la cara anterior de éste, se colocará el ojo del paciente, cabe resaltar, que en esta cara del cilindro, se tendrá un sistema especial de acolchonamiento con el propósito de no causarle molestias al paciente (ver Fig. (3.1)).

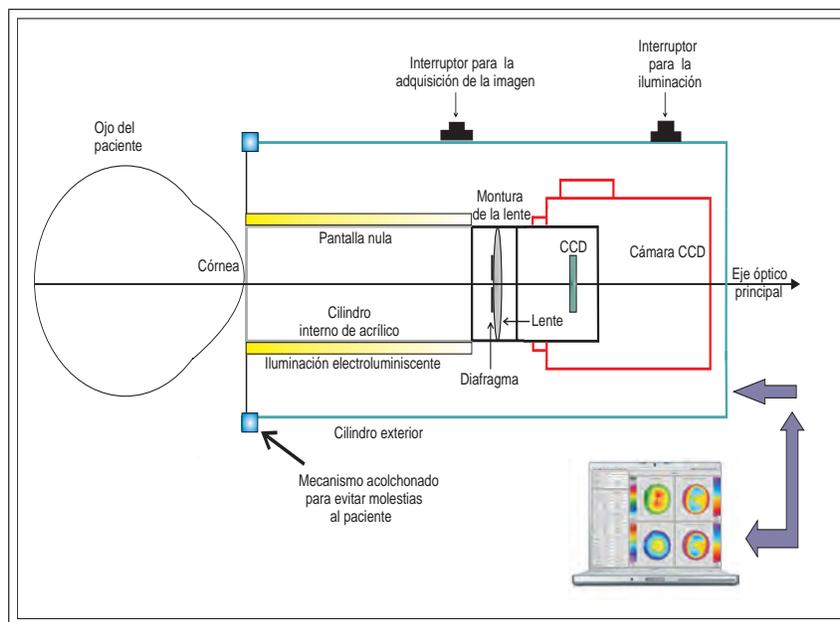


Figura 3.1: Propuesta de diseño del videoqueratómetro.

Internamente, este dispositivo contendrá otro cilindro en cuyo interior se colocará una pantalla nula diseñada ex profeso para la medición de la superficie corneal. En la cara posterior del cilindro interno estará el sistema de adquisición de la imagen, el cual está compuesto de una lente positiva, y un detector de imagen tipo CCD. En la parte externa de este cilindro interno se colocará el panel electroluminescente (en la Pag. 77 se hablará de dicho panel), razón por la cual, este cilindro debe ser de un material transparente para que permita el libre paso de los rayos luz provenientes de la fuente de iluminación (ver Fig. (3.1)).

Este diseño permitirá un manejo ergonómico por parte del usuario, consiguiendo de esta manera que, el paciente se encuentre acostado y relajado sin tener que estar en una posición vertical, siendo ésta una posición complicada mantener para un niño menor de 3 años (ver Fig. 3.2). El oftalmólogo podrá monitorear en tiempo real la imagen de la córnea para capturar la imagen en el momento adecuado, de manera análoga a un estudio de queratometría con un videoqueratómetro convencional.



Figura 3.2: Manejo ergonómico del videoqueratómetro.

3.2. Componentes del videoqueratómetro

Es importante saber las principales características de los componentes con que se construye un dispositivo, para calibrar las medidas y saber con certeza los límites operativos del mismo. A continuación se hace un estudio por separado de los componentes del videoqueratómetro.

3.2.1. Cilindro interno del videoqueratómetro

Según los trabajos de Colín [8] y Mejía [29] el objeto que mejor se ajusta para producir una imagen plana por reflexión en una superficie esférica es un ovalo de revolución, el cual, puede ser modelado por un elipsoide. Desde el punto de vista práctico, no es trivial construir un ovalo de revolución, es por eso que se hará uso de una superficie más sencilla de construir, por ejemplo, un cilindro.

Al utilizar la aproximación de cilindros para formar la imagen de la córnea en el CCD, se obtienen imágenes que ya no son planas [8], razón por la cual debemos caracterizar las dimensiones del cilindro, es decir, su longitud L_c y su diámetro interno D_c , puesto que a mayor diámetro del cilindro, la imagen parece ser más curva [8]. La longitud del cilindro depende del diámetro que se quiere evaluar en la superficie de prueba (ver Fig. 2.2 en la Pag. 42).

El material de este cilindro se propone que sea de acrílico transparente, puesto que dicho material es de fácil adquisición y muy económico. Se recomienda que se rectifique el interior del tubo, ya que cuando es formado, presenta cambios del diámetro interno que no permiten que la pantalla nula forme un cilindro circular.

Diámetro

En la aproximación de cilindros a la pantalla elipsoidal, lo que se busca, es ajustar el mejor cilindro que no produzca una imagen muy curvada, por tanto, lo que tiene que garantizarse, es que las diferencias de posición respecto al eje óptico entre los puntos imagen dados por el elipsoide (que son considerados ideales) y los puntos imagen generados por el cilindro (que son reales), tengan una diferencia menor que la profundidad de campo, para asegurar que los puntos reales, estén razonablemente enfocados en el CCD. De los resultados obtenidos por Colín [8], el diámetro del cilindro que mejor se ajusta es:

$$D_c = 18 \text{ mm}$$

Longitud

La longitud del cilindro se puede obtener, teniendo en cuenta, el diámetro que se quiere evaluar en la córnea, como también se puede obtener, considerando la longitud efectiva que hay entre el vértice de la superficie de prueba y el borde de la montura de la lente (ver Fig. 3.3). La posición de la superficie respecto a la lente se puede fijar abriendo todo el diafragma de la lente para que la profundidad de campo sea mínima. En el momento en que la imagen de la superficie esté razonablemente enfocada, se obtendrá la posición adecuada de ésta respecto a la lente. Por la cual, la longitud del cilindro se puede obtener según la Ec. (3.1).

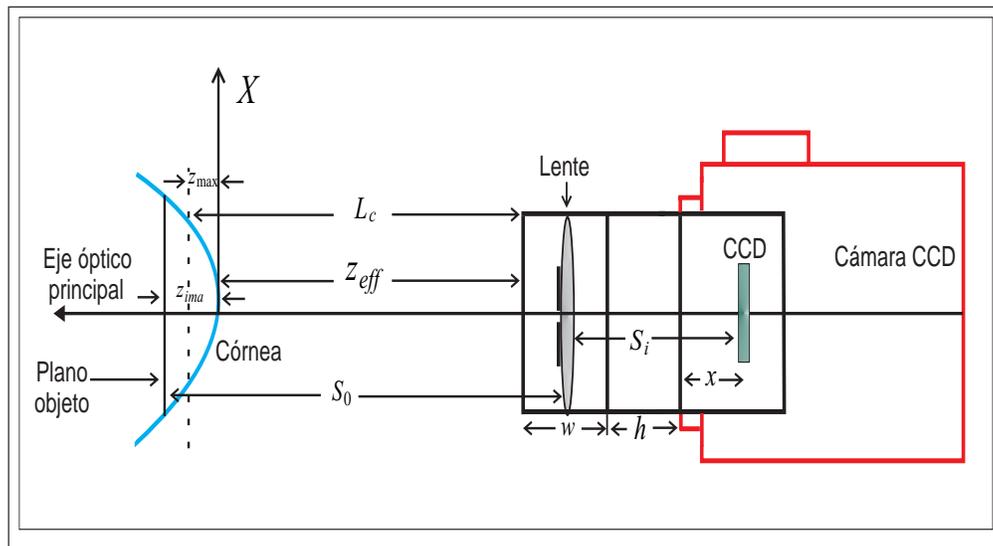


Figura 3.3: Variables involucradas en el cálculo de la longitud del cilindro.

$$L_c = z_{eff} - (z_{ima} - z_{max}) \quad (3.1)$$

donde $z_{max} = 2 \text{ mm}$ es la máxima posición medida a partir del vértice de la superficie, en la que se puede colocar la cara anterior del cilindro sin que se presente el riesgo de que el cilindro entre en contacto con la córnea (ver Fig. 3.3). Cabe resaltar que este valor está sujeto a cambio si las recomendaciones clínicas así lo ameritan; z_{ima} es la distancia medida a partir del vértice de la córnea, en el cual se forma la imagen de los puntos de la pantalla en la córnea. Este valor

depende del radio de córnea y es muy aproximado a:

$$z_{ima} \approx r_{córnea}/2 \quad (3.2)$$

z_{eff} es la distancia efectiva entre el vértice de la córnea y el borde de la montura de la lente, y está dado por la Ec. (3.3).

$$z_{eff} = S_o + S_i - w - x - h \quad (3.3)$$

donde S_o es la distancia del objeto (imagen formada por reflexión en la córnea) respecto a la lente y S_i es la distancia imagen respecto a la lente, las cuales se obtienen haciendo uso de la ecuación de Gauss [21], w es la longitud de la montura de la lente, x es el flange to CCD¹ de la lente, siendo una medida estándar, que en el caso de una lente con montura C-Mount tiene un valor de 17,526 mm; h es la longitud del anillo espaciador que se debe utilizar para poder enfocar a distancias menores que la longitud mínima de enfoque de la lente. Los valores de dichos parámetros se encuentran descritos en la Tabla. (3.1). Reemplazando los valores de esta tabla en la Ec. (3.3) y (3.1) se obtiene un valor aproximado para la longitud del cilindro:

$$L_c \approx 36 \text{ mm}$$

Es importante resaltar que el valor de la longitud del cilindro es un valor aproximado, puesto que se está suponiendo que los planos principales de la lente coinciden en el centro de ésta, no existiendo una separación entre ellos. Además z_{ima} no se conoce con exactitud (ver Ec. 3.2), y el valor de z_{max} está sujeto a cambios como se mencionó anteriormente. También es importante mencionar que debido a que se va usar una abertura de diafragma relativamente pequeña, la profundidad de campo es suficiente para enfocar en un intervalo de valores más o menos amplio.

La longitud del cilindro tiene que ver con el diámetro que se quiere evaluar en la córnea, es decir, a mayor longitud será mayor el diámetro que se evalúe teniendo como límite el diámetro

¹flange to CCD es la distancia que hay entre el borde de la parte plana de la lente (que no incluye a la rosca de la montura) y el sensor CCD

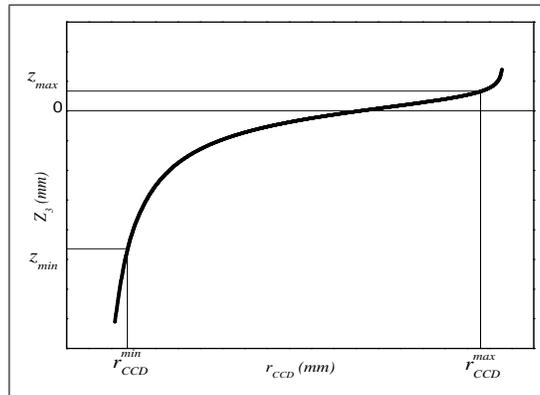
Tabla 3.1: Valores de los parámetros involucrados en la longitud del cilindro.

Parámetro	Símbolo	Valores (mm)
Radio promedio de la córnea	r	6.375
Campo visual transversal	D	14.000
Lado menor del CCD	d	4.700
Flange to CCD	x	17.526
Longitud de la montura de la lente	w	25.000
Longitud del anillo espaciador	h	5.000
Longitud focal de la lente	f	16.000
Coordenada máxima de la pantalla nula	z_{max}	2.000

total de dicha superficie corneal. Dicha longitud se puede expresar según la Ec. (3.4).

$$L_c = z_{max} - z_{min} \quad (3.4)$$

el valor de z_{max} y z_{min} se puede escoger de la dependencia de la coordenada z_3 respecto a r_{CCD} (ver Fig. 3.4), que es la distancia radial de los puntos en el CCD, teniendo en cuenta la Ec. (2.14a) (ver Pag. 46).

**Figura 3.4:** Relación entre la z_3 y r_{CCD} .

Una vez calculado L_c según (3.1) se reemplaza en (3.4) y se obtiene el valor de z_{min} , luego

gráficamente se obtienen los valores de r_{CCD}^{max} y r_{CCD}^{min} para finalmente de la Fig. (3.5) obtener las coordenadas radiales en la superficie r_{sup}^{max} y r_{sup}^{min} , obteniendo de esta manera, el diámetro corneal que se está evaluando. Esta grafica se obtiene de la Ec. (3.5) donde t está dado por la Ec. (2.4) (ver Pag. 44).

$$r_{sup} = tr_{CCD} \quad (3.5)$$

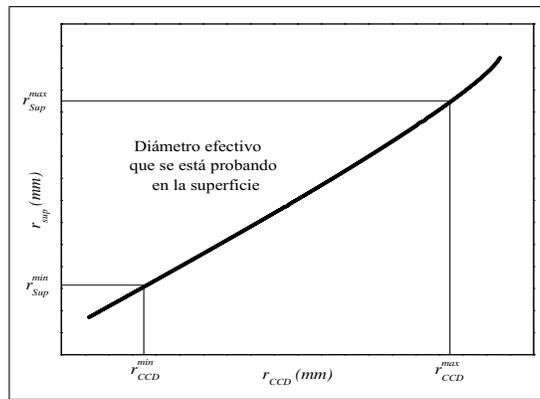


Figura 3.5: Relación entre r_{sup} y r_{CCD} .

3.2.2. Módulo de adquisición de la imagen

Este módulo de adquisición de imágenes es muy sencillo ya que consta de una cámara CCD, una lente y un anillo espaciador, elementos tradicionales en el proceso de captura y registro de imágenes (ver Fig. 3.6(a), 3.6(b), 3.6(c)). La cámara CCD (Charge Coupled Device) es un dispositivo de estado sólido que está compuesto por sensores que utilizan elementos semiconductores fotosensibles en forma de arreglos matriciales. El CCD transforma la energía de la luz incidente en energía eléctrica para finalmente ser convertirla en una señal eléctrica, siendo discretizada en forma de píxeles. Es decir, el CCD es el dispositivo que nos permite registrar y visualizar a través de un monitor o por medio de archivos electrónicos, la información de los rayos luminosos reflejados en la córnea. La cámara CCD que se utilizará es una Oscar F-810C

de 8 Mpixel a color (ver Fig. 3.6(a)). Esta cámara utiliza un puerto firewire² de 6 pines. Sus especificaciones más relevantes están descritas en la Tabla. (3.2).



Figura 3.6: Módulo de adquisición de imagen: (a) Cámara CCD. (b) Lente positiva. (c) Anillo espaciador.

Tabla 3.2: Especificaciones de la cámara CCD Oscar F-810C.

Parámetros	Especificación
Sensor	2/3 de pulgada
Velocidad de captura	3.1 <i>fps</i>
Dimensiones (sensor)	8.83 mm × 6.66 mm
Resolución (<i>píxeles</i>)	3272 (H) × 2469 (V)
Tamaño de píxel (H × V) (μm)	2.7 × 2.7
Tipo de puerto	IEEE 1394a; IDC V1.3

Se utilizará una lente positiva de 16 mm de longitud focal con un diafragma (ver Fig. 3.6(b)), ya que se necesita regular la cantidad de luz que llega al CCD para evitar saturaciones de éste y controlar la abertura relativa o $F/\#$ de la lente, para aumentar la profundidad de campo y observar imágenes siempre nítidas. Toda lente tiene una distancia mínima de enfoque, que es la distancia a partir de la cual, se puede colocar un objeto, para poder enfocararlo con dicha

²El puerto firewire es un tipo de puerto de alta velocidad utilizado para transmisión de video

lente. Como estamos trabajando a distancias muy pequeñas entre 20 y 100 mm se necesita un anillo espaciador entre la lente y el CCD que permita reducir la distancia de enfoque y así, eliminar esa limitación de la lente (ver Fig. 3.6(c)). La longitud del anillo espaciador depende, como era de esperarse, de la distancia mínima de enfoque de la lente S_{0min} , la longitud focal de la lente f , del campo visual transversal D y del lado menor del CCD d , como se muestra en la Ec. (3.6).

$$x = f \left[\frac{dS_{0min} - f(d + D)}{D(S_{0min} - f)} \right] \quad (3.6)$$

Con el anillo espaciador se obtendrá un nuevo intervalo de enfoque $S_0 \in R \rightarrow [S_0^1, S_0^2]$, donde S_0^1 y S_0^2 están dados por las Ec. (3.7a) y (3.7b).

$$S_0^1 = \frac{f(S_{imax} + x)}{S_{imax} + x - f} \quad (3.7a)$$

$$S_0^2 = \frac{f(f + x)}{x} \quad (3.7b)$$

donde S_{imax} es la distancia imagen correspondiente a la distancia mínima de enfoque S_{0min} . Si se reemplazan los valores de la Tabla (3.1) (ver Pag. 70) se encuentra un valor para la longitud del anillo espaciador de aproximadamente 5 mm .

3.2.3. Pantalla nula cilíndrica

Como se mencionó en el capítulo anterior se usará una pantalla nula cilíndrica de gotas para probar la superficie corneal. Esa pantalla se diseñará de la siguiente manera: una vez que se obtengan las coordenadas en el plano del papel de impresión, es decir, las coordenadas (X, Y) , se hace una transformación de coordenadas del plano cartesiano (XY) a coordenadas en plano imagen (ij) (ver Fig. 3.7). Esto se hace con el propósito de tratar la pantalla nula como una imagen, es decir, un conjunto de píxeles en un plano (no confundir con el plano imagen en el CCD). Esto se hace para poder imprimir la pantalla nula con las dimensiones correctas (ver Pag. 48) y no tener que hacer uso de un software de diseño (por ejemplo, Corel

Draw) para que realice esta tarea.

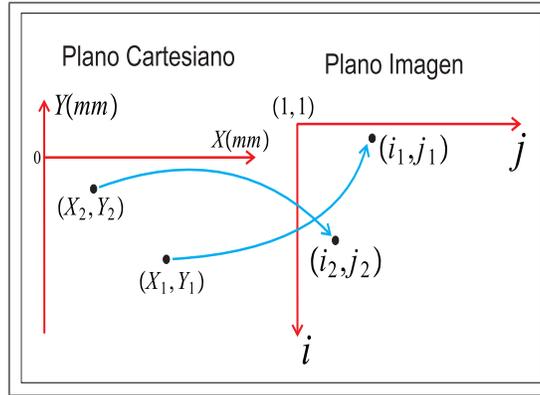


Figura 3.7: Transformación de coordenadas del plano cartesiano al plano imagen.

Primeramente, se define una imagen de fondo blanco con un número de píxeles $N \geq 1000$ en cada eje. Se recomienda este número de píxeles como límite inferior con el propósito de tener una buena resolución en las gotas de la pantalla nula, puesto que se tiene un tamaño de píxel adecuado. No está de más mencionar que al aumentar el número de píxeles de la imagen de fondo, la resolución mejora como consecuencia de que el tamaño de píxel disminuye.

El número de píxeles que debe tener la pantalla nula para realizar la correspondencia correctamente está descrito por la Ec. (3.8a) y (3.8b):

$$N_j = \frac{X_{max} - X_{min}}{\Delta x_{pixel}} \quad (3.8a)$$

$$N_i = \frac{Y_{max} - Y_{min}}{\Delta x_{pixel}} \quad (3.8b)$$

donde N_j y N_i es el número de píxeles necesarios en el eje horizontal y vertical respectivamente, para contener todas las gotas del diseño; Δx_{pixel} ($mm/píxel$) es el tamaño de píxel de la imagen, X_{max} , X_{min} , Y_{max} , Y_{min} son las coordenadas (X, Y) máxima y mínima de los puntos en la pantalla nula.

Finalmente las coordenadas (i, j) de cada píxel de la pantalla nula están dadas por la Ec. (3.9a) y (3.9b):

$$j = \left[\frac{X - X_{min}}{X_{max} - X_{min}} \right] N_j \quad (3.9a)$$

$$i = \left[\frac{Y - Y_{min}}{Y_{max} - Y_{min}} \right] N_i \quad (3.9b)$$

Una vez que se ha hecho la transformación de coordenadas, se procede a dimensionar correctamente la pantalla nula, encerrándola en un contorno de líneas negras, con un número de píxeles en los ejes X y Y dados por la Ec. (3.10a y 3.10b) respectivamente.

$$N_x = \frac{2\pi(R_{int} - \epsilon)}{\Delta x_{pixel}} \quad (3.10a)$$

$$N_y = \frac{L}{\Delta x_{pixel}} \quad (3.10b)$$

donde R y L son el radio interno y la longitud del cilindro en donde se colocará la pantalla y ϵ es el espesor del papel en donde se imprimirá dicha pantalla nula. Después que se tengan las coordenadas en píxeles de las gotas en la pantalla nula, se deben rellenar con píxeles de color negro en la escala de grises. Esto se hace para tener gotas sólidas (ver Fig. 3.8(a)) y no tener que utilizar Corel Draw para ajustar formas geométricas que se adapten a las formas de cada una de las gotas, como se hacía anteriormente en otros trabajos de pantallas nulas realizados en el CCADET. El número de píxeles que debe tener una gota, debe ser mayor o igual a la resolución del CCD, para garantizar un número de píxeles adecuado a la hora de encontrar los centroides de cada mancha (imagen de cada gota) en el CCD.

Hay que resaltar, que dicha pantalla debe producir una imagen de manchas en la superficie que cubra la mayor parte de ésta, que todos los puntos tengan el mismo tamaño sin importar en que región se encuentren y que no lleguen a superponerse entre sí, ó, que lleguen a estar muy juntos el uno al otro. Pare evitar esto último, la separación entre cada punto del contorno

de círculo del patrón de diseño en el CCD, se ha propuesto que sea, al menos un diámetro de éste, ó que la separación entre cada centro de los círculos debe ser al menos, cuatro veces el radio de éste. La separación entre cada centro es $l = d/2N$, donde d es el lado menor del CCD y N es el número de círculos que se desea tener en la longitud de un cuadrante en el CCD, teniendo como límite la resolución del CCD.

En las Fig. (3.8(b) y 3.8(c)) se observan dos regiones de la pantalla nula mostrada en la Fig. (3.8(a)) con el propósito de mostrar la buena resolución que se obtiene con el método que se explicó anteriormente.

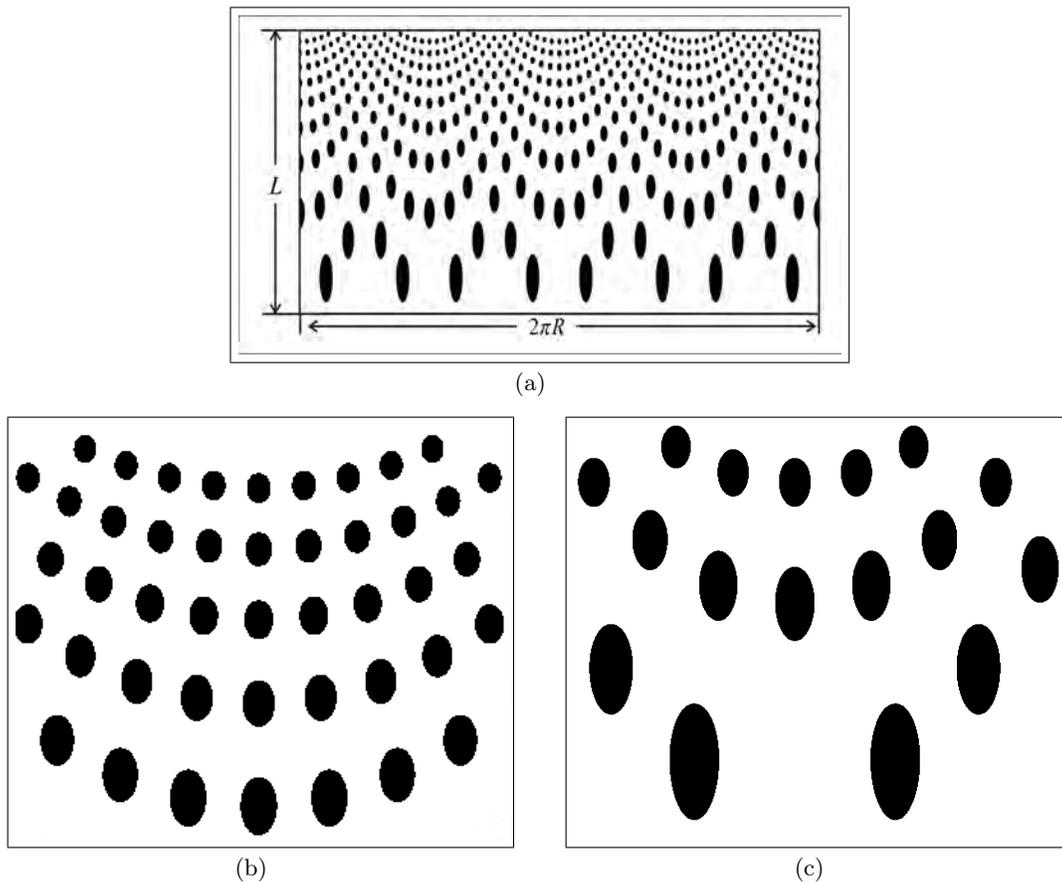


Figura 3.8: Ejemplo de un pantalla nula obtenida como una imagen: (a) Pantalla Nula. (b) Región de gotas pequeñas. (c) Región de gotas grandes.

La Fig. (3.8(b)) corresponde a la región en la pantalla nula donde las gotas son más pequeñas y la Fig. (3.8(c)) corresponde a la región en donde las gotas son más grandes. En ambas figuras se observa que a pesar del nivel de aumento de éstas las gotas no se píxelan mucho, mostrando así la buena resolución que tienen al tener un tamaño de píxel muy adecuado. La Fig. (3.8(c)) tiene mayor resolución que la Fig. (3.8(b)) porque al ser las gotas más grandes, contienen mucho más píxeles que las gotas pequeñas, de tal manera, que cuando se aplica un mismo aumento para ambas figuras, las gotas grandes van a conservar mejor su resolución.

3.2.4. Iluminación

La fuente de iluminación que se utilizará en este primer prototipo es un panel electroluminiscente (ver Fig. 3.9(a)), el cual estará en la pared externa del cilindro en donde se colocará la pantalla nula (ver Fig. 3.9(b)).

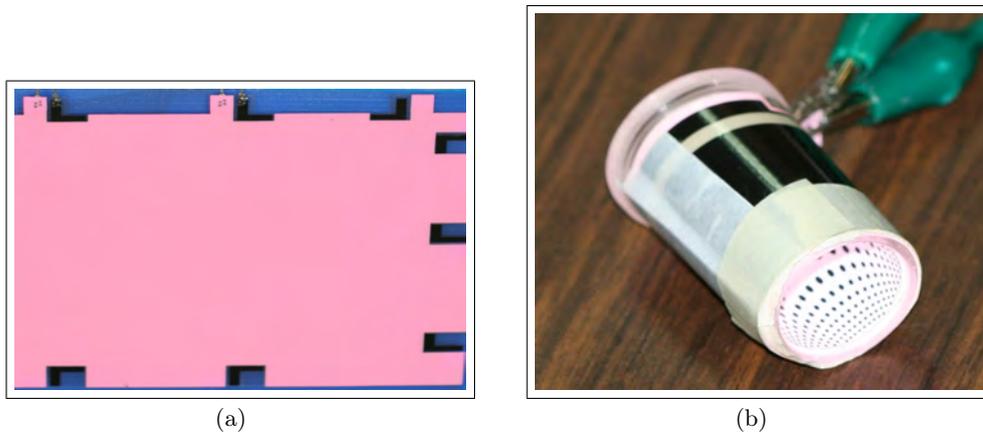


Figura 3.9: Panel electroluminiscente: (a) Corte de fábrica. (b) Recortado, iluminado y enrollado en el cilindro.

Dicho panel se propone porque cumple con las siguientes características que debe tener la fuente de iluminación:

$$\text{Fuente de iluminación} \implies \left\{ \begin{array}{l} \textit{Proporcione luz blanca} \\ \textit{Ilumine la superficie de manera homogénea} \\ \textit{Genere poco calor} \\ \textit{Tenga una intensidad luminosa suficiente} \\ \textit{Ocupe poco espacio} \\ \textit{Gaste poca energía} \end{array} \right\}$$

Es importante que se tenga una iluminación homogénea para garantizar una imagen con buen contraste que facilite un buen procesamiento de las imágenes obtenidas (equalización del contraste, umbralización, etc). La ventaja del panel es que puede ser cortado a la medida y con la forma que se desee, siempre y cuando, conserve los electrodos en donde se conectarán los cables de la fuente de alimentación que éste utiliza. Dicho panel una vez cortado a la medida puede ser enrollado e insertado en el cilindro de acrílico, lográndose así, una iluminación homogénea en toda la superficie que se está probando [8] (ver Fig. 3.9(b)).

El panel utiliza una fuente de alimentación de alto voltaje (alrededor de 200 VAC), la cual, es muy grande y robusta para ser utilizada con el videoqueratómetro que se propone, ya que sería muy pesada (utiliza baterías de 9 V) como para estar cargando de un lado a otro con ella, rompiendo así con la idea de diseñar un instrumento portátil de fácil manejo. Es por eso, que se desea construir un fuente de alimentación que obtenga el voltaje directamente del computador, a través del puerto Firewire. Ya que las fuentes comerciales existentes para este tipo de panel, requieren que el área del panel esté entre 10 y 20 pulgadas cuadradas, por la carga que maneja, ésto sería un problema porque el área que se requiere utilizar es de aproximadamente 4 pulgadas cuadradas, siendo un área muy pequeña para su utilización con una fuente comercial puesto que se sobreexcitaría, trayendo como consecuencia el decaimiento considerable de la vida útil del panel.

Dicha fuente está siendo construida por el M. en I. Juan Ricardo Damián en el laboratorio

del CCADET y su diseño fue presentado en la Semana Nacional de Ingeniería Electrónica (SENIE 2010). Ésta se muestra en la Fig. (3.10), en la cual se puede apreciar como la salida del oscilador se conecta a una etapa de potencia para elevar el voltaje a 200 VAC_{pp} , haciendo uso de un transformador que tiene una relación 1:10. Para esto fue necesario construirlo sobre un núcleo de ferrita, teniendo un devanado primario de 200 vueltas, mientras que el devanado secundario tiene 2000 vueltas. La carga se puede obtener mediante un arreglo capacitivo (ver Fig. 3.10) con un valor de capacitancia que depende del tamaño del panel electroluminiscente. El voltaje de alimentación se obtiene, como ya se mencionó previamente, a partir de una fuente de alimentación entregada por el puerto Firewire IEEE1394a que también se utiliza para conectar la cámara CCD.

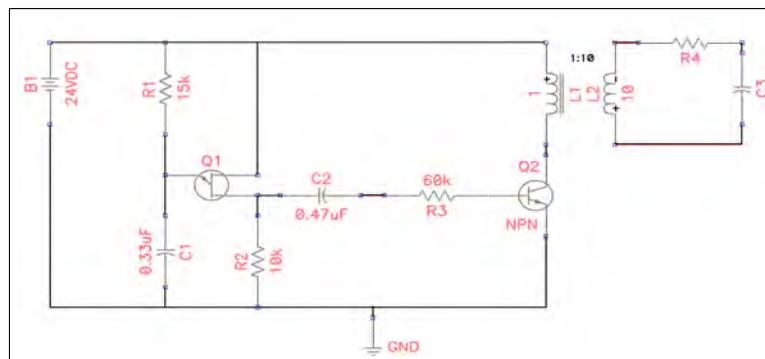


Figura 3.10: Circuito electrónico para alimentar la pantalla electroluminiscente.

Hay que mencionar que sí se varía el tamaño del panel, es decir, sí se modifican las dimensiones del cilindro que contiene la pantalla nula, o sí se varía la carga a la salida del circuito, se tendrían que cambiar algunos valores de los componentes del mismo para lograr las mismas condiciones de operación, puesto que la densidad de corriente varía con el tamaño del panel.

3.3. Prototipo de laboratorio del videoqueratómetro

Una vez planteado el diseño del videoqueratómetro se realizó el modelo experimental de laboratorio de dicho instrumento (ver Fig. 3.11), ya que no se tiene terminado el instrumento en su versión portátil como para transportarlo a un centro de salud infantil y realizar las pruebas

en lactantes. Se realizó la prueba a una esfera de calibración que se utiliza para simular la córnea de un lactante y se intentó realizar la prueba a la córnea de un adulto.

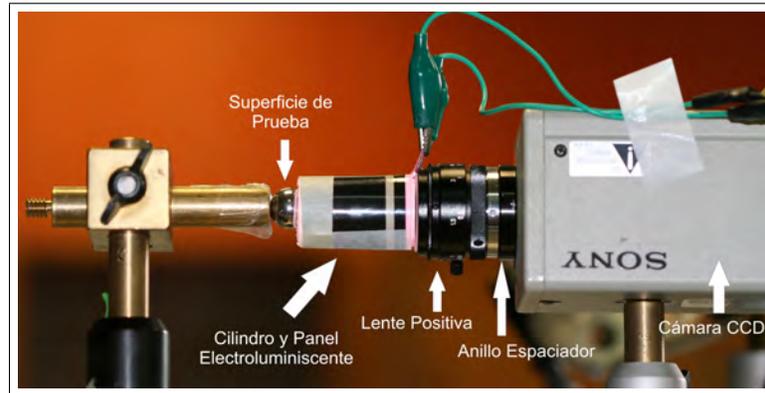


Figura 3.11: Montaje experimental del videoqueratómetro.

La diferencia de este prototipo respecto al propuesto en la sección anterior, es que se utiliza una cámara CCD Sony SSC M-350 cuyas especificaciones se pueden observar en la Tabla. 3.3.

Tabla 3.3: Especificaciones de la cámara CCD Sony SSC M-350.

Parámetros	Especificación
Sensor	1/2 de pulgada
Dimensiones (sensor)	6.3 mm × 4.7 mm
Resolución (<i>píxeles</i>)	640 (H) × 486 (V)
Tamaño de píxel (H × V) (μm)	9.670 × 9.670
Tipo de puerto	VNC

La cámara CCD Sony reemplaza la cámara CCD descrita en el apartado (3.2.2) (ver Pag. 71), ya que no se contaba con una computadora que tuviese puerto Firewire para conectar la cámara Oscar F-810C en el momento de realizar dichas pruebas. Los resultados no se ven afectados considerablemente por el tipo de CCD que se utilice, sólo se afecta la resolución de la imagen, ya que, ésta depende del tamaño del píxel del CCD, es decir, a menor tamaño de píxel, mayor la resolución en la imagen capturada por dicho CCD.

La principal característica de este montaje experimental, es que el eje óptico de la cámara CCD Sony, la lente y el eje de simetría del cilindro en donde se coloca la pantalla nula, deben estar en la misma línea, en otras palabras, deben tener un mismo eje óptico y este debe ser el eje óptico del sistema. La superficie de prueba idealmente debe estar alineada respecto al eje óptico del sistema para que la prueba sea nula (se forme un malla perfectamente cuadrada en la imagen), ya que, las ecuaciones propuestas para el diseño de la pantalla, fueron desarrolladas para una superficie en eje. Sin embargo, la superficie puede ser evaluada aunque no esté en eje, ya que sólo ve afectado el patrón cuadrado como se mencionó anteriormente. La esfera de referencia junto con el cilindro que se utilizó para colocar la pantalla nula (la cual fue diseñada con los parámetros que se muestran en la Tabla. (3.4)), se pueden observar en la Fig. (3.12(a) y 3.12(b)) respectivamente.

Tabla 3.4: Parámetros de diseño de la pantalla nula para probar la esfera de calibración.

Parámetro	Símbolo	Valor (<i>mm</i>)
Radio promedio de la superficie	r	6.375
Constante de conicidad de la superficie	k	0.000
Campo visual transversal	D	14.000
Lado menor del CCD	d	4.700
Distancia del CCD al diafragma	a	12.708
Distancia del diafragma al vértice de la superficie	b	37.601
Radio interno del cilindro	R_c	9.000
Longitud focal de la lente	f	16.000
Radio de cada círculo en el CCD	δx	0.029

Dicha esfera tiene un radio de curvatura de $r = 6.375 \text{ mm}$ y una constante de conicidad de $k = 0$ (ver Tabla. 2.1 en la Pag. 44). El valor del radio de curvatura de la esfera de calibración es muy cercano al radio de curvatura de la córnea de un recién nacido reportado por Gordon [1].

En la Fig. (3.13(a)) se muestra la pantalla nula en el plano cartesiano calculada usando las ecuaciones desarrolladas en el capítulo anterior (ver apartado (2.1.1) en la Pag. 42). Las gotas no están rellenas porque precisamente se hace la transformación al plano imagen para



Figura 3.12: Componentes del montaje experimental: (a) Esfera de calibración. (b) Cilindro con la pantalla nula.

poder rellenarlas y dimensionarlas como se mencionó en el apartado (3.2.3) (ver Pag. 73). La Fig. (3.13(b)) se muestra la misma pantalla nula ya dimensionada y con las gotas rellenas en el plano imagen.

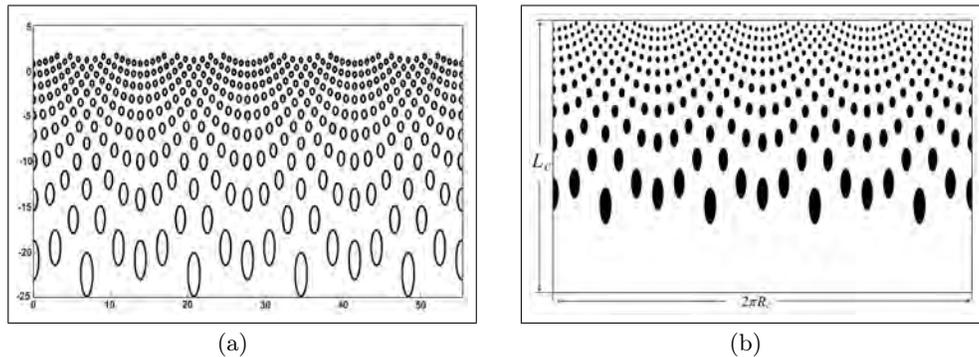


Figura 3.13: Pantalla nula utilizada para la evaluación de la esfera de calibración: (a) Pantalla en el plano cartesiano. (b) Pantalla en el plano imagen.

Es importante señalar que se utilizó un número de círculos en cada cuadrante de $N = 20$, que corresponden a $(2N + 1)^2 = 1681$ círculos en toda la imagen. Pero en la imagen mostrada en la Fig. (3.14) no se observan esa cantidad de manchas, debido que el calculo de la coordenada z_3 de los puntos en la pantalla nula se trunca a que sólo calcule valores en el intervalo $-34 \text{ mm} \leq z_3 \leq 2 \text{ mm}$, dando como resultado $N = 416$ círculos (que sería igual al número de puntos muestreados en la córnea). La razón por la cual, se elige este intervalo que coincide con la longitud del cilindro en donde se va a colocar dicha pantalla, la cual tiene un valor de 36 mm .

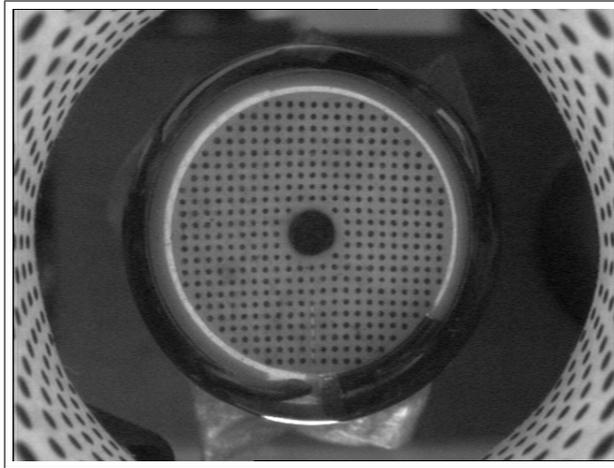


Figura 3.14: Imagen adquirida con el montaje experimental.

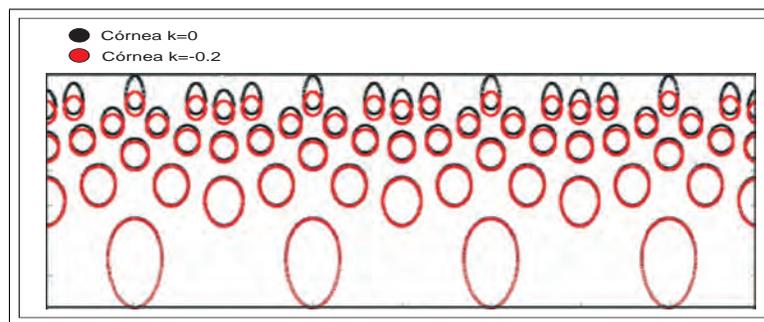
Se capturaron imágenes por reflexión sobre la córnea de un adulto utilizando una pantalla nula diseñada especialmente para esta prueba, ya que el radio de curvatura de un adulto ($r = 7.8 \text{ mm}$) es mayor comparado con el radio de curvatura de un lactante ($r = 6.59 \text{ mm}$) reportado por Gordon [1]. Hay que aclarar que se está utilizando un valor de constante de conicidad $k = -0.2$ reportado por Villegas *et al* [43]. Este valor de conicidad muestra que la superficie corneal se puede aproximar como un segmento de una superficie elipsoidal [32]. Los parámetros utilizados para el diseño de dicha pantalla nula se encuentran definidos en la Tabla. (3.5).

La pregunta obligada sería ¿por qué hay que diseñar una pantalla nula distinta para probar la córnea de un adulto y no utilizar la que diseñó para probar la superficie de calibración?. Para responder esta pregunta hay que referirnos a la Fig. (3.15) donde se muestra dos pantallas nulas diseñadas con diferentes constantes de conicidad. Una calculada para una superficie esférica $k = 0$ y la otra para una superficie elipsoidal $k = -0.2$. Como se observa, estas pantallas son casi iguales en los valores más negativos de la coordenada Y , ya que estos puntos, en la imagen, corresponde a la zona cercana del vértice de ambas superficies donde éstas son comparables. Las pantallas difieren en valores cercanos al límite superior de la coordenada Y , en puntos que corresponden a la periferia de la superficie corneal siendo ya predominante la

Tabla 3.5: Parámetros de diseño de la pantalla nula para probar la superficie corneal de un adulto.

Parámetro	Símbolo	Valor (<i>mm</i>)
Radio promedio de la superficie	r	7.800
Constante de conicidad de la superficie	k	-0.200
Campo visual transversal	D	14.000
Lado menor del CCD	d	4.700
Distancia del CCD al diafragma	a	12.708
Distancia del diafragma al vértice de la superficie	b	37.601
Radio interno del cilindro	R_c	9.000
Longitud focal de la lente	f	16.000
Radio de cada círculo en el CCD	δx	0.029

diferencia por las diferencias en la constante de conicidad.

**Figura 3.15:** Pantallas nulas con diferentes constantes de conicidad.

3.3.1. Calibración por distorsión de la lente MV16L

La lente que se utilizó en el montaje experimental fue la MV16L de la casa Tamron ($f = 16 \text{ mm}$), la cual fue calibrada por distorsión, ya que todo dispositivo óptico sufre de aberraciones; en especial la distorsión. Es la aberración que causa más problemas, pues desplaza los centroides de las manchas de su posición ideal. Luego la coma es la que sigue en importancia por la falta de simetría de su imagen. Las aberraciones simétricas como esfericidad

y astigmatismo no afectan la evaluación de los centroides.

La distorsión radial ya sea de barril o de cojín hace que los puntos imagen que provienen de sus respectivos puntos objeto, no se encuentran en la posición que predice la aproximación paraxial, sino que, se encuentran desplazados respecto a la posición predicha. Es obvio, que el cálculo de los centroides de cada mancha en la imagen que corresponde a las coordenadas (x_1, y_1) (ver apartado (2.1.1) en la Pag. 42) será afectado por este tipo de aberración, razón por la cual, es menester calibrar dicha lente, para llevar a cabo la corrección pertinente y reducir así errores en las medidas reales.

Esta calibración se llevó a cabo comparando las posiciones de los centroides de un arreglo cuadrado de círculos que se utiliza como objeto, con las posiciones de dichos centroides en la imagen de este objeto. Este arreglo cuadrado fue colocado en un plano cercano al plano de la imagen de la pantalla nula reflejada por la córnea o esfera de calibración. Lo importante a la hora de calibrar por distorsión es que el eje óptico de la cámara debe permanecer perpendicular al plano comprendido por el patrón de referencia, para evitar que la perspectiva modifique el aspecto de la distorsión introducida por la lente. En la Fig. (3.16) se muestra la relación entre la distancia radial de los centroides en la imagen respecto a la distancia radial de los centroides en el objeto. Estas distancias radiales están referidas al eje óptico del sistema que corresponde al eje óptico de la cámara.

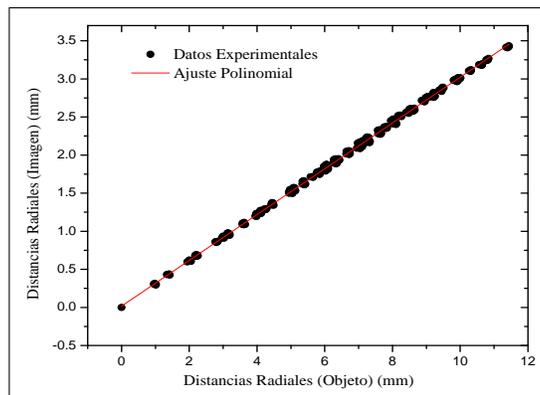


Figura 3.16: Gráfica de calibración por distorsión de la lente MV16L Tamron.

En la Ec. (3.11) se muestra el ajuste que se realizó a la relación mostrada en la Fig. (3.16), donde el coeficiente que multiplica al término lineal está asociado a la amplificación y el coeficiente que multiplica al término cúbico está asociado a la distorsión.

$$r_i = M_T r_0 + E r_0^3 \quad (3.11)$$

siendo

$$M_T = (0,305220 \pm 0,00040) \quad (3.12a)$$

$$E = (-0,000040 \pm 0,000005) \text{ mm}^{-3} \quad (3.12b)$$

Como se observa en la Ec. (3.12b) la distorsión es de barril porque el coeficiente es negativo, trayendo como consecuencia, que los puntos en la imagen tengan un distancia radial menor que los puntos de la imagen ideal. También se puede ver que esta distorsión es pequeña, pero se debe tomar en cuenta, porque ésta produce un error de aproximadamente 0.751 píxeles al calcular la distancia radial de un punto extremo en el hemisferio de la esfera de calibración que se utilizó para simular la córnea de un lactante. Se aconseja que la distorsión no se tome en cuenta cuando ésta produzca un error de menos de un décimo de píxel, que es un límite razonable para la resolución en el cálculo de los centroides según los resultados que obtuvo el M. en I. Alejandro Jiménez en su tesis doctoral que está en proceso y que se titula: **Análisis de topografía de superficies aplicando métodos ópticos para medición de moldes utilizados en la fabricación de espejos para óptica segmentada**. Finalmente, una vez obtenidas las coordenadas de los centroides de cada mancha en la imagen, éstos deben ser corregidos por la distorsión de la lente como se ha mencionado anteriormente siguiendo las siguientes ecuaciones:

$$x_i = x_i' - \frac{E}{M_T^3} (x_i'^2 + y_i'^2) x_i' \quad (3.13a)$$

$$y_i = y_i' - \frac{E}{M_T^3} (x_i'^2 + y_i'^2) y_i' \quad (3.13b)$$

donde (x_i, y_i) son las coordenadas de los centroides ya corregidos, (x_i', y_i') son las coordenadas de los centroides afectadas por las distorsión.

3.4. Comentarios finales

En este capítulo se discutió los aspectos importantes en la propuesta de diseño del videoqueratómetro portátil para uso con lactantes. Esta propuesta se basa en buscar la simplicidad de la prueba queratométrica y resolver los problemas que se presentan en la clínica cuando se le realiza un estudio de esta naturaleza a los lactantes. Igualmente se mostró el modelo experimental del videoqueratómetro y los aspectos importantes que se tuvieron en cuenta para realizar la prueba a una superficie esférica que simula la córnea de un lactante.

Entre los aspectos importantes están: el diseño de impresión de la pantalla nula que se va a utilizar, escoger adecuadamente las dimensiones (longitud y diámetro interno) del cilindro que va contener internamente a la pantalla nula, ya que dichas dimensiones tienen un efecto en la imagen y en el área que se está probando. Otro aspecto importante fue la escogencia de la fuente de iluminación ya que la portabilidad del instrumento se ve afectada por ésta. Así mismo, la calibración fue necesario hacerla antes de utilizar la lente, ya que se busca una buena precisión en los resultados de la evaluación de la superficie puesto que éstos se ven afectados por la precisión en el cálculo de los centroides.

En el próximo capítulo, principalmente se mostrarán los resultados experimentales obtenidos en la evaluación de dicha superficie de calibración, así como todo el procedimiento en lo que respecta al procesamiento de imágenes que se realizó para obtener las normales en cada punto de la superficie de prueba.

RESULTADOS EXPERIMENTALES

Los resultados experimentales que se muestran en este capítulo se refieren a la evaluación cuantitativa en la forma de la superficie de la esfera de calibración que se utilizó para simular la córnea de un lactante. Primeramente se mostrarán los resultados obtenidos para calcular experimentalmente el parámetro b (distancia del diafragma al vértice de la superficie de prueba). Luego se explicará todo el procedimiento que se utilizó para encontrar los centroides en la imagen que se capturó para realizar la evaluación de la forma de la superficie, y se mostrarán gráficamente los resultados obtenidos en la forma de la superficie cuando ésta está alineada con eje óptico del sistema y cuando está fuera de eje. Finalmente, se hará referencia al cálculo del error de truncamiento que se obtiene cuando se utiliza el método de trapecio para evaluación de la elevación en cada punto de evaluación.

4.1. Obtención experimental del parámetro b

Como se mencionó en la sección (2.7) (ver Pag. 59), el cálculo de los parámetros a y b es aproximado, ya que se está suponiendo que los planos principales de la lente coinciden en el centro de ésta, no existiendo una separación entre ellos. De la Fig. (2.12) (ver Pag. 60), se observa que el diámetro que se está evaluando en la córnea, así como el área que se está utilizando en el CCD dependen de la distancia b , siempre y cuando la distancia a se mantenga constante. Esto también se puede ver en la Ec. (2.30) (ver Pag. 59). Lo anterior nos hizo pensar en la

forma experimental de estimar el parámetro b y a partir de éste estimar el valor del parámetro a .

Se realizaron unas medidas con el propósito de estimar un valor muy aproximado del parámetro b . Estas medidas consistieron en mantener fija la posición de la lente y el CCD y sólo variar a la superficie en dirección del eje óptico a la superficie de prueba, con el propósito de medir cual es lado menor efectivo en el CCD que ocupaba la imagen de la esfera. Dichas mediciones se hicieron manteniendo todo el diafragma (iris F/16) de la lente cerrado, para tener una buena profundidad de campo y no tener problemas de desenfoque. Las distancias están referidas al borde de la montura de la lente, es decir, se fue variando la posición del vértice de la esfera respecto a dicho borde de la montura de la lente. La Fig. (4.1), muestra tres imágenes, donde se puede verificar que éstas se capturaron cuando la esfera estaba centrada respecto al eje óptico y que sólo la imagen (c) ocupa todo el lado menor del CCD.

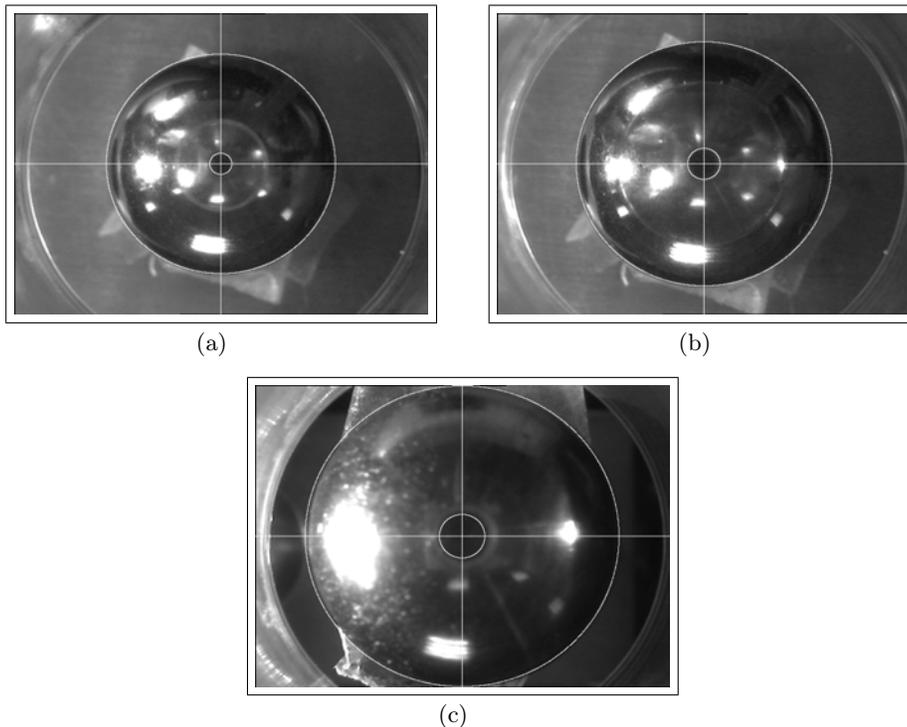


Figura 4.1: Imágenes capturadas para la obtención del parámetro b .

Cabe señalar que se capturaron 10 imágenes (640×486 píxeles) para calcular el parámetro b , pero en este capítulo solo se incluyen tres imágenes por cuestiones de simplicidad. Una vez obtenidas las imágenes, se calculó el diámetro en píxeles que ocupa la imagen en el CCD, posteriormente este diámetro es convertido a milímetros, haciendo uso del tamaño de un píxel en el CCD de la cámara Sony, el cual es $9.670 \times 10^{-3} \text{ mm}$, este resultado en milímetros es comparado con el lado menor del CCD ($d = 4.7 \text{ mm}$) para calcular el diámetro efectivo d_{eff} , en valores de porcentaje que ocupa dicha imagen en el CCD. Esto se hizo para cada valor de la posición de la esfera respecto al borde de la lente y que es denotada por z (ver Tabla 4.1).

Tabla 4.1: Valores de los parámetros involucrados en la estimación del parámetro b .

z (mm)	Diámetro (píxeles)	Diámetro (mm)	d_{eff} (%) d
42.449	354.000	3.423	72.820
41.179	361.000	3.491	74.270
40.544	366.000	3.539	75.290
38.004	378.000	3.655	77.760
36.010	395.000	3.819	81.250
32.923	413.000	3.944	84.490
30.383	432.000	4.177	88.870
27.843	451.000	4.361	92.780
25.304	471.000	4.554	96.890
23.496	486.000	4.700	100.000

Estas mediciones que se muestran en la Tabla (4.1), sirvieron para observar la relación entre z vs d_{eff} como se puede visualizar en la Fig. (4.2), en donde se observa una relación inversamente proporcional de z respecto a d_{eff} . Esto era de esperarse, porque a medida que se acerca la superficie a la lente, su imagen va ocupando más área en el CCD, hasta llegar a ocupar todo el lado menor de éste, cuando la esfera está a una distancia de $z = 23.496 \text{ mm}$ (ver Fig. 4.1(c)). En principio se podría tomar esta distancia como la referencia y realizar la prueba sólo cuando la imagen de la superficie ocupe todo el lado menor del CCD, pero la limitación en nuestro caso en particular, es que la longitud del cilindro en donde se insertará

la pantalla nula, debe tener aproximadamente esta longitud y ésto traería como consecuencia una disminución en área efectiva que se está probando en la superficie.

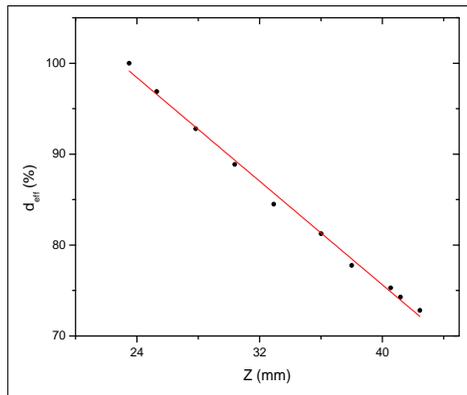


Figura 4.2: Relación z vs d_{eff} .

Como ya se calculó la longitud del cilindro (ver apartado 3.2.1 en la Pag. 67) en donde se insertará la pantalla nula, siendo una longitud de 36 mm , se puede suponer en una buena aproximación que el parámetro b está muy cerca de este valor. Si se conociera la distancia del centro de la lente al borde posterior de la montura de ésta, el valor será más preciso, pero lamentablemente no se cuenta con esa información provista por el fabricante de la lente. Hay que aclarar que la lente no es delgada, pero se está usando un modelo que es común cuando se usan cámaras CCD.

El valor de b que se propuso es de 37.6013 mm , suponiendo que el centro de la lente está a una distancia de 1.6013 mm del borde de la montura de ésta. Con este valor se hizo una interpolación haciendo uso de la Fig. (4.2) y se encontró que la imagen de superficie de prueba ocupa un diámetro efectivo en el CCD de aproximadamente 79% , teniendo así, suficiente espacio en campo visual como para considerar los movimientos sacádicos del ojo, que en un determinado momento pueden darse y que ocasionen el descentramiento de la imagen de la córnea al momento de ser capturada.

4.2. Obtención de los centroides

Una vez que se capturó la imagen de la superficie de prueba, se necesitó realizar un previo procesamiento de imágenes (ver Fig. 4.3), con el propósito de acondicionarla, de tal manera, que fuese más sencillo obtener los centroides de cada mancha en la imagen, que corresponden a las coordenadas (x_1, y_1) en las expresiones de las componentes de las normales (ver Ec. 2.26a en la Pag. 56).

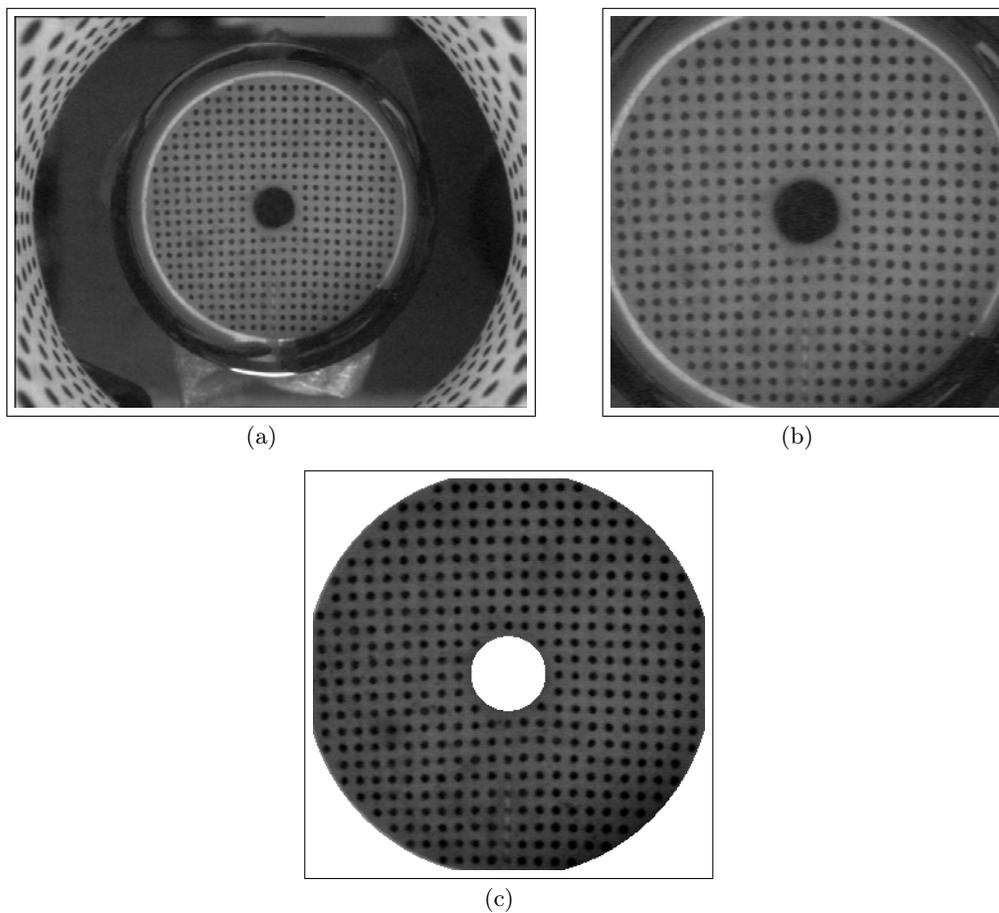


Figura 4.3: Tratamiento de imágenes I: (a) Imagen a tratar. (b) Imagen recortada. (c) Imagen ROI.

Este procesamiento de imágenes fue estructurado de la siguiente manera: Inicialmente se obtuvo la imagen a tratar (ver Fig. 4.3(a)), luego se recortó (ver Fig. 4.3(b)). Se definió una

zona de interés (ROI, por sus siglas en inglés), y contraste fue mejorado de tal manera que el histograma de valores de intensidad cubra todo el espectro en la escala de grises para la zona de interés. A cada píxel que no pertenece a la zona de interés, se le asignó un valor de intensidad de 255, que corresponde al color blanco en la escala de grises (ver Fig. 4.3(c)).

Una vez que se obtuvo la imagen equalizada en contraste, se realizó una segmentación por umbralización [44] (ver Fig. 4.4).

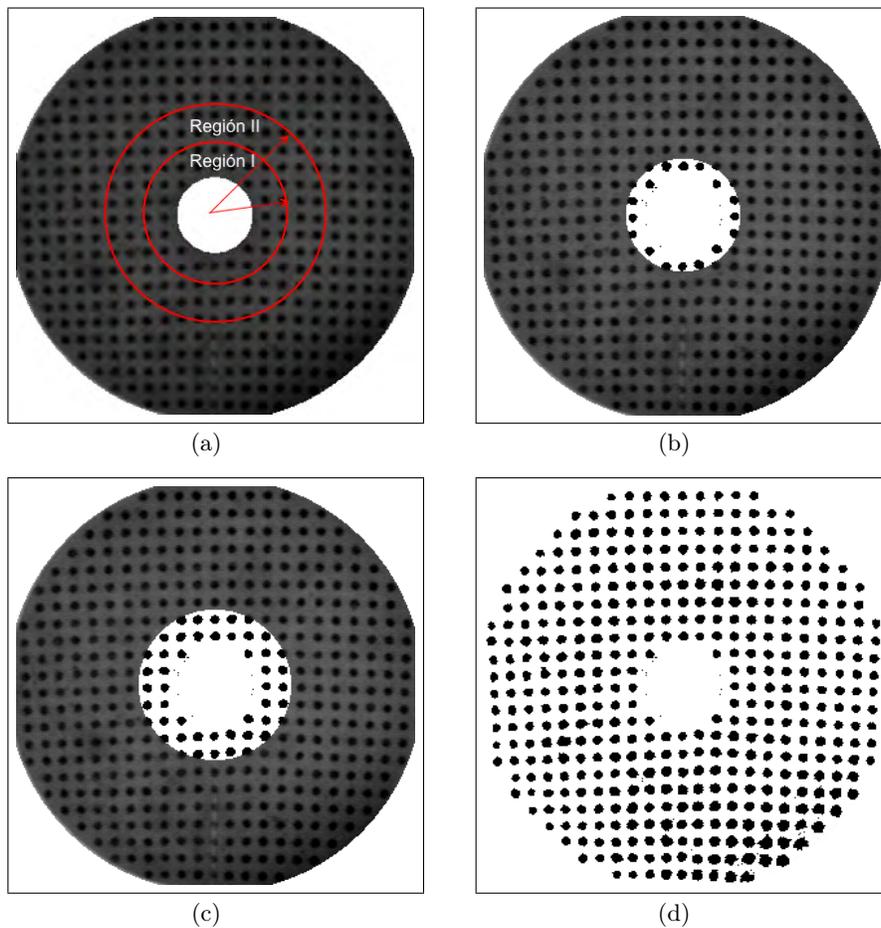


Figura 4.4: Tratamiento de imágenes II: (a) Segmentación por regiones. (b) Umbralización región I. (c) Umbralización región II. (d) Imagen completamente umbralizada.

Esta segmentación consistió en dividir la imagen en regiones, encontrando el valor de la intensidad y la distancia radial de cada píxel en la ROI respecto al centro de la imagen (ver Fig. 4.4(a)). Luego se encontraron los valores máximo y mínimo en distancias radiales y se dividió en 9 intervalos igualmente espaciados, formando así 9 regiones bien definidas en la imagen. Inmediatamente después, se obtuvo el promedio en valor de intensidad de los píxeles que pertenecen a cada intervalo y ese valor se escogió como el umbral característico de cada región (ver Fig. 4.4(b), 4.4(c)), llegando a umbralizar la imagen según la siguiente relación.

$$U(i, j) = \begin{cases} 255 & \text{si } I(i, j) > T_r \\ 0 & \text{si } I(i, j) \leq T_r \end{cases}$$

donde 0 y 255 equivalen al negro y al blanco en la escala de grises y T_r es el umbral característico para cada región, variando $r = 1$ hasta $r = 9$. Finalmente, se obtiene la imagen umbralizada donde se observa claramente, la separación entre el fondo (píxeles que no contienen información para la obtención de los centroides) y las manchas (imagen en el CCD formada por reflexión en la superficie de evaluación de las gotas de la pantalla nula). Las manchas contienen los píxeles con la información necesaria para obtener los centroides de éstas (ver Fig. 4.4(d)).

Después de umbralizar la imagen, se le realizó una inversión de contraste (ver Fig. 4.5(a)) para que el fondo de la imagen tuviese color negro y las manchas tuviesen color blanco, para poder trabajar con intensidades de 255 en los píxeles que hacen parte de cada mancha. Luego se aplicó un proceso de filtrado, debido a que en este tipo de imágenes se presentan píxeles aislados que no corresponden a una mancha (ver Fig. 4.4(d)) y que generalmente son asociados a saturación en el sensor CCD ó, al mismo proceso de transmisión de la señal del CCD a la memoria de la computadora, etc [44] (ver Fig. 4.5(b)).

Este proceso de filtrado se realizó utilizando la función *"bwareaopen"* del toolbox de Matlab. Esta función remueve los objetos (entiéndase como objeto, aquellos que tienen píxeles conectados y que no hacen parte del fondo) que tengan un número de píxeles menor a p . En nuestro caso $p = 8$, porque cuando se diseñó la pantalla nula se garantizó que cada círculo en el CCD

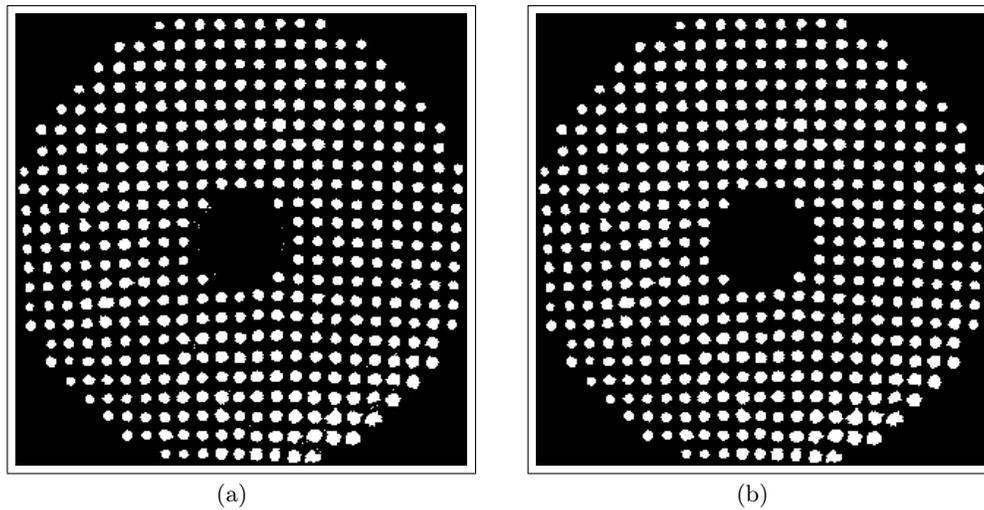


Figura 4.5: Tratamientos de Imágenes III: (a) Imagen umbralizada con inversión de contraste. (b) Imagen filtrada.

tuviese aproximadamente 80 píxeles, con el propósito de tener en una buena estadística en píxeles a la hora de obtener los centroides. Hay que aclarar que hay que tener cuidado en la selección del valor de p porque si se escoge un valor muy alto, se pueden eliminar píxeles que forman parte de las manchas perdiendo así información relevante para obtener los centroides.

Una vez que se acondicionó la imagen, se realizó una segmentación para poder obtener los centroides de cada mancha individual. Para eso, se obtuvo una imagen llamada de contorno que contiene todos los contornos de las manchas a las cuales se les van a obtener los centroides (ver Fig. 4.6(a)). Esta imagen de contorno se utiliza para disminuir el tiempo de segmentación de cada mancha, ya que si se utiliza la mancha original (mancha sólida) se tendrían que calcular las coordenadas de todos los píxeles de ésta, aumentando así el tiempo de segmentación.

Inicialmente se recorrió la imagen de contorno renglón a renglón para obtener las coordenadas (i, j) del primer píxel que haga parte del contorno de una mancha. A partir de este primer píxel, se encontraron las coordenadas de los otros píxeles que hacen parte del contorno de la mancha con la que se está trabajando, ésta fue etiquetada con un número, ya que se requirió separar dicha mancha de las otras restantes. Al final de todo este proceso se eliminó

esta mancha de la imagen que se está tratando, para evitar encontrarla de nuevo, trayendo como consecuencia que la subrutina diseñada quede en un ciclo sin salida. Este proceso se repite hasta lograr encontrar todas las coordenadas de los píxeles que hacen parte del contorno de cada mancha individual.

Se etiquetaron todas las manchas y se encontraron las coordenadas de los píxeles de sus contornos, se obtuvieron las coordenadas (i_o, j_o) del centro de cada mancha. Luego se obtiene la distancia de cada píxel del contorno respecto al centro de cada mancha para encontrar la distancia máxima, la cual va a ser el radio de un círculo que se va a formar alrededor de cada mancha y que va tener la función de encerrar la gota (ver Fig. 4.6(b)).

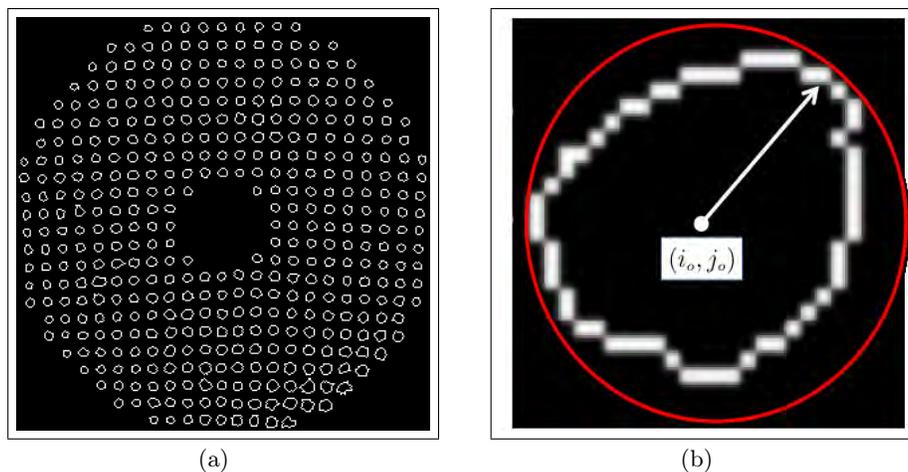


Figura 4.6: Procedimiento para obtención de centroides: (a) Imagen contorno. (b) Segmentación de manchas.

Finalmente se encontraron las coordenadas (i_{cen}, j_{cen}) de los centroides de cada mancha en la imagen filtrada (manchas sólidas sin contorno) (ver Fig. 4.5(b) en la Pag. 95), haciendo uso de este círculo que se forma alrededor de cada mancha (ver Fig. 4.6(b)) y evaluando la intensidad de cada píxel que se encuentre dentro de este círculo en la imagen filtrada los cuales van a tener un valor de intensidad 255. Todo esto se realizó en el plano imagen haciendo uso de las ecuaciones (4.1a) y (4.1b).

$$i_{cen} = \frac{\sum_{m=1}^N i_m I_{(m)}}{\sum_m I_{(m)}} \quad (4.1a)$$

$$j_{cen} = \frac{\sum_{m=1}^N j_m I_{(m)}}{\sum_m I_{(m)}} \quad (4.1b)$$

donde m rotula los píxeles que hacen parte de la mancha que se está tratando, N es el número total de píxeles de cada mancha, (i_m, j_m) e $I_{(m)}$ son las coordenadas y el valor de la intensidad de dicho píxel respectivamente.

Una vez obtenidos las coordenadas de los centroides, se transformaron a distancias reales trasladando el origen de coordenadas al eje óptico del sistema para transformar dichas coordenadas espaciales al plano cartesiano (haciendo uso de la resolución del CCD de la cámara Sony) y, corrigiéndolas por distorsión de barril que presenta la lente, haciendo uso de las Ecs. (3.12a) y (3.12b) (ver Pag. 86).

4.3. Evaluación de la forma de la superficie

La principal aplicación de una prueba óptica es conocer cuantitativamente, ya sea las deformaciones del frente de onda, o la forma de cualquier superficie. Con el método de pantalla nula es posible dar una evaluación cuantitativa de la forma de la superficie. Estas mediciones como se mencionó anteriormente, fueron realizadas para una misma superficie en posición centrada y en posición descentrada.

4.3.1. Superficie centrada

La imagen que se utilizó para realizar la evaluación cuantitativa de la superficie centrada se puede observar en la Fig. (4.7).

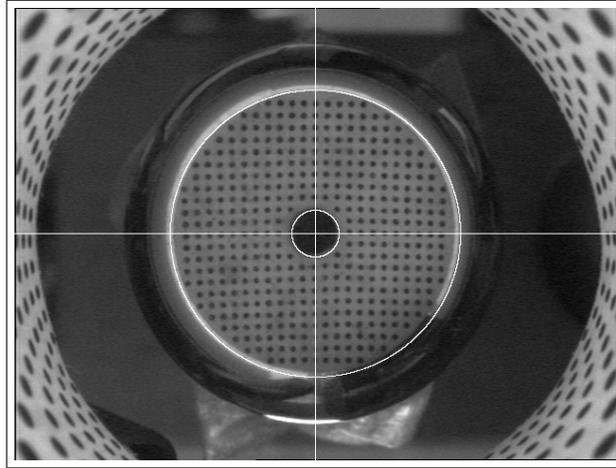


Figura 4.7: Imagen de la superficie en posición centrada.

Una vez que se obtuvieron los centroides en la imagen centrada (ver Fig. 4.7), éstos fueron graficados en el plano cartesiano superponiéndolos con los centroides que se usan para el diseño de la pantalla nula que se utiliza para la prueba óptica (ver Fig. 4.8). Esto se hace para verificar gráficamente qué tan preciso es el cálculo de los centroides al utilizar las subrutinas que se diseñaron para tal fin.

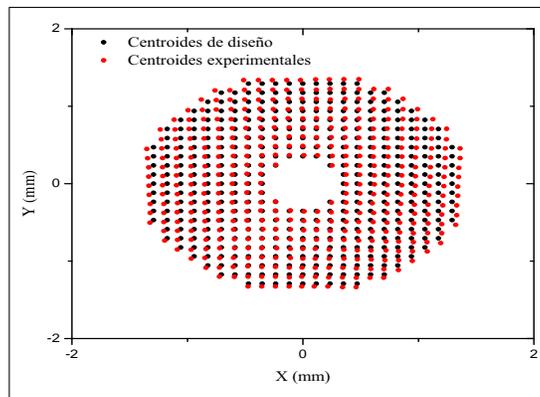


Figura 4.8: Comparación entre centroides experimentales y de diseño para la superficie centrada.

Como se observa en la Fig. (4.8), las posiciones (x, y) de los centroides experimentales se ajustan a las posiciones (x, y) de los centroides ideales cerca de la parte central. A medida

que se estos puntos se alejan radialmente de la parte central hay unas pequeñas variaciones en sus posiciones relativas. Esto se debe principalmente a que el centramiento de la superficie no es perfecto sino que hay un pequeño desplazamiento en las coordenadas (x_o, y_o) como se mostrará más adelante.

Con las coordenadas de los centroides y las correspondientes coordenadas de las posiciones de los puntos en la pantalla nula, se obtuvieron las componentes de las normales aproximadas a la superficie a partir de las Ecs. (2.26a, 2.26b, 2.26c) (ver Pag. 56). Posteriormente, de la Ec. (2.20) (ver Pag. 53), se evaluó la forma de la superficie de prueba. Las trayectorias de integración que se utilizaron para evaluar la forma de la superficie, se escogieron en direcciones verticales y horizontales, a partir de un punto muy cercano al vértice de la superficie, teniendo en cuenta las recomendaciones expuestas en la sección (2.6) (ver Pag. 56). En la Fig. (4.9) se pueden observar 4 de las 48 trayectorias de integración definidas para realizar la evaluación de la elevación de cada punto en la superficie, donde estas trayectorias empiezan en el mismo punto P_o . Hay que mencionar que estas mismas trayectorias se utilizaron para evaluar la superficie en posición descentrada.

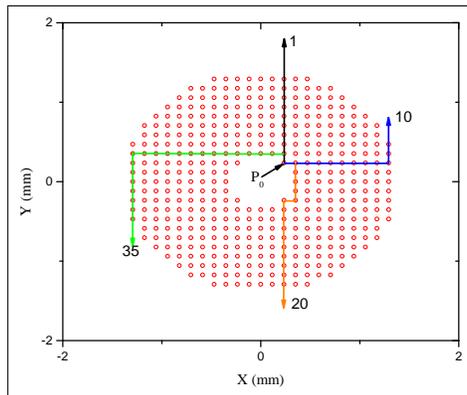


Figura 4.9: Trayectorias de integración utilizadas para la evaluación de la superficie en posición centrada y descentrada.

Una vez que se definieron las trayectorias de integración, se procedió a la integración numérica utilizando la Ec. (2.29) (ver Pag. 57). Las gráficas de la evaluación de la superficie se muestran en la Fig. (4.10(a), 4.10(b), 4.10(c)), donde se observa una superficie de puntos con

una proyección en el plano (XY) de la superficie (ver Fig. 4.10(a)). Una representación de líneas de la superficie de evaluación (ver Fig. 4.10(b)) y finalmente una representación de un mapa de elevación de los valores calculados proyectados en el plano (XY) de la superficie (ver Fig. 4.10(c)).

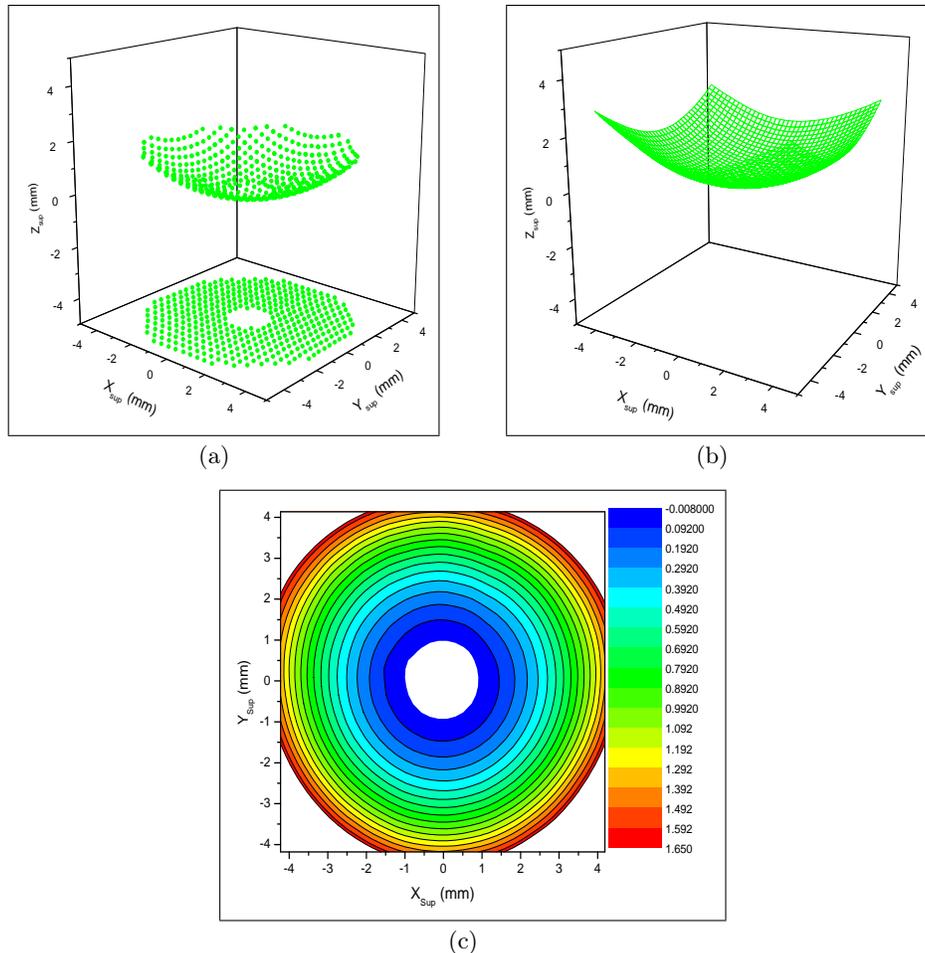


Figura 4.10: Evaluación de la superficie centrada: (a) Superficie de puntos. (b) Superficie de líneas. (c) Mapa de elevación.

Como se pueden observar en la Fig. (4.10(a) y 4.10(b)) se pudo recuperar la forma de la superficie con el método propuesto de pantalla nula. También se observa que sólo se pudo recuperar la parte de la superficie que corresponde al área en donde están distribuidos los puntos

en ésta. Los valores de la elevación z (ver Fig. 4.10(c)) son los esperados, ya que, aumentan desde el centro que corresponde al vértice (origen de coordenadas) de la superficie hacia la periferia. Los valores negativos en la elevación corresponden a puntos muy cercanos al vértice y esencialmente, se debe a que, en esa zona los puntos tienen un valor menor que el valor de la elevación del punto P_o que se ha tomado como referencia. En las Figuras (4.10(a), 4.10(b) y 4.10(c)) se puede verificar que solo se evaluó una parte del hemisferio de la esfera de la superficie. Para una superficie esférica el diámetro máximo que se puede evaluar es cercano a $2r$, que en este caso es de 12.750 mm , pero sólo se evaluaron aproximadamente 8.000 mm , correspondientes al 62.74% del hemisferio de dicha superficie. Si se compara el diámetro que se evaluó con los diámetros de cada región en la superficie corneal (ver Fig. 1.6 en la Pag. 22) se llega a la conclusión que si la prueba se realiza en la superficie corneal de un adulto, se estaría cubriendo la totalidad de la zona paracentral, la cual tiene un diámetro entre 4 y 7 mm .

Con el fin de analizar los detalles de la evaluación, los datos obtenidos experimentalmente correspondientes a la elevación de la superficie, se ajustaron mediante el método de mínimos cuadrados para ecuaciones no lineales, utilizando una superficie esférica descrita por la Ec. (4.2).

$$z = r - (r^2 - [(x - x_o)^2 + (y - y_o)^2])^{1/2} + z_o \quad (4.2)$$

donde (x_o, y_o) es un término de descentramiento y z_o es un defoco. Por tanto, con este ajuste se puede verificar qué tan centrada estuvo la superficie al momento de realizar la prueba, y en principio estimar el radio de curvatura de la superficie. Una vez obtenidos los valores de la elevación por el ajuste mencionado, se encontraron las diferencias entre los valores de la elevación determinados con el método del Trapecio (z_{exp}) y los resultados obtenidos por el ajuste (z_{ajus})(ver Ec. 4.3).

$$\Delta z = z_{exp} - z_{ajus} \quad (4.3)$$

En la Fig. (4.11(a)) se observan las diferencias graficadas en cada punto de evaluación,

donde estas diferencias se acercan a un plano, es decir, las diferencias están muy cercanas a un valor en particular, que en este caso, dicho plano está cercano al cero. Esto está en concordancia con los resultados esperados, ya que tanto en el diseño de pantalla y en la obtención de las ecuaciones para la evaluación de la superficie, se supone una superficie centrada. La Fig. (4.11(b)), se observa un mapa de diferencias de elevación (valores en mm), donde se muestra que en la parte central las diferencias son cercanas a cero, y las diferencias se alejan de cero cerca de la periferia de la superficie, debido a múltiples factores entre los que se encuentran: errores en la impresión de la pantalla nula, de posicionamiento, de la precisión de los valores de a y b utilizados durante la evaluación cuantitativa; además, se tienen los errores involucrados en la obtención del centroide, la aproximación de las normales, y el error de truncamiento del método del trapecio. Por todo lo anterior, podemos considerar que las diferencias obtenidas son una evaluación de la precisión del método. Para ello estamos suponiendo que la esfera de referencia es de mejor calidad que las diferencias que arroja la evaluación.

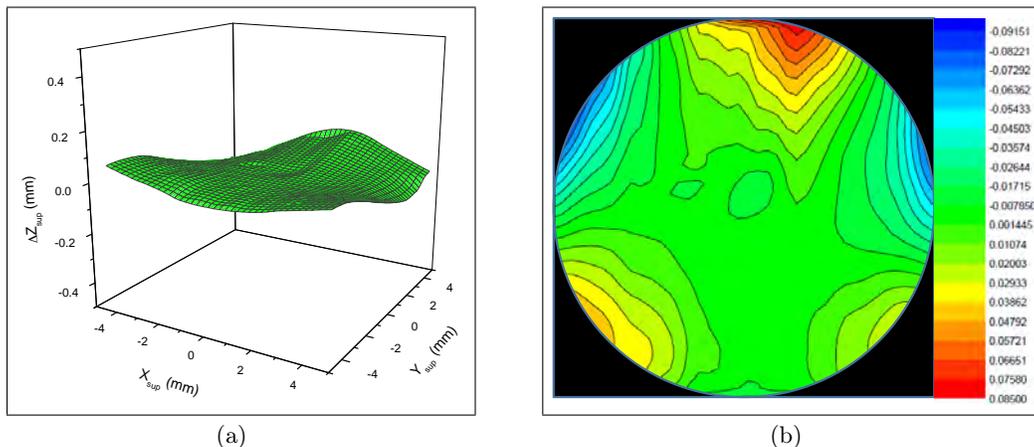


Figura 4.11: Diferencias de elevación para la superficie centrada: (a) Diferencias en tres dimensiones. (b) Mapa de diferencias de elevación.

Si en vez de la superficie de calibración se tiene la córnea de un lactante se puede decir que cerca de la zona central, la superficie corneal es esférica, porque las diferencias obtenidas son muy pequeñas siendo cercanas al cero, cuando ésta se compara con una esfera.

Los valores de las coordenadas (x_o, y_o, z_o) , el radio de curvatura r y el valor Δz_{RMS} que corresponde al valor RMS de las diferencias de elevación y que está asociado al error del método de ajuste utilizado, se pueden observar en la Tabla. (4.2). El valor estimado por el ajuste de mínimos cuadrados para el radio de curvatura es cercano al valor real del radio de curvatura de la superficie. La diferencia entre radios de curvatura es $\Delta r = 0.36 \text{ mm}$ representando un error porcentual del 5.64%. Los resultados obtenidos del ajuste también muestran que la superficie está ligeramente descentrada y que no se colocó en la posición correcta en eje z .

Tabla 4.2: Parámetros de ajuste de mínimos cuadrados para la superficie centrada.

x_o (mm)	y_o (mm)	z_o (mm)	r (mm)	Δz_{RMS} (mm)
-0.040	0.028	6.661	6.735	0.026

4.3.2. Superficie descentrada

La imagen que se utilizó para realizar la evaluación cuantitativa de la superficie descentrada se puede observar en la Fig. (4.12).

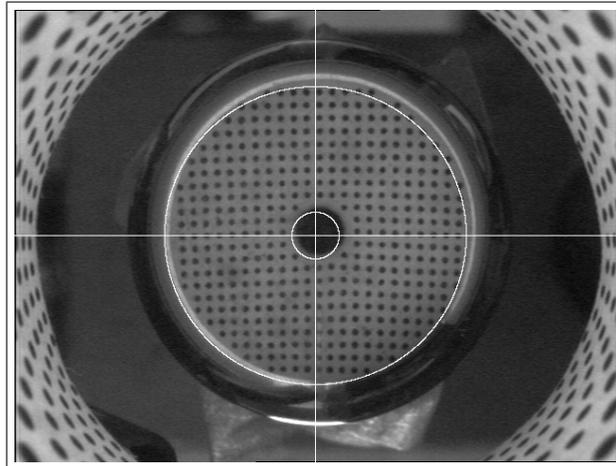


Figura 4.12: Imagen de la superficie en posición descentrada.

Se realizó todo el procesamiento de imágenes a la Fig. (4.12) para obtener los centroides de cada mancha. Se graficaron los centroides obtenidos de la superficie descentrada junto con los centroides de diseño de la pantalla nula, observándose claramente el descentramiento de la superficie al momento de capturar la imagen, por eso, se observan las diferencias en la posición de los centroides calculados experimentalmente respecto a los de diseño (ver Fig. 4.13).

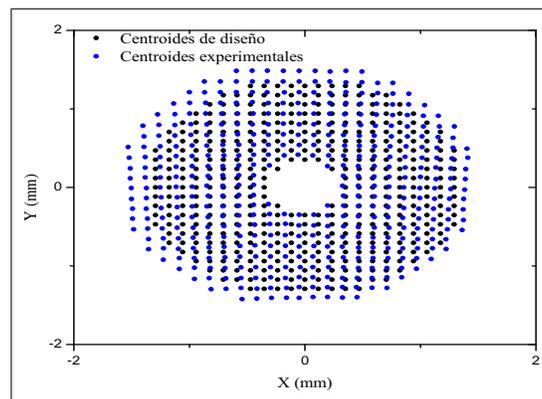


Figura 4.13: Comparación entre centroides experimentales y de diseño para la superficie descentrada.

La evaluación de la superficie también se realizó utilizando la Ec. (2.20) (ver Pag. 53). Los resultados experimentales se muestran en las Figs. (4.14(a), 4.14(b) y 4.14(c)). Se observa que la forma de la superficie se puede recuperar a pesar del descentramiento de dicha superficie (4.14(b)), aún así los resultados experimentales en la evaluación de superficies ópticas utilizando pantallas nulas, dependen del centrado de la superficie a evaluar. Esto se debe en parte a que se está usando como superficie de referencia una superficie centrada, aunque la superficie evaluada está claramente descentrada. Esto se va a corregir en futuras versiones del algoritmo de evaluación. Esto es importante, porque, cuando se capturen imágenes de la superficie corneal de un lactante, es muy probable que se tengan imágenes de la córnea que estén descentradas debido a los movimientos sacádicos del ojo y algunos movimientos inesperados del paciente. Por tanto, el centrado de la imagen de la córnea no debe ser crítico. Esta es una gran diferencia respecto a los videoqueratómetros convencionales, en donde, es necesario que la superficie corneal esté centrada respecto al eje óptico del sistema.

Los valores en lo que se refiere a la elevación también se comportan como lo esperado, ya que, éstos aumentan desde el centro cerca del vértice hacia la periferia (ver Fig. 4.14(c)). Es importante notar que también se observa la simetría de revolución de la esfera de calibración, ya que los niveles de color en el mapa de elevación se ordenan en anillos concéntricos en el plano (XY) de la superficie (ver Fig. 4.14(c)). De igual manera que en la superficie centrada, el diámetro efectivo que se probó es de aproximadamente 8 mm que corresponde a un 62.74% del hemisferio total de dicha superficie.

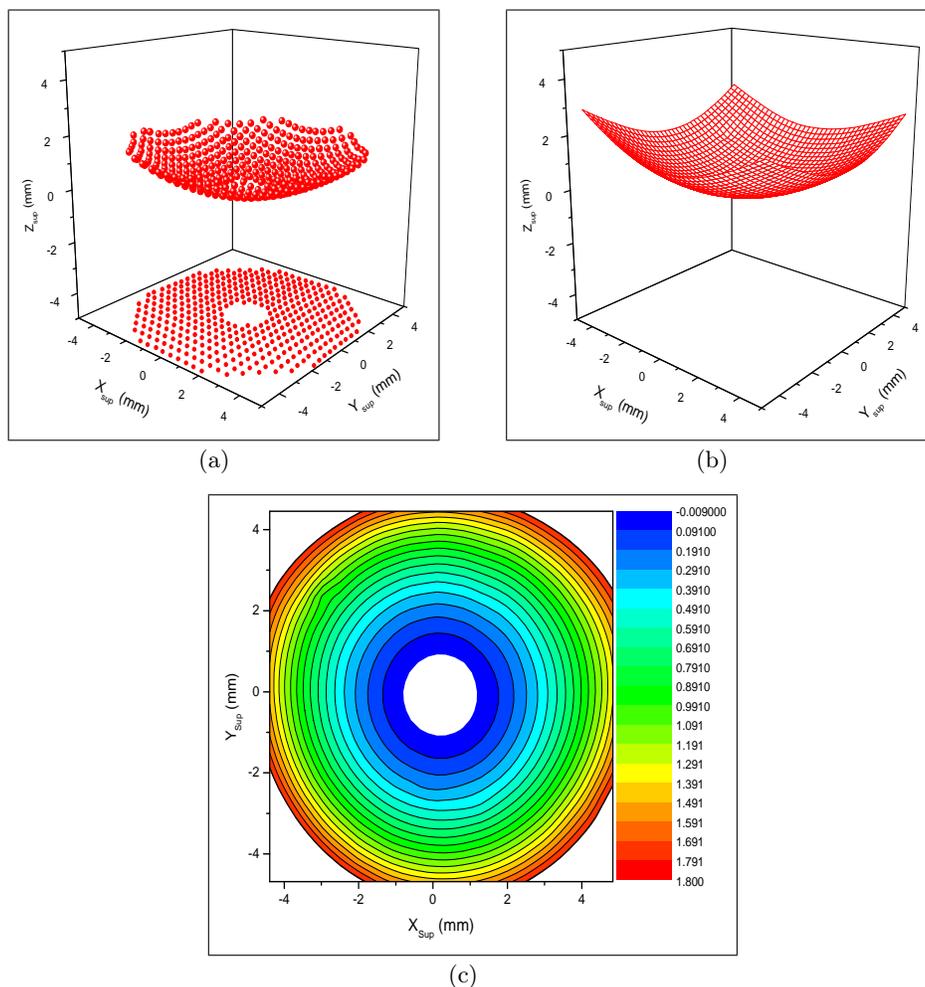


Figura 4.14: Evaluación de la superficie descentrada: (a) Superficie de puntos. (b) Superficie de líneas. (c) Mapa de elevación.

Los datos experimentales obtenidos con la evaluación utilizando del método el Trapecio, se ajustaron a la mejor esfera por medio del método de mínimos cuadrados utilizando la Ec. (4.2) (ver Pag. 101). Se utilizó la Ec. (4.3) (ver Pag. 101) para encontrar las diferencias de manera análoga como en el caso de la superficie centrada. Estas diferencias fueron graficadas en una superficie de líneas conectadas en tres dimensiones (ver Fig. 4.15(a)) y en un mapa de diferencias de elevación en el plano (XY) de la superficie (ver Fig. 4.15(b)).

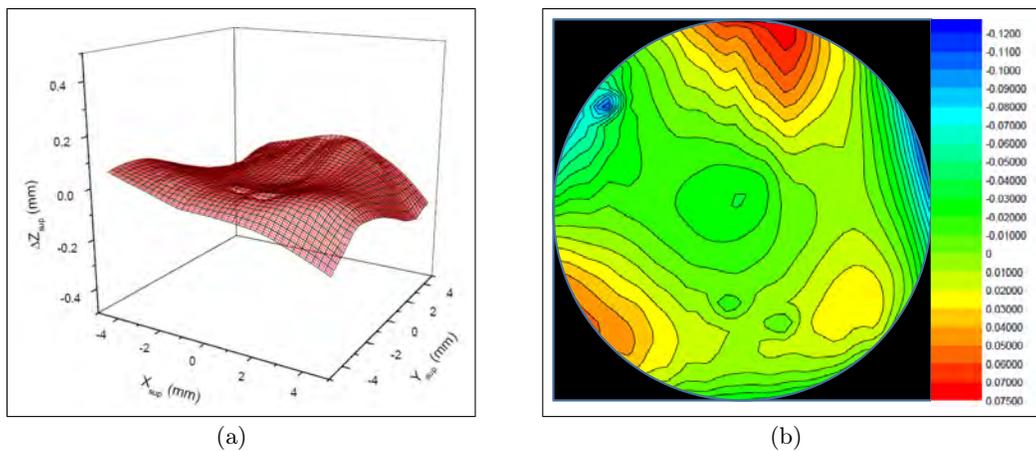


Figura 4.15: Diferencias de elevación para la superficie descentrada: (a) Diferencias en tres dimensiones. (b) Mapa de diferencias de elevación.

Las diferencias se aproximan a un plano pero son más pronunciadas que en el caso de la superficie centrada (ver Fig. 4.15(a)), ya que la evaluación se realizó sobre diferentes puntos sobre la superficie y que las ecuaciones de evaluación de la superficie y de diseño de la pantalla fueron propuestas suponiendo una superficie centrada. Estas diferencias se pueden hacer menores, si se hace una generalización de dichas ecuaciones, suponiendo la superficie de referencia fuera de eje, o centrando la imagen numéricamente antes del proceso de obtención de centroides utilizando la pupila del ojo como referencia. En lo que respecta al mapa de diferencias de elevación (ver Fig. 4.15(b)), también se observa que las mayores diferencias están en la periferia de la superficie como en el caso de la superficie centrada. En la zona central aunque si hay diferencias, éstas tienen diferentes tonos de color verde y según la escala de colores definida, estos tonos se encuentran entre -0.050 mm y 0.010 mm , siendo diferencias muy cercanas al cero.

Los valores de las coordenadas (x_o, y_o, z_o) , el radio de curvatura r y el valor Δz_{rms} obtenidos por el ajuste de mínimos cuadrados que se realizó para la superficie descentrada, se pueden observar en la Tab. (4.3). El valor estimado por dicho ajuste para el radio de curvatura, está alejado del valor real del radio de curvatura de la superficie. Esta diferencia entre radios de curvatura es $\Delta r = 1.34 \text{ mm}$ representando un error porcentual del 21.06 %, siendo éste, un error porcentual muy grande. Con estos resultados se observa claramente que, evaluar una superficie fuera de eje, con ecuaciones desarrolladas para superficies en eje, trae como resultado un aumento en la estimación del radio de curvatura, por decir un ejemplo en particular, y un aumento en valor en rms de las diferencias. Con el ajuste de mínimos cuadrados se recuperó el descentramiento y el defoco (ver Tab. 4.3).

Tabla 4.3: Parámetros de ajuste de mínimos cuadrados para la superficie descentrada.

x_o (mm)	y_o (mm)	z_o (mm)	r (mm)	Δz_{rms} (mm)
0.244	-0.093	7.660	7.718	0.031

4.3.3. Superficie corneal

La imagen adquirida para la evaluación de la superficie corneal de un adulto se muestra en la Fig. (4.16). Se observa que la imagen de la córnea no tiene un buen contraste, puesto que la iluminación que se utilizó (panel electroluminiscente), no fue tan intensa, ya que el tiempo de vida de dicho panel disminuyó debido a que se utilizó la fuente de alimentación de alto voltaje que éste utiliza regularmente para iluminar toda el área sensible (sin recortarlo) del panel electroluminiscente. Esto es crítico, porque la córnea tiene menos capacidad de reflexión (del orden de un 4 % a incidencia normal), si se compara con la esfera de calibración (cerca del 90 % para diferentes tipos de metales) [21], es por eso, que la imagen de la esfera de calibración tiene mejor contraste que la imagen de la córnea, cuando se utiliza la misma iluminación. Esto se mejorará en el dispositivo final que se está construyendo, debido a que se va a implementar una fuente de voltaje para las dimensiones del panel que se quiere utilizar.

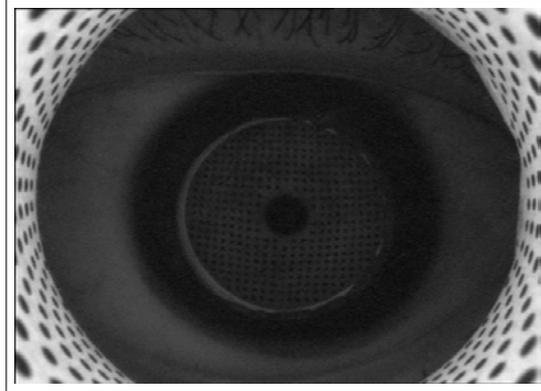
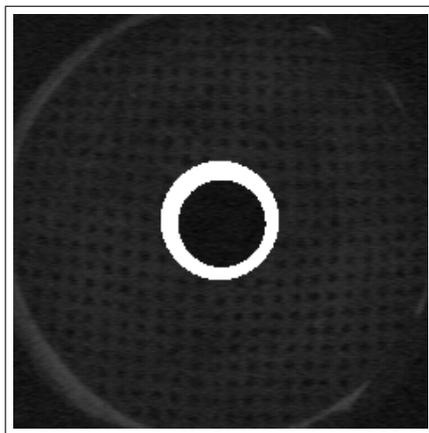
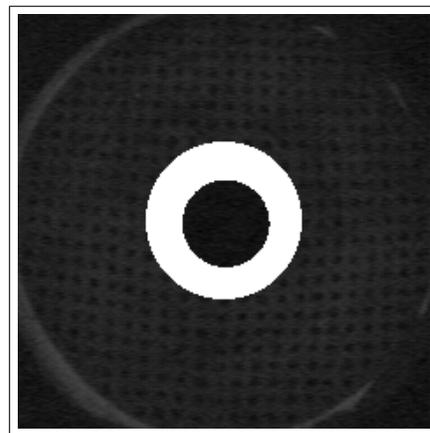


Figura 4.16: Imagen de la córnea de un adulto.

La evaluación de esta imagen no se pudo realizar, porque al tener un contraste muy pobre, no se logra diferenciar muy bien, entre los píxeles que hacen parte de cada mancha y los que hacen parte del fondo. Al realizar la umbralización por segmentación, me encontré con dicho problema, puesto que, al no diferenciar los píxeles de la mancha respecto a los píxeles del fondo, la acción del umbral llevo a confundir con el fondo todos los píxeles que pertenecían a la región de estudio (ver Fig. 4.17(a) y 4.17(b)).



(a)



(b)

Figura 4.17: Umbralización de la imagen adquirida de la córnea: (a) Región I. (b) Región II.

4.4. Evaluación del error por truncamiento

Se realizó la evaluación del error de truncamiento explicado en el apartado (2.6.1) (ver Pag. 58). Hay que aclarar que sólo se estimó la cota superior del error de truncamiento para puntos que se encuentran en el plano (XZ) de la superficie. Esto se hizo por cuestiones de simplicidad en el cálculo del valor de M . Se utilizó la ecuación de la esfera en el plano (XY), la cual está dada por la Ec. (4.4).

$$z^2 + x^2 = r^2 \quad (4.4)$$

donde se supone que la superficie esférica está centrada y r es el radio de la esfera. El valor analítico del valor de M en la Ec. (2.31) (ver Pag. 59) corresponde a la segunda derivada de la función $f(x)$ que se está integrando con el método del trapecio. Como se integraron las normales en cada punto de evaluación y éstas corresponden a la primera derivada de la Ec. (4.4) (el vector normal se puede expresar como el gradiente de la función que describe la superficie), entonces el valor de M se obtuvo derivando tres veces a la Ec. (4.4), dando como resultado:

$$M = -\frac{3xr^2}{(r^2 - x^2)^{5/2}} \quad (4.5)$$

Los valores que se utilizaron para obtener la cota superior del error por truncamiento se encuentran en la Tabla (4.4).

Tabla 4.4: Parámetros utilizados para estimar el error por truncamiento.

M (mm^{-2})	r (mm)	D_{sup} (mm)	x_{sup}^{max} (mm)	$(b-a)_{max}$ (mm)
0.198	6.375	8.373	4.186	8.368

En donde r es el radio de curvatura de esfera de referencia, $D_{sup} = 2x_{sup}^{max}$, siendo x_{sup}^{max} el

valor de la coordenada máxima en el eje X y $(b - a)_{max}$ es el valor máximo de la longitud de la trayectoria medida desde el punto P_o , siendo éste el punto inicial de todas la trayectorias de integración utilizadas (ver Fig. 4.9 en la Pag. 99).

Haciendo uso de la Ec. (2.31) (ver en la Pag. 59), se encontró el valor de la cota superior para el error por truncamiento dando como resultado un valor de $|\epsilon| \leq 0.018 \text{ mm}$, el cual es un valor aceptable porque representa un 7.20% de error porcentual cuando se compara con el valor de la elevación del punto extremo de la trayectoria máxima de integración ($z = 0.250 \text{ mm}$), valor que se estimó haciendo uso de la integral con la que se obtiene la forma de la superficie de evaluación (ver Ec. 2.20 en la Pag. 53). El hecho de que el error de truncamiento sea pequeño se debe a que se está integrando en puntos sobre una esfera en donde el valor de M es muy cercano a cero y solo tiene un cambio abrupto en puntos cercanos a la periferia de dicha superficie como se observa en la Fig. (4.18).

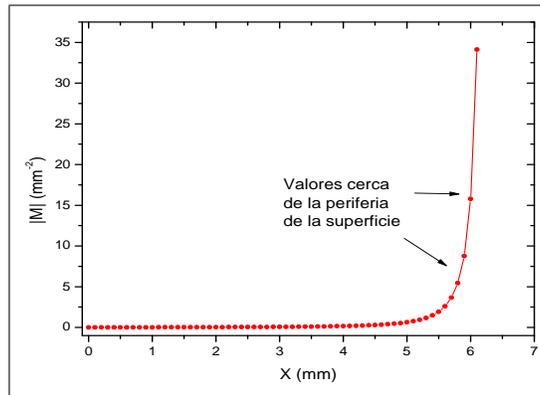


Figura 4.18: Relación de M en función de la coordenada x en la superficie.

Esto último se puede inferir de la Ec. (4.5) en donde si $x \rightarrow 0$, $M \rightarrow 0$ y si $x \rightarrow r$, $M \rightarrow \infty$, es decir, M crece muy rápido hasta un valor muy grande. Como en la evaluación no se llegó a tener puntos con una coordenada radial cercana al radio de curvatura de la superficie, el valor de M tuvo un buen comportamiento siendo muy cercano al cero.

4.5. Comentarios finales

En este capítulo se propuso una manera sencilla de estimar el parámetro b en el método de pantallas nulas. Es importante que este parámetro esté bien calibrado para la exactitud de la prueba, puesto que sí su valor difiere mucho del valor real, el error en la evaluación aumenta. Se mostró todo el procedimiento que se utilizó para realizar el procesamiento de imágenes requerido para la obtención de los centroides. Dicho procesamiento se realizó diseñando subrutinas específicas y que se ajustarán a las exigencias dadas por las imágenes que se adquieren para la evaluación. Todas las subrutinas fueron programadas en Matlab.

Se mostró que la forma de la superficie de evaluación se puede recuperar si está descentrada, pero los resultados experimentales sí dependen del descentramiento. Lo que se propone como trabajo a futuro, es que las ecuaciones de evaluación se desarrollen tomando en cuenta a una superficie de referencia que esté descentrada o realizar el centramiento numéricamente en lo que se conoce como registro.

En cuanto a la evaluación de la superficie corneal, se espera que cuando se termine de construir la fuente específica para el tamaño del panel electroluminiscente que se está utilizando, la iluminación sea la adecuada, mejorando así el contraste en la imagen, de tal manera, que se diferencien bien las manchas del fondo de la imagen, y se pueda realizar el procesamiento de imágenes y finalmente la evaluación de ésta. Por el momento, no fue necesario hacerlo porque lo importante en este trabajo de tesis es proponer el videoqueratómetro para uso con lactantes y mostrar la validación del método de prueba (pantallas nulas), utilizando una superficie de calibración que simula a la córnea de un lactante.

En lo que respecta al error por truncamiento que se tiene al utilizar el método del trapecio como herramienta numérica para resolver integrales, se mostró que este error tiene una cota superior en 0.0183 mm , cuando se hace el cálculo en puntos en el plano (XZ) y tomando como modelo la ecuación de la esfera en ese plano. Este es un valor bastante bueno cuando se hace la evaluación sobre superficies esféricas.

CONCLUSIONES

El hecho de que la córnea sea el elemento refractor más importante de todo el sistema visual humano, hacen relevantes los esfuerzos que se están realizando y que están encaminados a poder determinar con mejor precisión su forma, sus curvaturas, su poder refractor, sus propiedades ópticas, etc. Puesto que cualquier cambio en su curvatura, se refleja de manera inmediata en un cambio en el poder refractor del ojo, de la misma manera, cualquier cambio del estado refractor, requiere modificar la superficie corneal. En la actualidad se ha avanzado mucho en el estudio de la córnea de un adulto, debido a que se han desarrollado instrumentos que permiten medir algunos parámetros que están asociados con ésta, dando resultados satisfactorios tanto, en la propiedades ópticas como en la propiedades geométricas. No así, en el caso para la córnea de un lactante, no se ha podido avanzar mucho, porque no hay instrumentos diseñados especialmente para lactantes, tales que se ajusten a las necesidades de éstos.

En este trabajo se presentó la propuesta de diseño de un videoqueratómetro portátil para uso con lactantes, basado en el principio de Reflexión Especular. El método que se utiliza para probar la superficie corneal, es el de pantallas nulas. Este método tiene la ventaja de que no se necesita del diseño de un sistema óptico adicional para la evaluación de la superficie, sólo necesita de un sistema óptico convencional que permita visualizar la imagen virtual de los puntos de la pantalla nula en la córnea, que es generada por reflexión en la superficie corneal.

El diseño fue realizado pensando en un instrumento ergonómico que permita el fácil uso

de los usuarios, de tal manera que, el paciente se encuentre en posición acostada, sin tener que estar en posición vertical (como se requiere en los instrumentos convencionales), la cual es tediosa para un niño menor de tres años. Esto se pensó para lograr simplicidad en el estudio queratométrico de un lactante.

Las pantallas nulas de gotas que se utilizaron, fueron diseñadas directamente en el plano imagen, a diferencia de los trabajos anteriores con pantallas nulas [8, 31], en donde, una vez obtenidas las coordenadas de la pantalla en el plano cartesiano, se utilizaba un programa de diseño (e.g. Corel Draw), para rellenar las gotas y poder dimensionarla correctamente. En este trabajo, se eliminó esa dependencia, creando un algoritmo general editado en Matlab, que con sólo introducir los parámetros necesarios para el cálculo de la pantalla nula, se obtiene dicha pantalla dimensionada y con las gotas rellenas. Cabe resaltar, que el algoritmo general invoca varias subrutinas creadas por mi para tal fin.

Se implementó un prototipo de laboratorio del videoqueratómetro, para probar la superficie de una esfera de calibración que simula la córnea de un lactante, con el propósito de calibrar las distancias críticas en la prueba con pantallas nulas y mostrar la validación del método. Este prototipo fue desarrollado en el laboratorio de pruebas ópticas del CCADET-UNAM. Hay aspectos importantes que señalar: (i) No se utilizó la misma cámara CCD que se ha propuesto para el diseño final, puesto que no se contaba con una computadora con puerto firewire para conectar dicha cámara, es claro que solo es afectada la resolución de la imagen, ya que ésta depende del tamaño de píxel del CCD. (ii) El prototipo no fue portátil, sino que se implementó sobre una mesa óptica, debido a que la superficie a probar fue una esfera de calibración, además que la cámara CCD y algunos elementos que se utilizaron, pesan mucho rompiendo así con la idea de un instrumento liviano y portátil.

Respecto al procesamiento de las imágenes adquiridas para la evaluación; se mejoró el proceso de umbralización, implementando un algoritmo de segmentación por umbralización, el cual, permitió umbralizar los puntos imagen por regiones utilizando umbrales locales. Se aplicó una subrutina para filtrar los píxeles aislados que presentaban este tipo de imágenes y

que son asociados a saturaciones en el CCD. Cabe resaltar, que en este trabajo, no se utiliza un software de tratamiento de imágenes (e.g. ImageJ) para obtener los centroides, sino que se crearon subrutinas específicas en Matlab, para la obtención de dichos centroides.

Se encontró la forma de la superficie de una esfera de calibración, que se colocó en posición centrada y descentrada. Se verificó que es posible realizar la evaluación con pantallas nulas, aunque la superficie a evaluar esté descentrada. Este resultado es muy importante, porque cuando se capturen imágenes de la superficie corneal de un lactante, es muy probable que se tengan imágenes de la córnea que estén descentradas. Se mostraron mapas de diferencias de elevación que son útiles para interpretar la forma de la superficie, puesto que estos mapas visualizan la comparación de la superficie evaluada con una superficie de referencia. En este trabajo se utilizó una esfera como superficie de referencia. Se determinaron el valor RMS de las diferencias de elevación y los errores porcentuales en la estimación del radio de curvatura de la superficie.

El error en el método de integración se asocia al hecho de que se tienen valores discretos en las normales y no funciones analíticas, razón por la cual, la ecuación de la forma de la superficie debe resolverse numéricamente. Se mostró que este error de truncamiento es del 7.30 % cuando se compara con el valor de la elevación del punto extremo de la trayectoria máxima de integración. Se sabe que este error se reduce disminuyendo la distancia entre los puntos de evaluación. Cabe resaltar que hay una limitación física que la impone el CCD y que tiene que ver con la resolución de éste, ya que, la separación entre dos puntos adyacentes no debe ser menor a la resolución del CCD. Se puede pensar en utilizar un polinomio local (splines, arcos parabólicos) o un polinomio global (polinomios de Zernike), y comparar los errores de truncamientos.

Faltó evaluar la trascendencia que tienen los errores del ajuste en los resultados experimentales y los errores en la estimación de las normales a la superficie de prueba. El error en la estimación de las normales está asociado a la introducción de una superficie de referencia para dicho cálculo, ya que no se conoce la superficie que se está probando. Este error aumenta

con la separación entre la superficie de referencia y de prueba.

No se pudo realizar la evaluación de la superficie corneal de un adulto, por la limitación que presentó la imagen en lo que respecta al contraste. Es un problema que se está intentando resolver porque cuando se trabaja con lactantes este problema puede aumentar ya que no es posible controlar los movimientos sacádicos del ojo. Pero se mostró que si se puede capturar una imagen de la superficie corneal con el método propuesto. Habrá que mejorar la iluminación para que el contraste no sea tan pobre.

En resumen los logros obtenidos en este trabajo fueron:

1. Se propuso el diseño de un videoqueratómetro portátil para uso con lactantes.
2. Se logró hacer una subrutina que diseñara la pantalla nula ya dimensionada.
3. Se construyó un prototipo de laboratorio del videoqueratómetro para efectuar pruebas en una superficie de calibración que simula la córnea de un lactante.
4. Se mejoraron los algoritmos de procesamiento de imágenes, y de obtención de los centroides.
5. Se mostró experimentalmente que la forma de la superficie se puede recuperar para una superficie fuera de eje.
6. Se encontró el error por truncamiento al hacer uso del método del trapecio como herramienta numérica para resolver integrales.

A futuro, se requiere abordar los siguientes aspectos que no han sido resueltos en el presente trabajo:

- A. Construir de manera portátil el prototipo del videoqueratómetro propuesto.
- B. Automatizar los algoritmos de tratamiento imágenes, evaluación de la superficie y diseñar una interface amigable para el usuario.

-
- C. Evaluar los errores asociados con la estimación de las normales y la estimación de los parámetros a y b .
 - D. Estimar el error por truncamiento del método de trapecio utilizando la ecuación general de la superficie de prueba en tres dimensiones.
 - E. Utilizar otros algoritmos numéricos para encontrar la elevación en cada punto de evaluación, con el propósito de comparar los errores de truncamiento con el obtenido con el método del trapecio.
 - F. Desarrollar las ecuaciones de evaluación de la superficie para superficies fuera de eje.
 - G. Realizar pruebas a la superficie corneal de lactantes.
 - H. Presentar los resultados en mapas de radio de curvaturas y potencias dióptricas.
 - I. Realizar una configuración híbrida con una pantalla cilíndrica y una pantalla plana, con el propósito de probar una región más cercana al ápice de la superficie corneal.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] R. A. Gordon and P. B Donzis, “Refractive Development of the Human Eye”, Arch. Ophth. **103**, 785-789 (1985).
- [2] C. Gilbert and A. Foster, “Childhood Blindness in the Context of VISION 2020-The Right to Sight”, in Bulletin of the World Health Organization. **79 (3)**, 227-232 (2001).
- [3] Sherwin J. Isenberg *et al*, Madeline Del Signore, Anthony Chen, Jefferey Wei, Peter D. Christenson, “Corneal Topography of Neonates and Infants”, Arch Ophth. **122**, 1767-1771 (2004).
- [4] David L. Rogers *et al*, “Corneal power measurements in fixating versus anesthetized nonfixating children using a handheld keratometer”, Journal of AAPOS. **14 (1)**, 11-14 (2010).
- [5] Karina Concha Santos, *Desarrollo de un Sensor Shack-Hartmann para la Medición de Aberraciones en Ojos Humanos*, Tesis de Maestría, Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), México 2007.
- [6] David A. Atchison and George Smith, *Optics of the Human Eye*, Elsevier, Londres-Reino Unido 2002.
- [7] Manuel Campos García, *Queratopografía Laser: Teoría y Simulación*, Tesis de Maestría, Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), México 1998.

-
- [8] Roberto Colín, *Nuevos Desarrollos en Videoqueratometría de Campo Plano*, Tesis de Licenciatura, Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), México 2007.
- [9] Douglas J Coster, *Fundamentals of Clinical Ophthalmology (Cornea)*, 1ª ed, BMJ Books, London 2002.
- [10] Edelhauser H. F, *Fisiología del Ojo*, 10ª ed, Elsevier, Madrid-España 2004.
- [11] Richard Lindsay, George Smith and David Atchison, “Descriptors of Corneal Shape”, *Optom Vis Sci.* **75** (2), 156-158, (1998).
- [12] Kraff C. R and Robin J. B, *Normal Corneal Topography*, en Schanzlin, D.T., Robin J B., Editors. *Corneal Topography: Measuring and Modifying the Cornea*. Springer Verlag, USA (1992).
- [13] Bores L. D, Corneal Topography-The Dark Side of the Moon, in *Holography, Interferometry and Optical Pattern Recognition in Biomedicine*, (1429), 217-228, (1991).
- [14] Caroline P. J, Norman C. W, Corneal Topography in the Diagnosis and Management of Keratoconus, en Schanzlin, D.T., Robin J B., Editors. *Corneal Topography: Measuring and Modifying the Cornea*. Springer Verlag, USA (1992).
- [15] Rafael Ferreruela Serrano, *Astigmatismo Post-Cirugía de la Catarata y Lente Intraocular de Cámara Posterior*, Tesis de Doctorado, Universidad de Lleida, Barcelona-España 1993.
- [16] Nartey N, Ophthalmoscopic sign of early keratoconus (letter; comment). *Br J Ophthalmol*, **79** (396), (1995).
- [17] Schanzlin, D.T., Robin J B., Editors. *Corneal Topography: Measuring and Modifying the Cornea*, Springer Verlag, USA (1992).
- [18] Gustavo Aguilar Montes, Fernando Castillo Nájera, Marco Antonio de la Fuente Torres, “Actualidades en Queratocono”, *Rev Hosp Gral Dr. Manuel Gea Gonzáles*, **4**, (4), 130-132, (2001).
- [19] Walter D. Furlan, *Fundamentos de Optometría-Refracción Ocular* Universitat de Valencia, 1ª ed, Valencia-España 2000.

-
- [20] Manuel Martines Corral, Walter D. Furlan, Amparo Pons y Genaro Saavedra, *Instrumentos Ópticos y Optometricos; Teorias y Problema*, Universitat de Valencia , Valencia-España 1998.
- [21] Eugene Hecht, *Óptica*, 3th ed; Addison Wesley Iberoamericana, Madrid-España 2000.
- [22] Carlos Luis Saona Santos, *Contactología Clínica*, 2^a ed, Elsevier, Barcelona-España 2001.
- [23] Santiago Alonso Caviedes *et al*, *Oftalmología II*, Universidad de Cantabria , España 1991.
- [24] Melvin L. Rubin, *Optics for Clinician*, Triad Scientific, Gainesville-USA.
- [25] Hassan Montero Yusef y Herrero Solana Victor, “Eye-Tracking en Interacción Persona-Ordenador”, No Solo Usabilidad, **6**, 2007. (ver www.nosolousabilidad.com).
- [26] Ignacio Funes-Maradey, *Videoqueratometría de Campo Plano*, Tesis de Licenciatura, Universidad Nacional Autónoma de México (**UNAM**), México 1998.
- [27] A. Cox, *Photographic Optics: A Modern Approach to the Technique of Definition*, 15th ed; EUA, (1974).
- [28] Rufino Díaz-Uribe and Manuel Campos-García, “Null-screen testing of fast convex aspheric surface”, *Appl Opt.* **39 (16)**, 2670-2677 (2000).
- [29] Yobani Mejía-Barbosa and Daniel Malacara-Hernández, “Object Surface for Applying a Modified Hartmann Test to Measure Corneal Topograph”, *Appl Opt.* **40 (31)**, 5778-5786 (2001).
- [30] L. Carmona-Paredes and R. Díaz-Uribe, “Geometric analysis of the null screens used for testing convex optical surfaces”, *Rev Méx Fís.* **53 (5)**, 421-430 (2007).
- [31] Manuel Campos García, *Prueba de Superficie Asféricas Rápidas con Pantallas Nulas*, Tesis de Doctorado, Universidad Nacional Autónoma de México (**UNAM**), México 2005.
- [32] Daniel Malacara and Zacarias Malacara, *Handbook of Optical Design*, Marcel Dekker Inc., New York 2004.

-
- [33] Yobani Mejía and Daniel Malacara, "A Review of Methods for Measuring Corneal Topography", *Optom Vis Sci.* **78** (4), 240-253 (2001).
- [34] James P. Carroll, "A Method to Describe Corneal Topography", *Optom Vis Sci.* **71** (4), 259-264 (1994).
- [35] Mark A. Halstead, Brian A. Barsky, Stanley A. Klein and Robert B. Mandell, "A Spline Surface Algorithm for Reconstruction of Corneal Topography from a Videokeratographic Reflection Pattern", *Optom Vis Sci.* **72** (11), 821-827 (1995).
- [36] Jason Turuwhenua, "An Improved Low Order Method for Corneal Reconstruction", *Optom Vis Sci.* **85** (3), 211-217 (2008).
- [37] Yobani Mejía and Janneth C. Galeano, "Corneal Topographer Based on the Hartmann Test", *Optom Vis Sci.* **86** (4), 370-381 (2009).
- [38] Rufino Díaz Uribe, *Pruebas Ópticas por Deflectometría Laser*, Tesis de Doctorado, Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), México 1990.
- [39] Rufino Díaz-Urbe, "Medium Precision Null Screen Testing of Off-Axis Parabolic Mirrors for Segmented Primary Telescope Optics: The Case of the Large Millimeter Telescope". *Appl Opt.* **39**, 2970-2804 (2000).
- [40] M. Campos-García, R. Bolado-Gómez and R. Díaz-Urbe, "Testing Fast Aspheric Concave Surface with a Cylindrical Null Screen". *Appl Opt.* **47** (6), 849-859 (2008).
- [41] W. H. Press *et al*, *Numerical Recipes: The Art of Scientific Computing*, 3^a ed, Cambridge University Press, New York 2007.
- [42] V. I. Moreno-Olivo, M. Campos-García, R. Bolado-Gómez and R. Díaz-Urbe, "Point Shifting in the Optical Testing of Fast Aspheric Concave Surfaces by a Cylindrical Screen". *Appl Opt.* **47** (5), 644-651 (2008).
- [43] Eloy-Ángel Villegas Ruiz y Luis Carreto López, "Estudio Estadístico de la Asfericidad Corneal", *Opt. Pur. Apl.* **32** (1), 60-68 (1999).

- [44] Anil K. Jain, *Fundamentals of Digital Image processing*, Prentice Hall, New Jersey - USA 1989.

Citas consultadas en la tesis

- [45] D. Luisa Mayer, Ronald M. Hansen, Bruce D. Moore, Suejin King, Anne B. Fulton, "Cycloplegic Refractions in Healthy Children Aged 1 Through 48 Months", *Arch Ophth.* **119**, 1625-1628, (2001).
- [46] James P. Carroll, "A Method to Describe Corneal Topography", *Optom Vis Sci.* **71 (4)**, 259-264 (1994).
- [47] Thomas O. Salmon and Douglas G. Horner, "Comparison of Elevation, Curvature, and Power Descriptors for Corneal Topographic Mapping", *Optom Vis Sci.* **72 (11)**, 800-802 (1995).
- [48] Yobani Mejía and Janneth C. Galeano, "Corneal Topographer Based on the Hartmann Test", *Optom Vis Sci.* **86 (4)**, 370-381 (2009).
- [49] Jim Schwiegerling and Jhon. E. Greivenkamp, "Keratoconus Detection Based on Video-keratoscopic Height Data", *Optom Vis Sci.* **73 (12)**, 721-728 (1996).
- [50] Charles Campbell, "Reconstruction of the Corneal Shape with the MasterVue Corneal Topography System", *Optom Vis Sci.* **74 (11)**, 899-905 (1997).