



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
ELÉCTRICA-PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES

**“SISTEMA DE MULTIVISIÓN PARA RECONSTRUCCIÓN DE LA
SUPERFICIE DEL FONDO DE OJO”**

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:
HECTOR DANIEL AYALA PONCE

TUTOR PRINCIPAL:
DR. ALFONSO GASTELUM STROZZI, ICAT.

CIUDAD DE MÉXICO, JULIO DE 2019.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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.

JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dr. Boris Escalante Ramírez
Secretario: Dr. Miguel A. Padilla Castañeda
1 er. Vocal: Dr. Alfonso Gastelum Strozzi
2 do. Vocal: Dr. Fernando Arámbula Cosío
3er. Vocal: M.C. Alberto Haber Olguin

Facultad de Ingeniería, UNAM; CU. Ciudad de México. Julio de 2019.

TUTOR DE TESIS:

DR. ALFONSO GASTELUM STROZZI

FIRMA

Página en blanco intencionalmente.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco profundamente a mi familia, en especial a mi mamá Elvia, quien siempre ha estado para darme su sabio consejo y amor incondicional.

Mi más profunda admiración al Dr. Gastélum Strozzi Alfonso, a los sinodales y el equipo docente adscrito al programa de posgrado de Ingeniería. Por haberme guiado durante mis estudios con una mente brillante; llena de conocimientos, entusiasmo y amabilidad.

Melchor Nicolás Vivo, gracias por ser un excelente compañero en todo momento, inclusive en los momentos difíciles de salud.

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN	1
1.1 ANTECEDENTES Y TRABAJO RELACIONADO	3
1.1.1 Oftalmoscopia directa e indirecta.....	4
1.1.2 Sistema de imagen de retina portátil D-Eye	4
1.1.3 Volk InView - Cámara Iphone	5
1.1.4 Volk Pictor Plus.....	6
1.1.4 Lentes doble esféricas	7
1.2 ANATOMÍA DEL OJO HUMANO	10
1.2.1 Potencia equivalente y distancias focales.....	13
1.2.2 La córnea	15
1.2.3 El iris y la pupila.....	16
1.2.3 La lente del cristalino	16
1.2.4 La retina.....	17
1.3 PROBLEMAS DE VISTA ASOCIADAS AL SISTEMA	18
1.3.1 Retinopatía diabética (RD)	20
1.3.2. Degeneración macular (AMD).....	21
1.3.3. Glaucoma	21
1.3.4. Retinitis Pigmentosa (RP)	22
1.4 MÉTODOS DE VISIÓN POR COMPUTADORA, SISTEMAS DE MULTI-TOMAS Y SISTEMAS DE COSIDO (STICHING)	22
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	24
2.1 MOTIVACIÓN	24
III. OBJETIVOS	26
3.1 OBJETIVO GENERAL	26
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	26

IV. EQUIPO	27
4.1 HARDWARE	27
4.2 SOFTWARE	27
4.3 LENTE OFTALMOLÓGICA DOBLE ASFÉRICA DE 20 D	28
4.4 ESTRUCTURA DEL PROTOTIPO IMPRESA EN 3D	30
4.5 FUENTE DE LUZ	34
4.5.1 Fuente de iluminación.....	35
4.5.2 Tarjeta de desarrollo bluetooth	36
V. DISEÑO DEL SISTEMA ÓPTICO	38
5.1 MODELO DEL OJO HUMANO	38
5.2 CAMPO DE ILUMINACIÓN	41
5.3 DISEÑO DEL PROTOTIPO	42
5.4 CONTROL DE ABERRACIONES	44
VI. METODOLOGÍA	47
6.1 PROTOCOLO MÉDICO PARA LA TOMA DE IMÁGENES	47
6.2 CALIBRACIÓN DEL SISTEMA	48
6.1.1 Algoritmo de Tsai	48
6.3 ALGORITMOS	49
6.4 EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS	50
6.4.1 SURF “Speeded Up Robust Features”	50
6.4.2 kNN “k-Nearest Neighbours”	52
6.4.3 RANSAC (Random Sample Consensus)	55
6.4.4 Homography estimation (LM).....	55
VII. RESULTADOS	56
7.1 PRUEBAS CON MODELO SIMPLE DEL OJO	56
7.2 PRUEBAS CON PACIENTES	59
7.3 CORRESPONDENCIA DE CARACTERÍSTICAS	63
7.4 RECONSTRUCCIÓN DE LA SUPERFICIE MEDIANTE COSIDO DE MÚLTIPLES VISTAS	64

VIII. CONCLUSIONES	66
IX. REFERENCIAS.....	68
X. ANEXOS.....	72

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Comparación entre los métodos de oftalmoscopia directa e indirecta..	4
Figura 2. Imagen del Oftalmoscopio D-EYE acoplado a un Iphone.....	5
Figura 3. Imagen del Volk Inview.....	6
Figura 4. Volk Pictor Plus.....	7
Figura 5. Visualización de punto focal en una distancia f (la distancia focal) desde el centro de la lente.	8
Figura 6. Visualización del radio de curvatura.....	9
Figura 7. Estructura del ojo humano y fotorreceptores de la retina (conos y bastones)....	11
Figura 8. Sección horizontal del ojo derecho visto desde arriba. Los puntos cardinales (F , F' , H , H' , N y N') son los correspondientes al ojo relajado.	133
Figura 9. Oftalmoscopias de los fenotipos tratados. Retina sana, Retinopatía diabética, Degeneración Macular y Retinitis pigmentosa.	19
Figura 10. Simulación de fenotipos de degeneración retiniana. Mostrando visión normal, Retinopatía diabética, Degeneración Macular y Retinitis pigmentosa.	20
Figura 11. Lente para oftalmoscopia indirecta con poder de 20D.....	28
Figura 12. Estudio de topografía para lente de 20D.....	29
Figura 13.Estructura impresa en 3D para fijar la lente y el Smartphone.....	30
Figura 14. Estructura inicial compuesta por tres piezas que tiene como objetivo el enfoque en la distancia entre la cámara del Smartphone y la lente. a) piezas separadas y b) piezas ensambladas.....	31
Figura 15. Tubo principal.....	31
Figura 16. Seguro para lente. a) piezas separadas y b) piezas ensambladas.....	32
Figura 17. Adaptador universal para Smartphone para trabajar con equipos ópticos.	33
Figura 18. Fotografía de todas las piezas ensambladas con la lente oftalmoscópica.	33

Figura 19. Lente oftalmoscópica de 20 dioptrías empleada para la experimentación del prototipo.	34
Figura 20. Anillo de 24 LEDs RGB, de marca Adafruit.	36
Figura 21. Adafruit Feather nRF52 Bluefruit.	37
Figura 22. Modelo reducido del ojo humano.	39
Figura 23. Modelo óptico del sistema.	40
Figura 24. Mapa de iluminación ideal.	41
Figura 25. Detección de esquinas y características de imágenes.	45
Figura 26. Visualización de las propiedades extrínsecas del sistema.	46
Figura 27. Esquema de la metodología empleada para realizar la reconstrucción final de las imágenes.	49
Figura 28. De izquierda a derecha: gaussiana original y sus filtros de segundo orden en dirección y, dirección xy y el resultado del filtro de aproximación.	51
Figura 29. Correspondencias posibles en SURF de acuerdo al signo.	52
Figura 30. Tipos de clases distinguidas en kNN.	53
Figura 31. Vistas del sistema opto-mecánico con Smartphone, Lente y Objetivo. Vista lateral, perspectiva y de la cámara.	56
Figura 32. Modelo físico “simple” del ojo humano.	57
Figura 33. Simulación física del sistema. Vista lateral, perspectiva y de la cámara.	58
Figura 34. Resultados de pruebas con modelo físico del ojo “reducido”.	58
Figura 35. Resultados de pruebas con pacientes antes del procesamiento.	60
Figura 36. Correspondencia entre características antes de aplicar RANSAC.	63
Figura 37. Correspondencia entre características después de aplicar RANSAC.	64
Figura 38. Resultado de la reconstrucción de la superficie.	62

PALABRAS CLAVE

MULTIVISIÓN.

RECONSTRUCCIÓN DE SUPERFICIE.

SMARTPHONE: Teléfono inteligente.

ABREVIATURAS

AMD: Degeneración macular relacionado a la edad.

FOV: Campo de visión (del inglés Field of View).

ISO: Organización Internacional de Normalización (del inglés International Organization for Standardization)

LED: Diodo emisor de luz (del inglés Light-Emitting-Diode).

RD: Retinopatía diabética.

RGB: Modelo del Color Rojo, Verde y Azul (del inglés, Red, Green and Blue).

RP: Retinitis pigmentosa.

STITCHING: Método de cosido de imágenes.

kNN: k- Vecinos más cercanos (del inglés, k-Nearest Neighbors).

SURF: Del inglés "Speeded Up Robust Features"

RANSAC: Consenso de muestras aleatorias (del inglés Random Sample Consensus)

Página en blanco intencionalmente.



I. INTRODUCCIÓN

La disponibilidad de una amplia gama de teléfonos inteligentes, su creciente uso y los rápidos avances tecnológicos para capturar y transmitir imágenes, han dado lugar a la posibilidad de que los éstos sean empleados como dispositivos para adquisición de imágenes médicas [1] [2].

Los teléfonos inteligentes pueden usarse en la práctica de la oftalmología para tomar fotografías de ojos, imágenes de lámpara de hendidura del segmento anterior y del fondo del ojo a través de una lente oftalmoscópica auxiliar [3]. Las imágenes del fondo de ojo permiten el diagnóstico y seguimiento de diversas patologías oftalmológicas, en las que destacan la retinopatía diabética, degeneración macular y glaucoma, que tienen un mayor índice de ocurrencia en México.

En el presente trabajo se presenta la situación actual, la contribución de este trabajo y los problemas a resolver, resaltando la importancia de realizar un prototipo que sea portable y económico para reconstruir la superficie del fondo del ojo humano. En resumen, a partir de imágenes capturadas y mediante el uso de técnicas de procesamiento digital de señales y visión por computadora, se pretende recuperar la superficie del volumen interior del globo ocular que no se encuentra visible en primera instancia.

Para tener imágenes de alta calidad del fondo del ojo, en la práctica de la oftalmología, se requiere combinar un sistema óptico con una lente y una fuente de iluminación apropiada; y finalmente realizar un procesamiento digital de las imágenes. Lo que hace que estos dispositivos tengan actualmente un costo elevado y la mayoría son poco prácticos para transportar.

Se presentan los pasos para realizar lo anterior, mismos que serán descritos con mayor detalle en capítulos posteriores:

1. Modelado de la distorsión radial introducida por el sistema de lentes de la cámara, para su corrección en las imágenes de entrada al proceso de reconstrucción.



2. Estimación de los parámetros intrínsecos y extrínsecos de la cámara.
3. Detección de puntos característicos.
5. Eliminación de valores atípicos (outliers) de las correspondencias encontradas.
6. Calcular la posición del punto en el espacio para cada par de puntos en correspondencia.
8. Representar la superficie del fondo de ojo.

El sistema de costura de imágenes tiene dos o más imágenes como entrada y la salida será una imagen unida. El proceso de costura de la imagen se puede dividir en cinco subprocesos que se mencionan a continuación:

- Detección de características. Este paso obtiene las imágenes de entrada y se extraen las características de las imágenes. Los puntos de características (también llamados key points) en la imagen se identifican utilizando uno de los métodos de detección de esquinas. El concepto de detección de esquinas se tratará en la sección 5.2. Cada punto de características tendrá un descriptor único que se utiliza para la coincidencia de características.
- Coincidencia de funciones. Después de obtener una serie de puntos de función en las imágenes, el siguiente paso es hacer coincidir los puntos de función. Los puntos similares en las imágenes se identifican utilizando una de las técnicas de comparación de características.
El paso de correspondencia de puntos de características proporciona los mejores pares de puntos coincidentes entre las imágenes que se utilizan para la estimación de los parámetros de movimiento.
- Estimación del movimiento. En base a los puntos coincidentes, estimamos los parámetros del movimiento (como los parámetros de transformación, rotación o escala). Para estimar los parámetros de movimiento, necesitamos verdaderos puntos emparejados. Los puntos de coincidencia falsos dan parámetros de movimiento incorrectos que producen una alineación incorrecta. Creamos un modelo matemático con los parámetros de movimiento, y se selecciona el mejor



modelo que representa la mayoría de los puntos emparejados (RANSAC) o da el valor de error mínimo (LMS).

- Transformación. Después de estimar los parámetros de movimiento, el siguiente paso es transformar la imagen. La transformación incluye traslación, rotación, escalado o transformación de perspectiva, después de la transformación, obtenemos la imagen alineada con áreas superpuestas que se encuentran en la misma ubicación de la imagen compuesta.
- Blending. Este es el paso final del cosido de la imagen. Si las áreas superpuestas no son exactas, obtenemos líneas visibles (costuras) en la imagen compuesta. Por lo tanto, utilizamos técnicas de mezcla para eliminar esas discontinuidades. Las técnicas son discutidas en el apartado 5.

Para el desarrollo del Sistema óptico se empleó una estructura impresa en 3D, la cual mantiene una lente oftalmológica unida al Smartphone. Seleccionando esta lente de acuerdo a una relación coherente entre calidad y costo de los componentes. Siendo el factor principal el uso de la cámara de un Smartphone, no obstante, se considera el análisis de los posibles daños por causa de la fuente de luz y las reflexiones causadas por el humor vítreo.

1.1 ANTECEDENTES Y TRABAJO RELACIONADO

En 1851 Von Helmholtz, da a conocer el oftalmoscopio directo, que empleando una lente reflejante y lentes cóncavas, aporta la posibilidad de visualizar las estructuras del fondo de ojo y de estudiar las distintas condiciones normales y anormales que involucran al vítreo, la retina y el nervio óptico que anteriormente habían estado ocultas hasta entonces[4]. Años después, en 1926, se agregó al equipo de diagnóstico del oftalmólogo la capacidad de obtener fotografías del fondo de ojo, teniendo así la oportunidad de documentar las distintas enfermedades y compartirlas con otros médicos, mejorando así la comprensión y la enseñanza de las enfermedades vitreoretinianas [5]. Durante muchos años, las imágenes que se podían obtener abarcaban de 30 a 50 grados del fondo, de tal forma que para poder obtener un panorama que abarcara más allá de las arcadas vasculares, se requería tomar

fotografías con el ojo volteando en distintas posiciones, y posteriormente hacer una composición o collage con todas las fotos para así tener una visión más amplia de la retina, con un campo de visión de aproximadamente 75 grados [6] [8].

1.1.1 Oftalmoscopia directa e indirecta

Una cámara de fondo es un dispositivo basado en los principios de la oftalmoscopia indirecta y para que permita un campo de visión (FOV) considerable, se requiere una dilatación (Figura 1). La dilatación de pupila generalmente se logra mediante el uso de agentes midriáticos que pueden ser incómodos para el paciente.

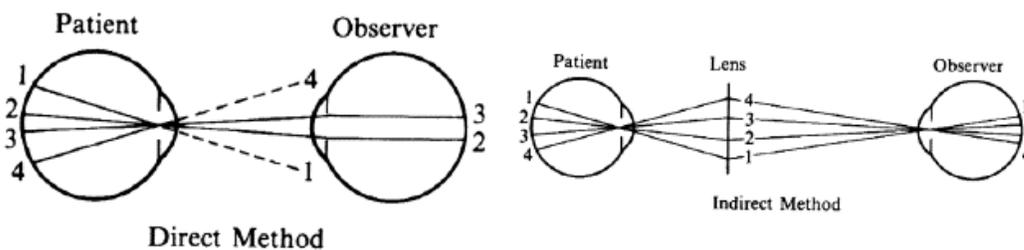


Figura 1. Comparación entre los métodos de oftalmoscopia directa e indirecta. Como puede verse, el uso de una lente entre el observador y el paciente el campo de visión se puede aumentar.

Algunos ejemplos de productos en el mercado, con la similitud de emplear un Smartphone como base para la adquisición de imágenes y con una lente auxiliar se revisan a continuación:

1.1.2 Sistema de imagen de retina portátil D-Eye

El D-EYE es un sistema acoplado a un teléfono inteligente que permite un ojo común pruebas de detección, brindando información sobre posibles enfermedades oculares y capturando imágenes para evaluación futura de la condición médica de cada paciente. Las características permitidas son:

- Campo de visión hasta 20° con dilatación de la pupila;



- Campo de visión hasta 6° sin dilatación de la pupila;
- Portátil, no requiere energía externa ni fuente de luz;
- Ergonómico;
- Elimina reflejos corneales;
- Almacenar el historial del paciente en un archivo;
- Permite la revisión de imágenes previas y posteriores al tratamiento;
- Compartir imágenes;
- Compatible con todas las versiones del Iphone después del Iphone 5.



Figura 2. Imagen del Oftalmoscopio D-EYE acoplado a un Iphone.

Aunque el sistema D-EYE es ergonómico y tiene una gran facilidad de uso, tiene una gran brecha, como se mencionó anteriormente, presente en todos los oftalmoscopios. Un FOV aceptable es solo obtenible mediante el uso de agentes midriáticos. En términos prácticos, permite el diagnóstico de la retinopatía diabética solo en etapas avanzadas.

1.1.3 Volk InView - Cámara Iphone

El Volk iNview (Figura 3) es una cámara de fondo conectada a un teléfono inteligente que permite la adquisición de imágenes retinianas. La aplicación de descarga gratuita permite una automática captura de imágenes durante una consulta, seleccionando las imágenes más enfocadas y definidas para una rápida adquisición. La aplicación es segura ya que está



encriptada con una contraseña, asegurando, incluso en caso de pérdida o robo del Iphone, la confidencialidad de las imágenes.

Características:

- Aplicación de teléfono inteligente gratuita;
- Resolución de 1 megapíxel con un FOV estático de 50 °;
- Imágenes dinámicas de 80 ° de la periferia de la retina;
- Modos de adquisición manual y automática;
- Requiere una pupila de 5 mm;
- Almacenar y cargar desde el Iphone a la computadora;
- Compatible con las versiones 5S / 6 / 6S del Iphone y con Ipod Touch (Gen6);
- Compatible con todas las versiones del Iphone desde el Iphone 5.



Figura 3. Imagen del Volk Inview.

1.1.4 Volk Pictor Plus

Pictor Plus es un sistema portátil que permite una adquisición no midriática de alta resolución en ambientes brillantes y oscuros. Estas características permiten realización de seguimiento posterior al tratamiento y diagnóstico preciso. Además de módulo retinal, responsable de la imagen del fondo de ojo, hay un módulo anterior que permite la formación de imágenes del segmento anterior del ojo, un módulo de angiografía de fluorescencia que



permite una visualización altamente definida en todo el angiograma, un módulo otoscópico que permite el examen del sistema auditivo y un módulo dermatoscópico.

- Portátil (pesa 0,45 kg);
- Carga de imágenes a cualquier computadora personal o dispositivo móvil;
- Campo de visión de 40 ° en el módulo Retina;
- Posee 9 puntos de fijación para obtener imágenes de varias áreas retinianas;
- No es necesario el uso de un midriático;
- Posibilidad de imágenes sin rojo;
- Modos de adquisición manual y automática;
- Módulo de angiografía.



Figura 4. Volk Pictor Plus

1.1.4 Lentes doble esféricas

Las lentes se forman a partir de superficies esféricas y la mayoría de las veces están hechas de vidrio o plástico:

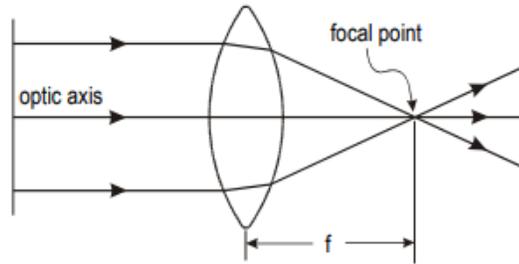


Figura 5. La lente doble esférica enfoca los rayos de luz paralelos a un punto. El punto focal es una distancia f (la distancia focal) desde el centro de la lente.

La lente convexa ilustrada en la Figura 6, tiene superficies esféricas que abultan la superficie exterior de la lente y se vuelven menos curvadas (es decir, su radio R aumenta), la distancia focal se vuelve más grande.

Aunque el efecto de la curvatura de la lente en la distancia focal se ha ilustrado con lentes convexas, el mismo principio se aplica a las lentes cóncavas: como el radio de curvatura aumenta, los rayos que salen de la lente divergen menos y, por consiguiente, la distancia focal es más grande.

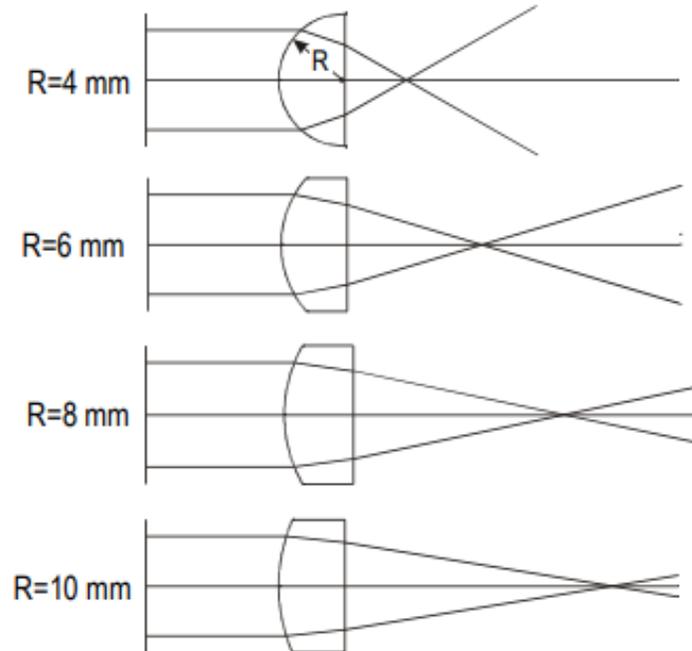


Figura 6. A medida que aumenta el radio de curvatura de una lente, la lente la superficie se vuelve menos curva, los ángulos de refracción son menores y la distancia focal aumenta.

La potencia de una lente es una indicación de cómo "fuertemente" refracta (dobla) los rayos de luz entrantes. La potencia, P, es igual a uno sobre la distancia focal en metros y tiene unidades de Dioptrías (D).

$$P(\text{dioptrías}) = \frac{1}{f(m)}$$

La distancia focal es positiva (+) para lentes convexas y negativa (-) para lentes cóncavas. Así, la potencia de una lente cóncava es negativa y la de una lente convexa positiva, desde el centro.

El eje óptico de la lente es una línea perpendicular a las superficies de la lente que atraviesa el centro de la lente. Los rayos paralelos de luz que inciden en la lente convexa se refractan,



lo que hace que los rayos converjan y crucen el eje óptico en un punto, el punto focal. Por lo tanto, una lente convexa enfoca la luz entrante hacia el punto focal. La distancia desde la lente hasta el punto focal se denomina "distancia focal". Se puede apreciar cómo funciona una lente cóncava utilizando las ideas de refracción que se mencionaron anteriormente. Cada rayo paralelo forma un ángulo ligeramente diferente con la superficie frontal de la lente. Los rayos en los bordes forman un gran ángulo, mientras que los que están cerca del centro forman ángulos más pequeños. En consecuencia, los rayos cerca de los bordes de la lente se refractan más que los que están cerca del eje óptico. Un rayo que viaja a lo largo del eje óptico no se refracta en absoluto porque forma un ángulo de 0° con la superficie de la lente.

1.2 ANATOMÍA DEL OJO HUMANO

El ojo humano es un sistema óptico positivo o convergente que forma una imagen invertida del mundo externo sobre la capa sensible de la retina, situada al fondo del globo ocular. La estructura del ojo humano se muestra en la figura 7. En la parte anterior de la capa externa llamada esclera se diferencia la córnea, de mayor curvatura que el resto del globo ocular y a través de la cual entra la luz. La cornea es transparente y aproximadamente esférica con un radio de curvatura de aproximadamente 8 mm. La esclera es un tejido fibroso denso, blanco y opaco que tiene una función principalmente protectora y es casi esférica con un radio de curvatura aproximado de 12 a 13 mm [8].

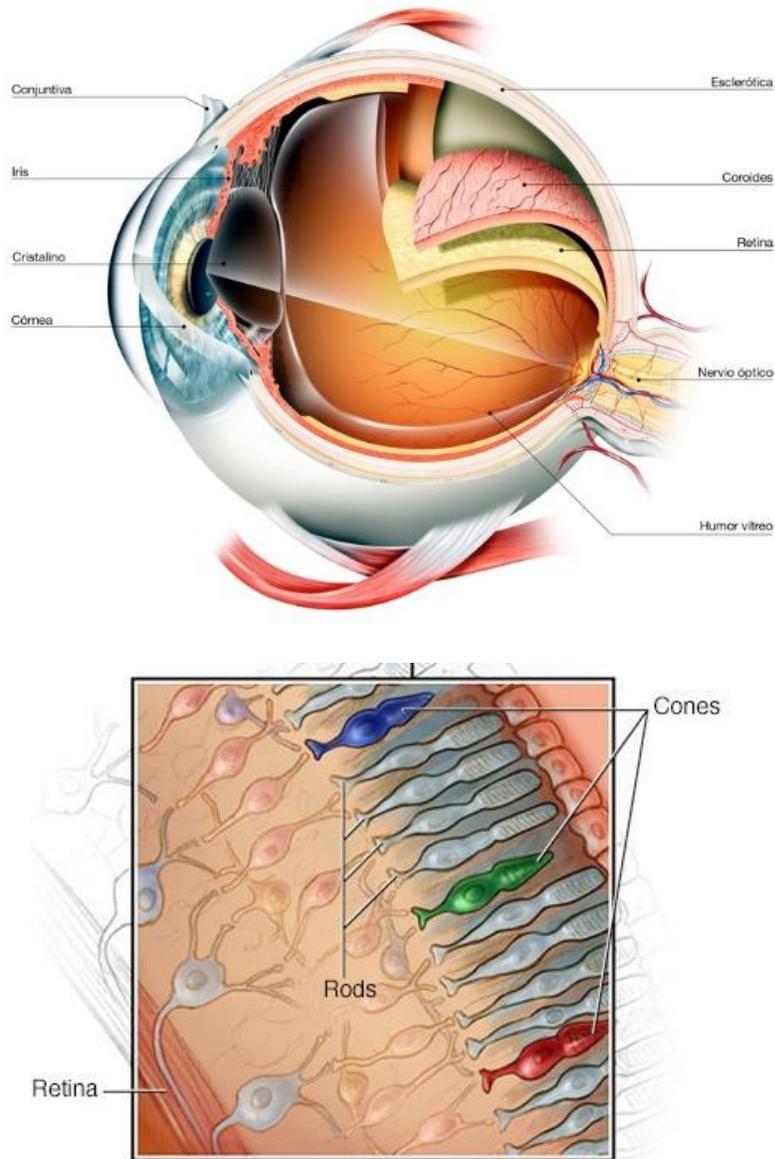


Figura 7. Estructura del ojo humano y fotorreceptores de la retina (conos y bastones).

Se comprende muy bien el funcionamiento del ojo cuando lo comparamos con una cámara fotográfica. Hacer correctamente una foto implica que el objeto a fotografiar sea encuadrado y enfocado adecuadamente y que las lentes se encuentren limpias para que la imagen se enfoque en su parte posterior, bien en la película o en el sensor digital. Igualmente, el proceso de ver pasa por que fijemos la vista, enfoquemos un objeto y que su imagen



atraviase todas las estructuras y lentes transparentes del ojo, formando la imagen en el fondo del ojo, en la retina.

La capa media del ojo es la úvea en la que se diferencian el iris en la parte anterior, la coroides en la parte posterior, y el cuerpo ciliar en la parte intermedia. El iris tiene una importante función óptica al regular el tamaño de su apertura, el cuerpo ciliar es importante para el proceso de la acomodación, y tanto el cuerpo ciliar como la coroides intervienen en importantes procesos vegetativos. La capa más interna del ojo es la retina, que es una extensión del sistema nervioso central y está conectada con el cerebro por el nervio óptico. El interior del ojo está dividido en tres compartimentos:

- 1- La cámara anterior, entre la córnea y el iris, que contiene el humor acuoso.
- 2- La cámara posterior, entre el iris, el cuerpo ciliar y el cristalino, que contiene el humor acuoso.
- 3- La cámara vítrea, entre el cristalino y la retina, que contiene una masa gelatinosa transparente e incolora llamada humor vítreo o cuerpo vítreo.

Además, es de señalar que el ojo rota en su cavidad orbitaria gracias a la acción de seis músculos extrínsecos.

En el ojo los principios de formación de la imagen son los mismos que los de un sistema óptico convencional. La luz entra en el ojo a través de la córnea, para ser enfocada en la retina después de la refracción en la córnea, el elemento refractivo de mayor potencia, y la lente del cristalino. La luz se refracta de forma muy acentuada en la superficie corneal anterior debido a que la parte esférica central tiene una curvatura muy acentuada y a que existe una gran diferencia entre los índices de refracción del aire (1) y de la córnea (1,376). Sin embargo, la refracción en la cara posterior de la córnea es muy poco significativa debido a que el índice refractivo de la sustancia corneal es prácticamente igual al del humor acuoso. A continuación, la luz se vuelve a refractar otra vez cuando alcanza la cara anterior y posterior del cristalino. En este caso, el índice de refracción de la sustancia del cristalino es significativamente más alto que el de los humores acuoso y vítreo, pero las diferencias en las interfaces no son tan acusadas como la existente entre la córnea y el aire y por lo

tanto la potencia refractiva es menor. Se deduce que la mayor parte de la refracción ocular tiene lugar en la superficie anterior de la córnea, cuyo poder refractivo (unas 40-45 D) es más del doble del que posee el cristalino (alrededor de 20 D). Sin embargo, una característica muy importante del cristalino es que su potencia puede cambiar cuando el ojo necesita acomodar a diferentes distancias. Este proceso se llama acomodación y se debe a una alteración en la forma de la lente.

El diámetro del haz de luz incidente se controla mediante el iris, que forma el diafragma del ojo. La abertura en el iris se llama pupila. Como ocurre en todos los sistemas ópticos, el diafragma es un componente muy importante del sistema que afecta a un amplio rango de procesos ópticos.

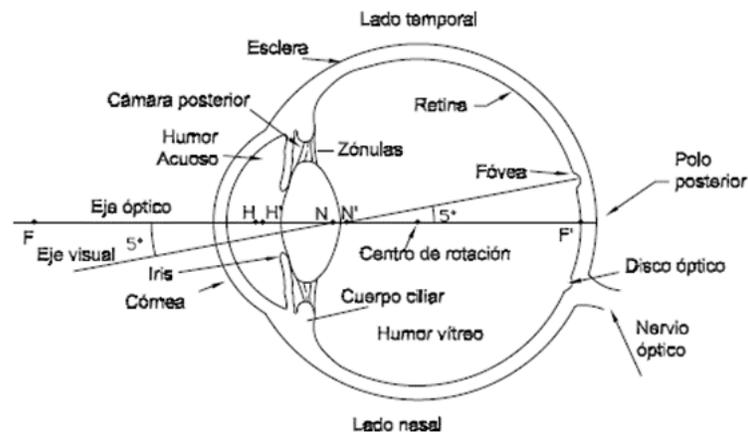


Figura 8. Sección horizontal del ojo derecho visto desde arriba. Los puntos cardinales (F , F' , H , H' , N y N') son los correspondientes al ojo relajado.

1.2.1 Potencia equivalente y distancias focales

En cualquier sistema óptico centrado con una determinada potencia equivalente, existen tres pares de puntos cardinales situados sobre el eje óptico, los puntos focales, los puntos principales y los puntos nodales. Las posiciones de estos puntos cardinales en el ojo dependen de su estructura y del nivel de acomodación. Para un ojo enfocado al infinito, las



posiciones aproximadas de estos puntos cardinales se muestran en la Figura 1.1. Estos puntos cardinales están definidos únicamente para la zona paraxial y son los siguientes:

- 1- Puntos focales (F y F'). La luz procedente del foco objeto emerge, después de la refracción en el ojo, paralela al eje óptico. Los rayos procedentes de una distancia infinita que inciden en el ojo paralelos al eje óptico pasan todos ellos por el punto focal imagen F'.
- 2- Puntos principales (H y H'). Son puntos conjugados (uno imagen del otro), cuyo aumento lateral es +1. Es decir, si se situara un objeto en uno de estos puntos, se formaría una imagen derecha del mismo tamaño en el otro punto.
- 3- Puntos nodales (N y N'). También son puntos conjugados sobre el eje para los cuales el aumento angular es la unidad positiva

Tienen la propiedad de que todo rayo que entra en el sistema por el punto nodal objeto, formando con el eje un ángulo u , sale del sistema pasando por el punto nodal imagen N', formando con el eje un ángulo u' igual a u . Este rayo se conoce como rayo nodal, y cuando el punto fuera del eje es el punto de fijación, el rayo se puede llamar eje visual.

Una de las propiedades más importantes de cualquier sistema óptico es su potencia equivalente. Esta es una medida de la habilidad del sistema para inclinar o desviar los rayos de luz. Cuanto más alta sea la potencia del sistema mayor es la habilidad para desviar los rayos. La potencia equivalente de un sistema óptico se denomina por el símbolo F. La potencia equivalente del ojo está relacionada con las distancias entre los puntos focales y principales mediante la ecuación

$$F = \frac{n'}{H'F'} = - \frac{n}{HF}$$

donde n' es el índice refractivo en la cámara vítrea. La potencia promedio del ojo adulto es de aproximadamente 60 D, pero los valores varían bastante de un ojo a otro.

En el ojo se sitúan un determinado número de ejes. La figura 8 muestra dos de estos: el eje óptico y el eje visual. El eje óptico se define generalmente como la línea que une los centros



de curvatura de las superficies refractivas. Sin embargo, el ojo no tiene una simetría de rotación perfecta, y por lo tanto incluso si las cuatro superficies refractoras tuvieran simetría rotacional, los cuatro centros de curvatura no serían colineales. Así, en el caso del ojo, se define el eje óptico como la línea que más se ajusta a través de estos puntos no colineales. El eje visual se define como la línea que une el objeto de fijación o interés y la fóvea, y que pasa a través de los puntos nodales.

1.2.2 La córnea

La córnea, de mayor curvatura que el globo ocular, es una estructura altamente transparente en forma de menisco. Una capa muy fina de fluido lacrimal cubre normalmente la superficie anterior, pero es demasiado fina para Vista de frente, la córnea tiene un diámetro alrededor de 12 mm, ligeramente más pequeño verticalmente que horizontalmente. El radio medio de la superficie corneal anterior es de aproximadamente 7,7 mm, estando los valores de la parte central comprendidos entre 7 y 8,6 mm.

En casi el 84% de todos los ojos, el radio está entre 7,5 y 8,2 mm. Los diferentes procedimientos de medida del radio de curvatura se basan en el principio de considerar la córnea como un espejo esférico convexo. Existen métodos fotográficos que miden el radio a través de la fotografía de la imagen corneal de un objeto de forma y tamaño conocidos, y métodos que miden directamente el tamaño de la imagen corneal que se forma por reflexión sobre la superficie anterior de la córnea de un objeto de dimensiones conocidas.

El radio de curvatura de la superficie posterior de la córnea tiene un valor medio de aproximadamente 6,8 mm, menor que el de la cara anterior, lo que determina que la córnea tenga una forma de menisco cóncavo donde los bordes son más gruesos que el centro. El espesor central tiene valores entre 0,5 y 0,6 mm y el espesor periférico alrededor de 0,7mm.

En cuanto al índice de refracción, cada capa de la córnea tiene su propio índice de refracción, pero puesto que el estroma es la capa más gruesa, su índice de refracción es el



que predomina, éste se sitúa entre 1,36 y 1,38 un valor intermedio entre el colágeno (1,55) y la sustancia fundamental (1,34). Para las lágrimas se considera un índice de 1,336.

1.2.3 El iris y la pupila

El borde libre del iris está situado casi tangencialmente a la primera superficie del cristalino, su función es regular la cantidad de luz que pasa hacia la retina a través de la pupila. Ésta es una abertura central circular que varía de diámetro en función del nivel de iluminación pasando desde 2-3 mm con luz brillante hasta alrededor de 8 mm en condiciones de oscuridad. Aun considerando situaciones de idéntica iluminación existen importantes variaciones individuales en los diámetros pupilares. Así, alrededor de los 25 años el diámetro puede estar entre 3 mm y 6 mm en el ojo adaptado a la luz. El tamaño de la pupila disminuye conforme aumenta la edad. Para el ojo adaptado a la luz se pueden considerar diámetros típicos de 4,8 mm a los 10 años, 4,0 mm a los 45, y 3,4 mm a los 80 años. Para el ojo en la oscuridad total los diámetros más frecuentes son, 7,6 mm a los 10 años, 6,2 mm a los 45, y 5,2 mm a los 80 años.

1.2.3 La lente del cristalino

El cristalino, que está contenido en una cápsula elástica, es una lente biconvexa de potencia dióptrica variable que puede enfocar a diferentes distancias gracias al mecanismo de la acomodación y cuya característica principal es su heterogeneidad física y óptica. La superficie anterior está en contacto con la cara posterior del iris y está bañada por el humor acuoso, mientras que la superficie posterior está en contacto con el humor vítreo, un gel transparente que ocupa el segmento posterior del ojo y cuyo índice refractivo se puede considerar igual al del humor acuoso 1,336.

La cápsula del cristalino juega un importante papel en el proceso de acomodación. Los ligamentos suspensorios de la zónula de Zinn, que se extienden desde la periferia de la cápsula elástica que rodea el cristalino hasta el cuerpo ciliar, sostienen la lente y controlan la curvatura de sus superficies a través de las variaciones en la tensión de la zónula



producidas por la acción del músculo ciliar. Este proceso origina un cambio en la potencia equivalente del cristalino y por lo tanto en la potencia ocular, permitiendo al ojo enfocar objetos a diferentes distancias

1.2.4 La retina

La retina se extiende sobre la superficie interna de la parte posterior del globo ocular hasta casi el cuerpo ciliar, internamente está en contacto con el cuerpo vítreo y externamente con la coroides. Su estructura es muy compleja tanto anatómica como funcionalmente ya que se trata de una prolongación del sistema nervioso central donde comienza el proceso de análisis de la información luminosa. La retina contiene dos tipos de fotorreceptores, bastones y conos, que constituyen dos sistemas distintos que operan a diferentes niveles de luminancia. Los conos son responsables de la visión diurna y los bastones funcionan con la débil luz que está presente en el crepúsculo y en la oscuridad.

La parte central de la retina, llamada mácula lútea, se distingue por la presencia de un pigmento carotenoide amarillo no fotolábil y por tener mayor densidad de conos que la retina periférica. Esta zona macular tiene un diámetro de 5,5 mm y en su centro existe una depresión o fovea aproximadamente circular de 1,5 mm de diámetro (5° subtendidos en el punto nodal imagen) con un área central de mayor sensibilidad para la percepción de los detalles, la foveola, poblada solamente por conos muy finos. Cuando los dos ojos dirigen la mirada hacia un objeto su imagen se sitúa sobre cada una de las foveas. La zona de la retina de entrada del nervio óptico se llama disco óptico. En ella no hay conos ni bastones y por lo tanto representa un punto ciego en el campo visual del sujeto.

Desde un punto de vista óptico, la retina es la pantalla sobre la que se forma la imagen. Se puede considerar como parte de una superficie esférica cóncava con un radio de curvatura alrededor de -12 mm. Esta curvatura se aproxima a las condiciones ópticas ideales para obtener una mayor eficacia de la visión periférica.

Cuando comparamos la retina central con la retina periférica encontramos que la zona de la fovea es considerablemente más gruesa que la retina periférica. Esto se debe a que en



la fovea se encuentran densamente empaquetados gran cantidad de fotorreceptores (sobre todo conos), lo cual hace que incluso se desplacen lateralmente hacia fuera sus células bipolares y ganglionares asociadas. En la porción central de la retina existen sobre todo conos, mientras que en la retina periférica predominan los bastones. La nuclear externa, donde se encuentran los cuerpos celulares de los conos y bastones presenta un espesor semejante en toda la retina. Sin embargo, en la retina periférica el número de cuerpos de bastones es muy superior al de los conos, y lo opuesto ocurre a nivel de la retina central. A nivel de la retina central los conos presentan unos axones oblicuos que se encuentran desplazados lateralmente respecto a sus pedículos sinápticos a nivel de la plexiforme externa.

La región periférica de la retina detecta movimientos bruscos sin percibir detalles pues los bastones (contienen rodopsina) son responsables de la visión en condiciones de baja luminosidad, presentando un pico de mayor sensibilidad hacia la longitud de onda de los 500 nm (luz verde azulada). El área central está especializada en la actividad visual pues los conos son la base de la percepción del color. Estos contienen tres tipos diferentes, una con mayor sensibilidad para las longitudes de onda largas (luz roja), otra que es sensible a las longitudes de onda medias (luz verde) y otra con mayor sensibilidad a las longitudes de onda cortas (luz azul).

Los vasos sanguíneos de la retina son los vasos que nutren la capa de la retina, entran al globo ocular a través del nervio óptico.

1.3 PROBLEMAS DE VISTA ASOCIADAS AL SISTEMA

Las enfermedades degenerativas son una causa significativa de la pérdida de visión o ceguera completa en el globo. La principal enfermedad en México es la retinopatía diabética, seguidas por la degeneración macular y glaucoma [9]. Se describen éstas y se añade la retinitis pigmentosa como parte del estudio.

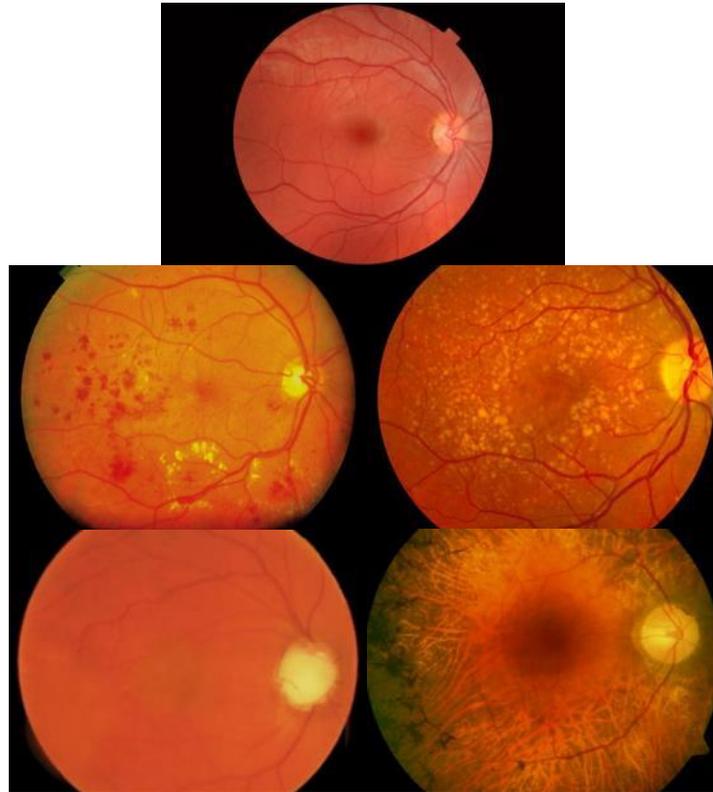


Figura 9. Oftalmoscopias de los fenotipos tratados. Retina sana, Retinopatía diabética, Degeneración Macular y Retinitis pigmentosa. <http://drfarahlakhani.com/eye-health/retinal-pictures/>



Figura 10. Simulación de fenotipos de degeneración retiniana. Mostrando visión normal, Retinopatía diabética, Degeneración Macular y Retinitis pigmentosa. <https://nei.nih.gov/health/examples>.

1.3.1 Retinopatía diabética (RD)

La retinopatía diabética es una consecuencia micro vascular de la diabetes, que se caracteriza por la pérdida de pericitos y una oclusión capilar progresiva que ocurre principalmente sin síntomas. La oclusión capilar puede conducir a la isquemia retinal y a la descomposición de la barrera sangre-retina. A medida que avanza la Retinopatía Diabética (RD), el riesgo de la ceguera aumenta. Además, los pacientes con RD tienen mayores posibilidades de contraer enfermedad coronaria, accidente cerebrovascular, nefropatía diabética o amputaciones. El mayor los factores de riesgo son la existencia de diabetes mellitus, control glucémico deficiente e hipertensión.



Además de un estricto control sistémico de la glucemia, los lípidos, el colesterol y la presión arterial niveles, el examen oftalmológico de rutina tiene un papel vital en la identificación temprana de la retinopatía diabética, lo que facilita el tratamiento de la enfermedad en una etapa inicial [10]

1.3.2. Degeneración macular (AMD)

Es una enfermedad de inicio tardío que causa daño permanente a las células fotorreceptoras en la mácula, lo que lleva a la pérdida de la visión central. Los primeros signos de pérdida de visión por AMD incluyen áreas oscuras en la visión central y visión anormalmente borrosa o distorsionada. Se desarrolla como seco (no neovascular) o húmedo (neovascular, exudativo). En la forma seca (no exudativa), los desechos celulares llamados drusas se acumulan entre la retina y la corioide y al hacerlo deterioran la función de los fotorreceptores. En la forma húmeda (exudativa), los vasos sanguíneos crecen desde la corioide hacia el espacio sub-retinal, lo que conduce a un desprendimiento de la retina. La forma seca es más común que la forma húmeda con aproximadamente 85 a 90% de los pacientes diagnosticados con AMD seca. Sin embargo, la forma húmeda es más severa. La DMAE generalmente ocurre en personas mayores de 50 años y representa aproximadamente el 50% de la ceguera registrada en Europa occidental y América del Norte [11].

1.3.3. Glaucoma

El glaucoma se caracteriza por la muerte progresiva de células ganglionares de la retina que conduce a la pérdida del campo visual que puede progresar a ceguera a largo plazo. El glaucoma se puede dividir aproximadamente en dos categorías principales: glaucoma de "ángulo abierto" y "ángulo cerrado". El ángulo se refiere al área entre el iris y la córnea a través de la cual debe fluir el humor acuoso para salir del ojo a través de la red trabecular. El glaucoma de ángulo cerrado puede aparecer repentinamente y con frecuencia es



doloroso, la pérdida visual progresa rápidamente, pero la incomodidad a menudo lleva a los pacientes a buscar atención médica antes de que ocurra un daño permanente. El glaucoma de ángulo abierto tiende a progresar a un ritmo más lento y los pacientes pueden no notar que han perdido la visión hasta que la enfermedad ha progresado significativamente. El glaucoma es una de las principales causas de pérdida de visión irreversible en todo el mundo. [12]

1.3.4. Retinitis Pigmentosa (RP)

RP es un grupo de afecciones oculares genéticas que causan distrofia en la retina progresiva y conducen a ceguera incurable. Las personas afectadas primero experimentan una adaptación oscura defectuosa o nictalopía (ceguera nocturna), seguida de la reducción del campo visual periférico (conocida como visión de túnel) y la pérdida de la visión central en el curso de la enfermedad. RP puede heredarse de manera autosómica dominante, autosómica recesiva o ligada a X. Afecta aproximadamente a 1 de cada 3000 personas y se han asociado unos 100 genes con el fenotipo RP [13]. La mayoría de estas mutaciones afectan directamente a los fotorreceptores e inducen procesos apoptóticos que conducen a una distrofia retiniana progresiva y, posteriormente, ceguera incurable.

1.4 MÉTODOS DE VISIÓN POR COMPUTADORA, SISTEMAS DE MULTITOMAS Y SISTEMAS DE COSIDO (STICHING)

La reconstrucción de modelos computacionales de un objeto a partir de múltiples imágenes, adquiridas desde diferentes puntos de vista, es de mucho interés en el área de la visión por computadora. Un gran número de aplicaciones requieren de una buena estimación de la forma y movimiento. Por ejemplo, en medicina, para modelar la forma y el movimiento de los órganos y tejidos, con el fin de estudiar estructuras anatómicas, texturas, diagnosticar enfermedades, planificar tratamientos o entrenar y supervisar una cirugía.



La metodología de costura de imágenes tiene sus raíces en la fotografía. Entre la década de 1980 y 1990, un número creciente de científicos estaba explorando formas de registrar automáticamente las imágenes obtenidas de una foto o cámara de video y generar mapas consistentes a nivel mundial con un amplio campo de visión. Se han publicado resúmenes completos por Szeliski [14], [15]. Las obras seminales en este campo incluyen el desarrollo del ajuste del paquete por Triggs et al. [16], el concepto para crear mosaicos de imágenes por Szeliski y Shum [17], técnicas de mosaico y superresolución de Capel y Zisserman [18], reconociendo panoramas En literatura más reciente de Snavely et al. [19] mostró cómo el mosaico y la reconstrucción tridimensional se puede aplicar a extremadamente desestructurado colecciones de fotografías.



II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En 2010, la Organización Mundial de la Salud estimó que 285 millones de personas en todo el mundo exhiben algún tipo de deterioro visual [20]. De las cuales, 39 millones son ciegos y, de ellos, el 80% puede ser evitado o curado. Sin embargo, el 90% de las personas ciegas viven en bajos ingresos países donde el factor limitante crítico en proporcionar tratamiento es el bajo número de practicantes oftalmólogos. De hecho, hay una relación inversa entre la prevalencia de la ceguera y el número de proveedores de atención oftálmica dentro de un alcance razonable. [21] En el proceso de diagnóstico de enfermedades oftalmológicas, el examen de la retina a través del ojo-pupila es el requisito clave [22].

La oftalmoscopia nos permite detectar aquellos pacientes que necesitarían una atención especializada. Idealmente, dicha evaluación debe ocurrir en la comunidad, optimizando la cantidad escasa de especialistas, para así minimizar las consultas innecesarias.

Los oftalmoscopios actuales se basan en diseños ópticos desarrollados en principios del siglo XX [23], y el nivel de habilidades especializadas requerido para su uso limita severamente su aplicabilidad por el personal no capacitado o practicantes que hacen un uso infrecuente. Como consecuencia, en los países de bajos ingresos la falta de personal calificado finalmente impacta en la entrega de los servicios de oftalmoscopia. Por lo tanto, esta propuesta de oftalmoscopia puede ser utilizado por personal con un entrenamiento mínimo.

2.1 MOTIVACIÓN

Los equipos o dispositivos empleados comúnmente para obtener imágenes de la retina, proporcionan imágenes de alta calidad, pero son costosas y requieren ser operadas por un experto. Además, en su mayoría, son sistemas grandes y delicados que dificulta su transporte, por lo que el paciente debe ser el que se traslade donde exista tanto el equipamiento como el experto para realizar un correcto diagnóstico. Por estas razones, es importante tener un dispositivo compacto, con una fuente de alimentación mínima e iluminación adecuada para la visualización del fondo de ojo con un campo de visión amplio.



Un oftalmoscopio es un dispositivo óptico no invasivo, que permite la observación de la retina. Actualmente, la toma de imágenes obtenidas por oftalmoscopia directa es posible con una cámara digital externa acoplada, los otros dispositivos mencionados anteriormente, continúan siendo costosos y no muestran ventajas en la manipulación y comprensión de las observaciones.

Para superar estas limitaciones, se pretende que la adquisición de imágenes de fondo de ojo se realice a través de un Smartphone, acoplado a una estructura que sostenga la lente oftalmoscópica, con ventajas en el manejo del dispositivo en diversos entornos clínicos, un ejemplo claro son comunidades rurales donde no se cuente con un oftalmoscopio o un experto que pueda interpretar las observaciones de manera inmediata.



III. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

El objetivo general de este trabajo es la implementación de un sistema portátil completo para la adquisición de imágenes de la retina del ojo humano desde imágenes obtenidas por un Smartphone y una lente doble esférica de 20 dioptrías, para la extracción de tomas efectivas (con información suficiente de la retina para el diagnóstico de enfermedades) y de puntos característicos, que nos facilitará implementar algoritmos para la reconstrucción de la superficie de la retina. Esto con el fin de reunir información para el estudio de propiedades de forma y textura del fondo de ojo, proporcionando una herramienta para su estudio a distancia (telemedicina). Para ello es necesario que el sistema empleado esté debidamente calibrado y obtener las propiedades extrínsecas que permita relacionar diferentes tomas, emplear técnicas de procesamiento de imágenes y clasificación por umbral para obtener las imágenes óptimas de la cámara de un Smartphone y, por último, se emplearán técnicas de cosido de imágenes para obtener la representación final de la superficie del fondo de ojo.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un prototipo impreso en 3D compacto para sostener una lente oftalmoscópica alineada con la cámara de un teléfono inteligente.
- Determinar que el daño por la luz emitida no sea un riesgo para la salud.
- Calibrar y estimar las propiedades intrínsecas del sistema.
- Implementar algoritmos matemáticos para detectar y realizar la correspondencia de puntos característicos en las imágenes adquiridas.
- Analizar la información obtenida para mejorar los métodos utilizados, ajustando parámetros de distancia, eliminación de valores atípicos y cambios al diseño



IV. EQUIPO

4.1 HARDWARE

Para el desarrollo y prueba de los algoritmos se utilizó:

- Computadora portátil con las siguientes características:
 - Sistema Operativo: Windows 10
 - Procesador: Intel® Core™ i5-6200U HQ (6M Cache, 2.4 GHz)
 - Memoria RAM: 8 GB
 - Disco duro: 1 TB
- Smartphone Android
 - Versión de Android: Lollipop 5.1
 - CPU: Ocho núcleos de 1.5GHz
 - Memoria RAM: 2 GB
 - Memoria: 16 GB
 - Cámara principal de 13 MP, Video Full HD (1080p) a 30 fps
- Adafruit Feather nRF52 Bluefruit. Tarjeta de desarrollo compatible con Arduino, Bluetooth de baja energía.
- Anillo de 24 LEDs.

4.2 SOFTWARE

En el desarrollo de este trabajo se utilizaron los siguientes recursos computacionales:

- Microsoft Visual Studio 2017. Entorno de desarrollo integrado, utilizado para la implementación en lenguaje C++ y la biblioteca de OpenCV versión 3.4.1.
- Android Studio 3.0.1. Entorno de desarrollo integrado para la plataforma Android.
- Autodesk 3DS Max. Software para modelado y animación 3D, utilizado para la edición de la estructura del prototipo.
- Solidworks. Software de diseño CAD 3D, análisis y gestión de objetos 3D. Para desarrollo y análisis del sistema óptico.



- Zemax 13. Programa de diseño óptico para realizar las simulaciones del comportamiento del sistema.
- Arduino IDE. Software de código abierto que facilita la escritura del código y lo carga en la tarjeta de desarrollo. Empleada para la escritura del control de la iluminación.

4.3 LENTE OFTALMOLÓGICA DOBLE ASFÉRICA DE 20 D

El campo de visión varía de acuerdo a la fuerza de concentrar la luz de la lente oftalmológica, medida en dioptrías. Las lentes con bajo nivel de poder, como 15-20 dioptrías nos brindan grandes aumentos, pero un campo de visión pequeño.



Figura 11. Lente para oftalmoscopia indirecta con poder de 20D.

El lente 20D es uno de los lentes más populares utilizados en la oftalmología actual. Estos lentes permiten a los facultativos obtener un campo visual muy amplio en casi cualquier situación. Es por eso que se decidió emplear esta lente nos permite tener un aumento grande y una versatilidad amplia.

Se realizó un estudio de tomografía a la lente proporcionada para el estudio, debido a que los fabricantes de ésta, no realizan especificaciones técnicas en cuanto al material y radio de curvatura. Por lo que se empleó el equipo El OPD-Scan, con esta estación de trabajo se puede estudiar: aberraciones, topografía y refracciones. Los resultados muestran que la lente no es completamente uniforme, pero se tomó una media de 8.3 dioptrías, para posteriores cálculos.

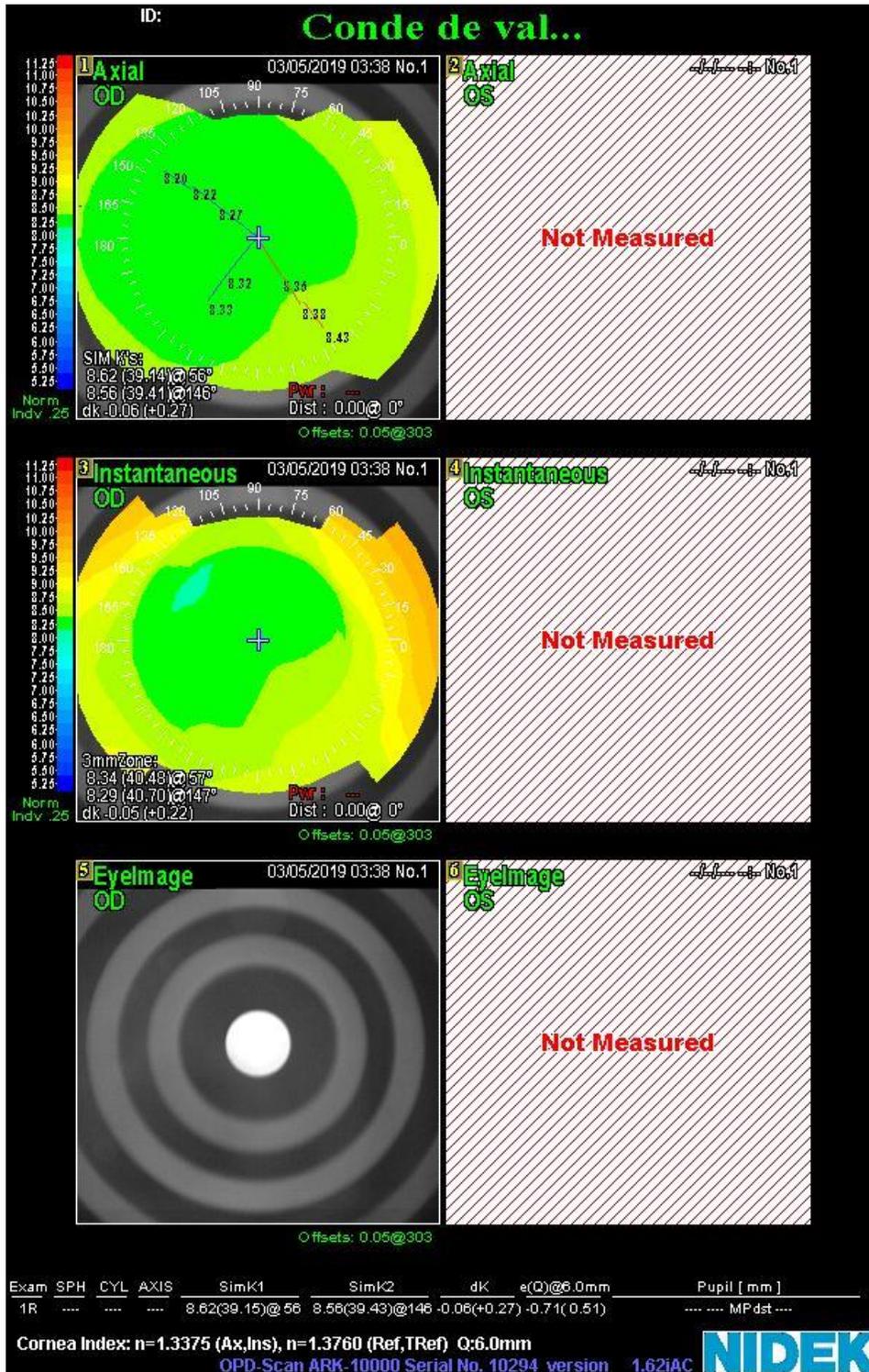


Figura 12. Estudio de topografía para lente de 20D.

4.4 ESTRUCTURA DEL PROTOTIPO IMPRESA EN 3D

La estructura de la izquierda nos permite fijar el Smartphone y ajustar el orificio de la estructura en el centro de la cámara, de esta manera se puede alinear el eje focal, con la estructura de color gris, que tiene al otro extremo un aditamento para fijar una lente oftalmológica con el tamaño estándar de 2 pulgadas incluyendo la montura original. Al final, se coloca un anillo de LEDs para obtener una fuente de iluminación uniforme.

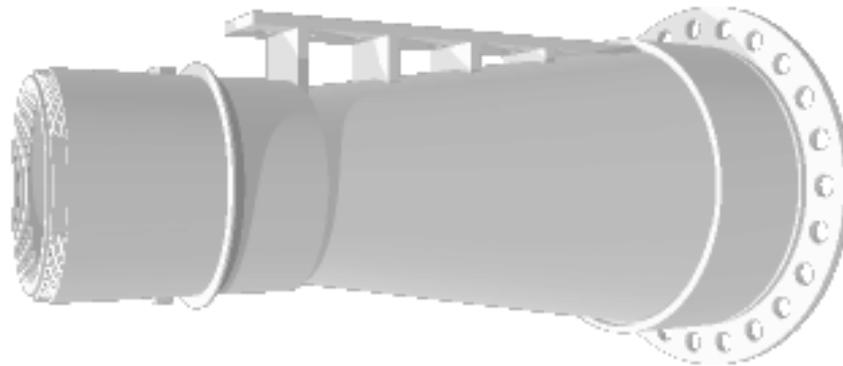


Figura 13. Estructura impresa en 3D para fijar la lente y el Smartphone.

La pieza está compuesta por 6 piezas ensambladas entre sí, 3 piezas sirven para tener un ajuste en la distancia, con ellas se puede modificar la longitud del dispositivo aproximadamente en 1.5 cm:

a)

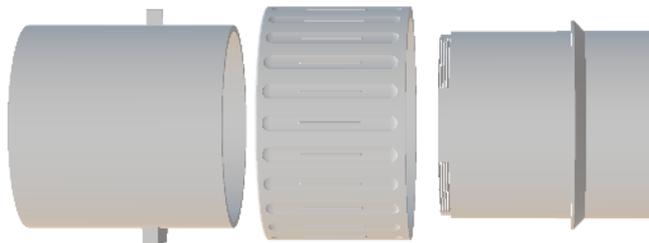


Figura 14. Estructura inicial compuesta por tres piezas que tiene como objetivo el enfoque en la distancia entre la cámara del Smartphone y la lente. a) piezas separadas y b) piezas ensambladas.

b)

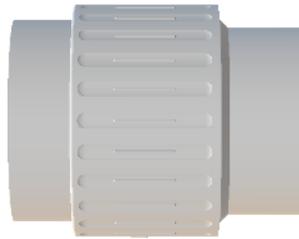


Figura 15 (Continuación). Estructura inicial compuesta por tres piezas que tiene como objetivo el enfoque en la distancia entre la cámara del Smartphone y la lente. a) piezas separadas y b) piezas ensambladas.

Un tubo de 10 cm de distancia que funge como la estructura principal, para sostener en el otro extremo la lente.

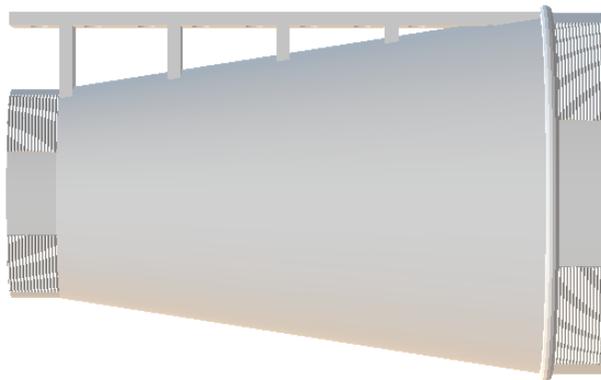


Figura 16. Tubo principal.

Las dos piezas restantes sirven para mantener fija la lente oftalmoscópica.

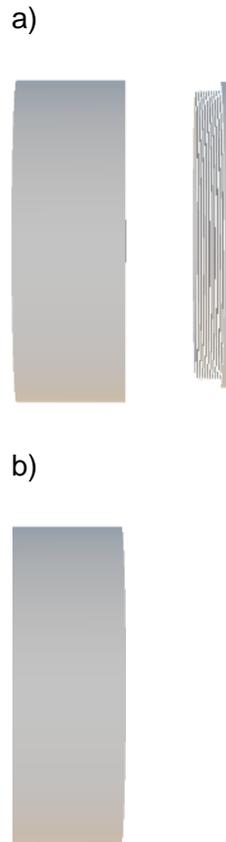


Figura 17. Seguro para lente. a) piezas separadas y b) piezas ensambladas.

Para conectar la pieza descrita anteriormente con el Smartphone, se utilizó un adaptador comercial que está diseñado para adaptar un teléfono inteligente, a un oftalmoscopio directo. Esta pieza nos permite ajustar el eje óptico del sistema con el centro de la cámara del Smartphone.



Figura 18. Adaptador universal para Smartphone para trabajar con equipos ópticos.

La estructura impresa en 3D se muestra en la siguiente imagen.



Figura 19. Fotografía de todas las piezas ensambladas con la lente oftalmoscópica.



Figura 20. Lente oftalmoscópica de 20 dioptrías empleada para la experimentación del prototipo.

4.5 FUENTE DE LUZ

Para asegurarnos de que la luz del sistema no genera un riesgo para la salud de la retina, se revisaron diferentes documentos [24][25][26], en todos ellos se encontró que no existe evidencia de que la radiación emitida por un LED convencional de luz blanca genere algún tipo de daño a tiempos prolongados de exposición.

La luz emitida por los instrumentos oftalmológicos establecidos por la ISO (International Organization for Standardization, ISO 15004-2.2) recomiendan que la irradiancia espectral ($W/cm^2/nm$) en la retina se ponderan por separado entre las funciones de riesgo térmico y fotoquímico o el espectro de acción [27]. Estos límites de seguridad son menores al menos en 1 orden debajo de la magnitud actual del umbral de daño especificado.

En[28] la potencia radiante del LED de un teléfono inteligente es de $8 mW$. Para el riesgo térmico, la irradiancia en la retina ponderada para el teléfono inteligente fue de $4,6 \frac{mW}{cm^2}$, un valor 150 veces situado por debajo del límite térmico ($706 \frac{mW}{cm^2}$)

Para el riesgo fotoquímico, la exposición radiante retiniana ponderada fue de $41 \frac{mJ}{cm^2}$ (durante 1 minuto de exposición), que es 240 veces inferior al límite fotoquímico ($10 \frac{J}{cm^2}$)



Dado que los estándares de seguridad de la luz no solo toman en cuenta la irradiación en la retina total sino también la distribución espectral, se revisó que en esta distribución medida con un espectro radiómetro (USB4000, Ocean Optics, Dunedin, FL). La radiación se limitó al intervalo de longitud de onda de 400-700 nm con aproximadamente el 70% de esa luz emitida en la parte azul y verde del espectro (longitud de onda 600 nm).

Luego comparamos los niveles de luz producidos durante la oftalmoscopia de teléfonos inteligentes con los producidos por los oftalmoscopios indirectos estándar.

La irradiancia en la retina producida por un LED Keeler Vantage Plus (Keeler Instruments Inc., Broomall, PA), medida usando procedimientos idénticos a los descritos anteriormente, fue de $46 \frac{mW}{cm^2}$, aproximadamente 10 veces mayor a los niveles observados con el teléfono inteligente. Este hallazgo se corresponde bien con las irradiaciones retinianas de 8 a $210 \frac{mW}{cm^2}$ encontradas en otros estudios para una amplia selección de oftalmoscopios indirectos. La distribución espectral del oftalmoscopio indirecto Keeler fue similar a la del teléfono inteligente (ambos poseen fuentes de luz LED). Las exposiciones ponderadas para el oftalmoscopio indirecto Keeler fueron, por lo tanto, 15 y 24 veces menores que los límites para riesgos térmicos y fotoquímicos, respectivamente.

El nivel de luz más bajo disponible para observación es con el teléfono inteligente, a diferencia del oftalmoscopio indirecto, se compensa en gran medida por la alta sensibilidad electrónica de la cámara.

La exposición a la retina desde el teléfono inteligente y de un LED comercial de luz blanca es de 1 orden de magnitud menor que la del oftalmoscopio indirecto y ambos están dentro de los límites de seguridad de los riesgos térmicos y fotoquímicos definidos por el ISO cuando se prueban bajo condiciones que simulan una oftalmoscopia de rutina.

4.5.1 Fuente de iluminación

En primera instancia se optó por usar una fuente de luz macro para poder obtener una iluminación homogénea. Empleando una fuente de luz con 24 LED organizados en un



círculo con un diámetro exterior de 2,1 " (52.3 mm). Los LEDS estaban controlados conectando el pin de salida de uno al pin de entrada de otro. Cada unidad es de ~ 18 mA de corriente constante, por lo que el color es uniforme, incluso si el voltaje varía, y no se requieren resistencias externas. Se puede usar conectando una fuente de voltaje de 5V CD.



Figura 21. Anillo de 24 LEDs RGB, de marca Adafruit.

Debido al poder refractivo de la córnea se obtuvo una saturación de iluminación, por lo que se optó en simular exactamente la iluminación como en una oftalmoscopia indirecta, donde el haz de luz incide perpendicularmente en la lente, para ser enfocada solo en la pupila.

Se empleó un LED comercial de luz blanca y una luminosidad especificada promedio de 2lm, posicionado al inicio de la estructura sobre la periferia, con un grado de inclinación de 12° para incidir lo más axial posible al centro de la lente. Las características del LED empleado en la experimentación de potencia e irradiancia se encuentran por debajo de los límites revisados en la literatura.

4.5.2 Tarjeta de desarrollo bluetooth

Adafruit Feather nRF52 Bluefruit es una tarjeta Bluetooth de baja energía, con un chip nativo de bluetooth, el nRF52832. Es una versión de un dispositivo multifuncional "todo en uno" compatible con Arduino + Bluetooth Baja energía con USB incorporado y carga de batería. Tiene la ventaja de que puede ser fácilmente enlazado con un Smartphone Android para controlar a la fuente de iluminación.

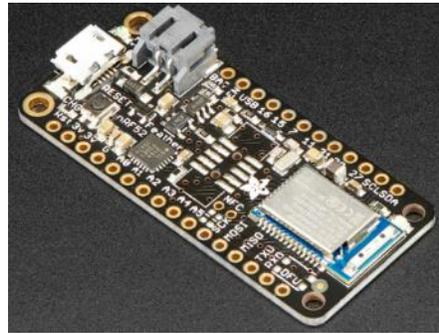


Figura 22. Adafruit Feather nRF52 Bluefruit.

Con las funciones que ofrece la tarjeta, se cargó un programa que permitiera elegir el porcentaje de luminosidad del LED del cero al cien por ciento, con el fin de adaptarse a las necesidades de cada paciente, sin generar molestias a algunos, evitar reflexiones excesivas, o bien, poder iluminar mejor la retina. Este programa cargado a la tarjeta había sido desarrollado para además poder elegir el color requerido en el modelo de color RGB, para el anillo de LED presentado como primera opción.



V. DISEÑO DEL SISTEMA ÓPTICO

Para garantizar tener un Campo de Visión (FOV) satisfactorio. El sistema fue diseñado en base a un modelo reducido del ojo humano. El ojo tiene dos lentes refractivas, la córnea y el cristalino. En [29] se revisa las propiedades de la geometría óptica, por lo que un modelo se ha construido con PDMS con propiedades de radio de curvatura, diámetro, coeficientes de asfericidad de las diferentes de cada parte. La pupila se ha simulado con 8mm de diámetro para simular el estudio en un ojo midriático.

5.1 MODELO DEL OJO HUMANO

Se han publicado docenas de modelos de ojo durante más de 150 años, desde ojos muy simples "reducidos" que consisten en una sola superficie refractiva a modelos muy complejos con más de 4,000 superficies refractivas. Para nuestro propósito, de muestra un modelo del ojo humano en formato Zemax, con datos publicados por Rod Watkins [30].

No existe un modelo óptico ideal del ojo que sea el mejor para cada propósito, y un modelo más complejo no necesariamente representa a todos los ojos, ni a ningún ojo en particular, con mayor precisión. A menudo, todo lo que se necesita son cálculos paraxiales en una sola longitud de onda, y se pueden realizar utilizando un modelo muy simple con superficies esféricas. Un ojo "reducido" común utilizado para los cálculos paraxiales tiene una sola superficie refractiva de 60 dioptrías de potencia y un índice de refracción de 4/3. Por lo tanto, tiene un radio de superficie de 5,55 mm y una longitud axial de 22,22 mm. Este modelo es particularmente útil para calcular el tamaño de la imagen de la retina. Dado que el punto nodal está a 5.55 mm de la superficie, el tamaño de la imagen (h en el diagrama a continuación) de un objeto cuya posición y tamaño o ángulo de campo son conocidos puede calcularse utilizando una geometría simple proyectando el rayo a una distancia de 16.67 mm.

Las estructuras del ojo se representan en la figura 22 y se describen las propiedades a continuación.

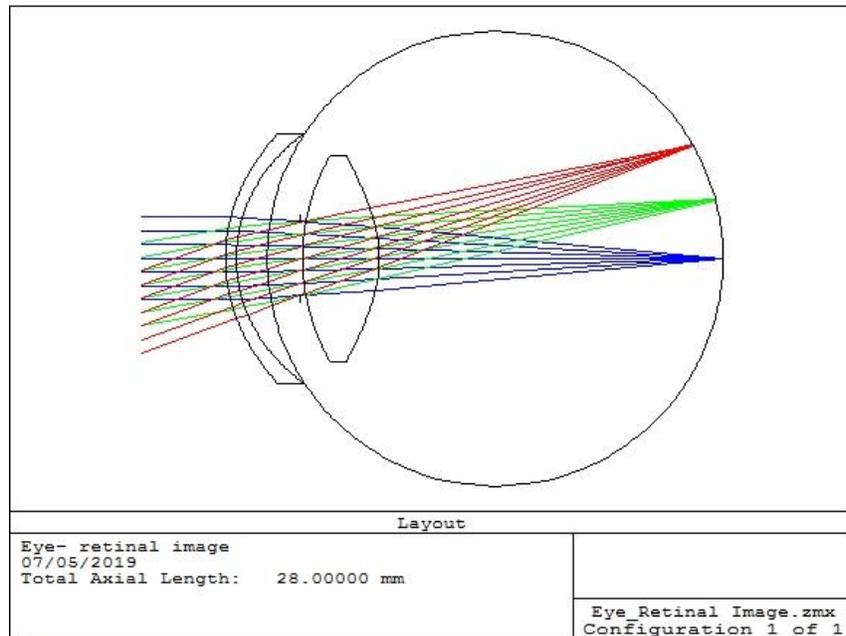


Figura 23. Modelo reducido del ojo humano.

Cornea en la superficie anterior:

- Diámetro = 11.50 mm
- Radio de curvatura = 7.75 mm
- Coeficiente de asfericidad = -0.2

Cornea en la superficie posterior:

- Diámetro = 11.50 mm
- Radio de curvatura = 6.8 mm
- Coeficiente de asfericidad = 0

Pupila dilatada/ Lente en la superficie anterior:

- Diámetro = 8 mm



- Radio de curvatura = 10 mm
- Coeficiente de asfericidad = -0.94

Lente en la superficie posterior:

- Diámetro = 9 mm
- Radio de curvatura = -6 mm
- Coeficiente de asfericidad = 0.96

Retina:

- Diámetro = 24 mm
- Radio de curvatura = 12 mm
- Coeficiente de asfericidad = 0

Simulando la lente con las propiedades descritas en el apartado anterior, se puede obtener de manera simulada una distancia óptima entre ésta y el ojo que oscila entre los 48.5 y 55 mm. Considerando las variaciones de tamaños en cada ojo.

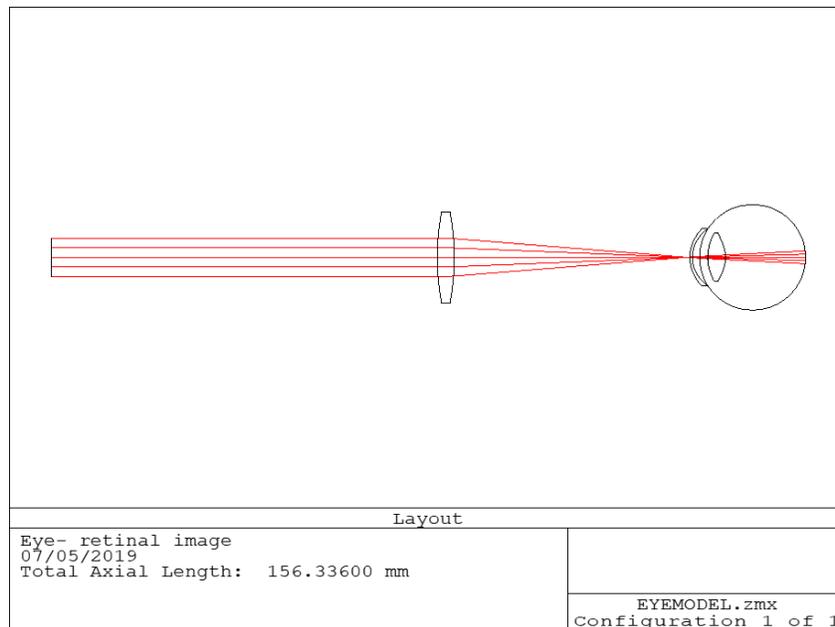


Figura 24. Modelo óptico del sistema.



La distancia entre la cámara y la lente, se ha seleccionado tomando en cuenta que pueda tener una toma abierta de toda la superficie de la lente. No siendo ésta la distancia significativa para el diseño del sistema.

5.2 CAMPO DE ILUMINACIÓN

Mediante la simulación, se muestra que el campo de iluminación tiene una distribución ideal, ya que se utilizó un valor promedio para simular el comportamiento de la lente frente a una fuente de iluminación completamente axial al eje óptico y se muestra en la figura 24. En la práctica, dadas las propiedades estudiadas en la tomografía de la lente, ésta produce un campo de iluminación diferente debido a la falta de homogeneidad en la superficie de la lente.



Figura 25. Mapa de iluminación ideal.



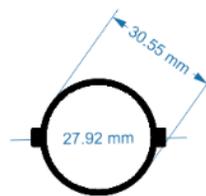
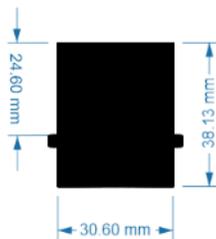
5.3 DISEÑO DEL PROTOTIPO

Las especificaciones en las dimensiones del prototipo, fueron diseñadas e impresas en 3D, se consideró un tamaño mayor de 10 cm, como un estimado para las cámaras de un Smartphone promedio.

Vista Frontal

Vista Superior

Pieza 1: Tubo inicial

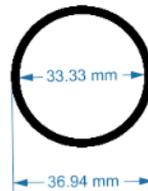
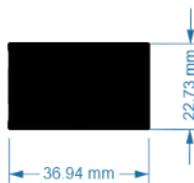


Diámetro externo: 30.60mm

Diámetro interno: 27.92mm

Altura: 38.13mm

Pieza 2: Ajuste en longitud

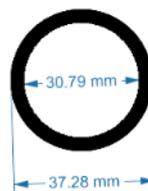
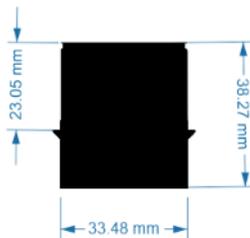


Diámetro externo: 30.94mm

Diámetro interno: 33.33mm

Altura: 22.73mm

Pieza 3: Conector

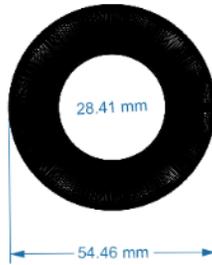
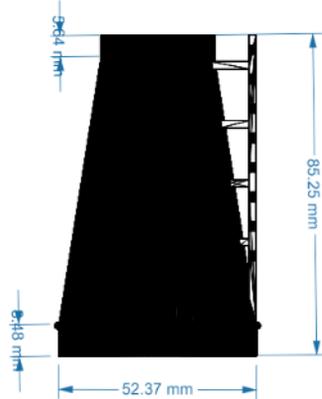


Diámetro externo: 33.48mm

Diámetro interno: 30.79mm

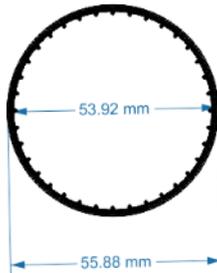
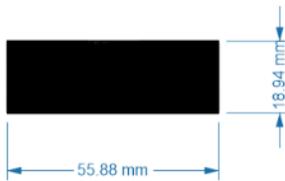
Altura: 38.27mm

Pieza 4: Tubo principal



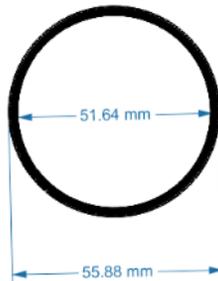
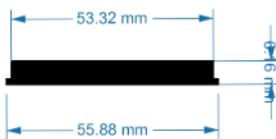
Diámetro externo 1:
54.46mm
Diámetro interno 1:
52.37mm
Diámetro externo 2: 30.5
mm
Diámetro interno 2:
28.41mm
Altura: 85.25mm

Pieza 5: Sujetador lente



Diámetro externo: 55.88mm
Diámetro interno: 53.92mm
Altura: 18.94mm

Pieza 5: Seguro lente



Diámetro externo: 55.88mm
Diámetro interno: 51.64mm
Altura: 6.16mm



5.4 CONTROL DE ABERRACIONES

Las técnicas de calibración de la cámara se pueden clasificar aproximadamente en auto calibración y calibración fotogramétrica. Las técnicas de auto calibración no utilizan ningún objeto de calibración, sino que utilizan solo información general de la imagen de al menos tres imágenes adquiridas al mover una cámara en una escena estática. Dado que la distorsión de la lente no se puede medir en auto calibración; El resultado obtenido no será lo suficientemente preciso para la reconstrucción de la imagen del fondo de ojo. La calibración fotogramétrica se puede realizar de manera eficiente al observar un patrón de calibración con una geometría conocida. Xu y Chutatape [31] compararon dos técnicas de calibración fotogramétrica. Uno se basó en un patrón de tablero de ajedrez, el otro en un patrón de calibración 3D. Debido a que Xu y Chutatape encontraron que los resultados de la técnica planar son más precisos y estables para cámaras de fondo de ojo, se adoptó un método de calibración de fotogrametría planar similar con el algoritmo de Tsai.

Un patrón de tableros de ajedrez, con propiedades conocidas, se utiliza para detectar y corregir la distorsión radial de los lentes. Las esquinas del patrón se detectan y el método de mínimos cuadrados se aplica para ajustarse a las líneas rectas.

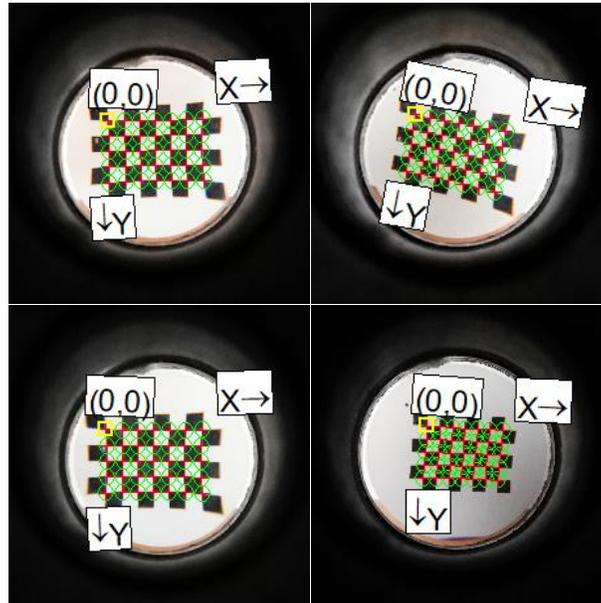


Figura 26. Detección de esquinas y características de imágenes.

Los pasos empleados en la calibración son:

- Lectura de imágenes
- Encontrar el patrón en la imagen actual.
- Mostrar el estado o término de calibración.
- Detección de características lineales en imágenes.
- Optimización de la función de deformación para corregir la distorsión presente en las características lineales
- Eliminar la distorsión de las imágenes y desplegar.

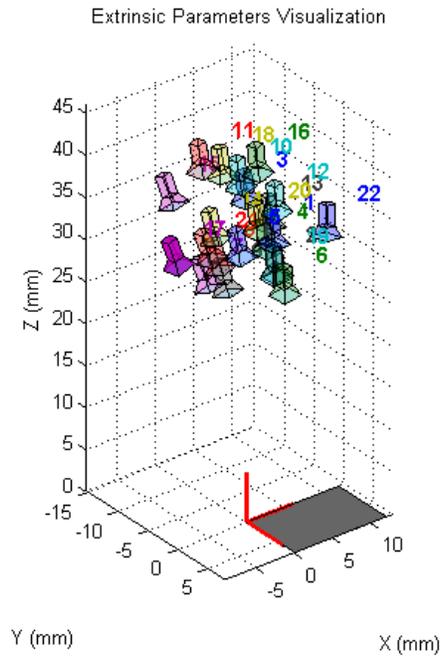


Figura 27. Visualización de las propiedades extrínsecas del sistema.



VI. METODOLOGÍA

6.1 PROTOCOLO MÉDICO PARA LA TOMA DE IMÁGENES EN PACIENTES

El protocolo médico se basa en el procedimiento empleado en la oftalmoscopia indirecta, descrita en el capítulo 1. El cual consiste en:

- Inicialmente se explica al paciente brevemente el protocolo a seguir, el cual incluye todos los pasos posteriores.
- Se dilata la pupila a examinar del paciente utilizando un par de gotas dependiendo el líquido midriático, y se espera un tiempo aproximado de 15 minutos, hasta que el ojo esté dilatado por completo.
- Se sienta al paciente en una posición cómoda y se solicita colocar la cabeza fijamente en el respaldo.
(Una vez aceptado y firmado el consentimiento bajo información)
- Se le pide al paciente mirar un objetivo con el ojo. Normalmente al hombro de la persona que realiza el examen.
- Se enciende la aplicación de cámara y la fuente de iluminación.
- Se reduce al mínimo toda la luz controlada, apagando los focos y cerrando puertas y ventanas.
- Se inicia la grabación.
- La lente del sistema óptico se aproxima al ojo hasta obtener una imagen nítida y si es necesario se sostienen los párpados con los dedos pulgar e índice de la mano libre para mantener el iris descubierto, evitando que el paciente cierre sus ojos en repetidas ocasiones.
- Se mueve el teléfono en diferentes ángulos para obtener una perspectiva de toda el área del fondo de ojo durante mientras se continúa grabando.
- La grabación tiene una duración entre 30 a 60 segundos hasta obtener una vista del campo de vista por completo.



6.2 CALIBRACIÓN DEL SISTEMA

Los métodos de calibración tienen como objetivo estimar el valor de los parámetros internos (intrínsecos) y externos (extrínsecos) de la cámara que se pretende modelar, haciendo uso de patrones geoméricamente conocidos capturados en imágenes. Nos referiremos a estos métodos de calibración como métodos clásicos. Introduciremos los conceptos básicos del modelado de una cámara proyectiva. Se presentarán el algoritmo más común de Tsai [32].

Los parámetros extrínsecos de la cámara indican su posición y orientación con respecto al marco de referencia del mundo. Estos parámetros son la matriz de rotación R y el vector de traslación t que constituyen la transformación de cuerpo rígido que superpone el sistema de referencia de la cámara con el sistema de referencia del mundo, aplicada como se muestra a continuación:

$$1x_c = Rx_w + t$$

Los parámetros intrínsecos no dependen de la posición de la cámara, sino únicamente de su construcción y de la posición de los lentes que conforman su sistema óptico. Estos parámetros se introducen en una matriz de 3x3 que representa una proyección en perspectiva. Esta transformación calcula la posición de las proyecciones en el plano de la imagen de los puntos tridimensionales. Además, convierte las unidades de longitud de metros (si es el caso) a píxeles, para modelar la captura de las imágenes con el sensor CCD, que por la naturaleza de la digitalización convierte las unidades de los puntos.

6.1.1 Algoritmo de Tsai

Este método de calibración necesita al menos 7 puntos no coplanares de referencia en la escena 3D, para lo cual se toman fotografías de un patrón de referencia. El funcionamiento de este algoritmo se basa en el uso de pares de coordenadas del mismo punto, el primero (x_w) bajo el sistema de referencia del mundo y el segundo (u) bajo el sistema de referencia de la imagen, pues sabemos que ambos vectores están relacionados por la matriz Π . El sistema coordenado del mundo se posiciona de acuerdo al patrón de referencia para

facilitar la medición de la posición de los puntos sobresalientes. La relación dada por la proyección se muestra a continuación:

$$u = \Pi x_w$$

6.3 ALGORITMOS

Se explican las diferentes etapas del diagrama de flujo y el proceso de costura en la Figura 27. Hay dos partes principales: coincidencia y mezcla. La conexión de las dos partes es la correspondencia par. En la parte correspondiente, primero, SURF se usa para detectar puntos característicos. Los descriptores de características de SURF son 64 dimensiones

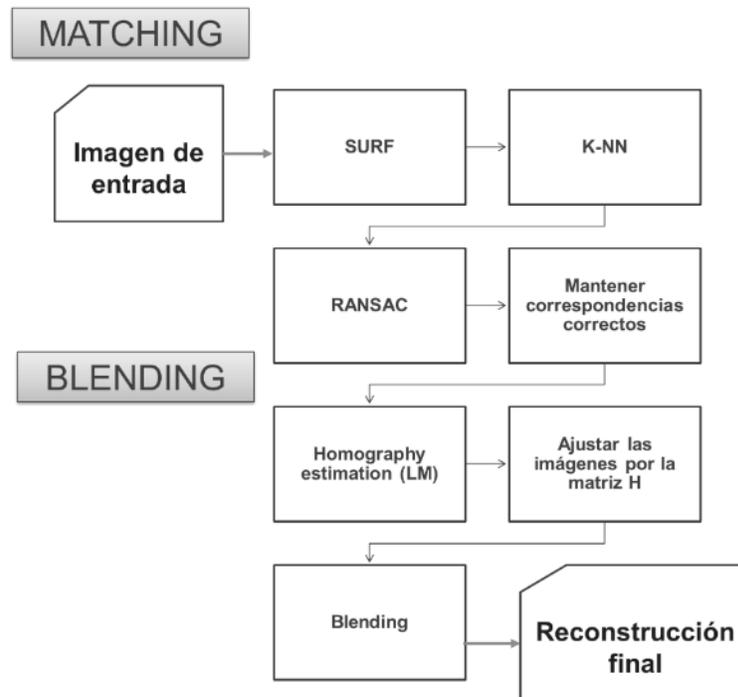


Figura 28. Esquema de la metodología empleada para realizar la reconstrucción final de las imágenes.



6.4 EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS

El proceso de costura de la imagen comienza a partir de la extracción de características. En el capítulo I, se introdujeron los conceptos básicos de detección de puntos característicos en una imagen. Cada esquina en una imagen tiene características y tratamos de extraer las esquinas en las imágenes y asignar características para ellos. Hay algunas ventajas notables usando esquinas como características:

1. En lugar de hacer coincidir todos los píxeles de una imagen, nos centramos solo en los puntos característicos coincidentes. Dado que el número de puntos característicos es mucho menor que el número total de píxeles, la coincidencia es más rápida.
2. Dado que cada característica se enfoca en un punto de la imagen, es fácil obtener parámetros de transformación utilizando las ubicaciones de las esquinas correspondientes.

Hay varios algoritmos para la extracción de características, tomando en cuenta [33], hemos decidido emplear el algoritmo SURF. Dado las ventajas que presenta al encontrar características en imágenes de fondo de ojo, tanto rapidez como precisión.

6.4.1 SURF "Speeded Up Robust Features"

SURF es un algoritmo para la detección y descripción de puntos característicos, basado en el SIFT (Scale-Invariant Feature Transform), que como su nombre lo propone, ofrece una opción más rápida de procesamiento [34].

En SURF, se aproxima un Laplaciano Gaussiano (LoG) con un banco de filtros para encontrar la escala correcta. Una ventaja de esta aproximación es que la convolución con los filtros pueden ser fácilmente calculadas y se realiza en paralelo con diferentes escalas. Obteniendo como resultado una matriz de determinantes Hessianas para escala y espacio.

$$H(x, \sigma) = \begin{bmatrix} L_{xx}(x, \sigma) & L_{xy}(x, \sigma) \\ L_{yx}(x, \sigma) & L_{yy}(x, \sigma) \end{bmatrix}$$

Donde $L_{xx}(x, \sigma)$ es una convolución de la derivada del gaussiano de segundo orden $\frac{\partial^2}{\partial x^2} g(\sigma)$ con el punto x en la imagen I .

Para asignar la orientación, SURF emplea wavelets en dirección vertical y horizontal para un vecindario de tamaño $6s$. La orientación dominante es estimada calculando la suma de las respuestas dentro de una ventana de orientación dividida en ángulo de 60 grados.

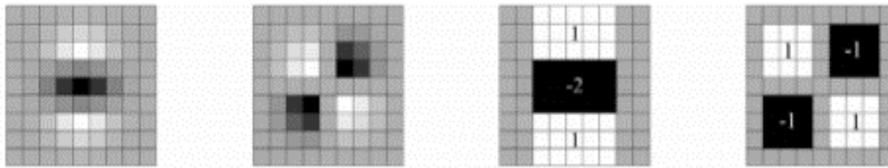


Figura 29. De izquierda a derecha: gaussiana original y sus filtros de segundo orden en dirección x y dirección y y el resultado del filtro de aproximación.

Para la descripción de los puntos característicos, SURF usa las respuestas de Wavelet en dirección horizontal y vertical, usando imágenes integrales. Un vecindario de tamaño $20s \times 20s$ se toma alrededor del punto donde s es el tamaño. Se divide en 4×4 subregiones. Para cada subregion, las respuestas del wavelet se toma para formar un vector $v = (\sum d_x, \sum d_y, \sum |d_x|, \sum |d_y|)$. Esto cuando se representa como un vector da un descriptor de características SURF con un total de 64 dimensiones. Entre más baja es la dimensión, más aumenta la velocidad de cálculo y la comparación, pero proporciona un mejor carácter distintivo de las características.

Para mayor distinción, el descriptor de características SURF tiene una versión ampliada de 128 dimensiones. Las sumas d_x y $|d_x|$ calculan por separado para $d_y < 0$ y $d_y \geq 0$. De manera similar, las sumas d_y y $|d_y|$ dividen según el signo d_x , duplicando así el número de entidades.



Otra mejora importante es el uso del signo de Laplaciano para el punto de interés subyacente. No agrega costo de cómputo ya que ya se computó durante la detección. El signo del Laplaciano distingue las manchas brillantes en fondos oscuros de la situación inversa. En la etapa de emparejamiento, solo se compara las funciones si tienen el mismo tipo de contraste (como se muestra en la imagen a continuación). Esta información mínima permite una comparación más rápida, sin reducir el rendimiento del descriptor.

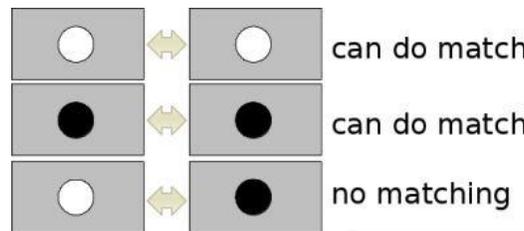


Figura 30. Correspondencias posibles en SURF de acuerdo al signo.

6.4.2 kNN “k-Nearest Neighbours”

La clasificación del k vecino más cercano (KNN) es uno de los métodos de clasificación más fundamentales y simples y debe ser una de las primeras opciones para un estudio de clasificación cuando hay poco o ningún conocimiento previo sobre la distribución de los datos. La clasificación K-vecino más cercano se desarrolló a partir de la necesidad de realizar análisis discriminantes cuando las estimaciones paramétricas confiables de densidades de probabilidad son desconocidas o difíciles de determinar. En un informe no publicado de la Escuela de Medicina Aérea de la Fuerza Aérea de los EE. UU. Publicado en 1951, Fix y Hodges introdujeron un método no paramétrico para la clasificación de patrones que desde entonces se conoce como la regla del vecino más cercano [35] Más tarde, en 1967, se resolvieron algunas de las propiedades formales de la regla del vecino más cercano; por ejemplo, se demostró que para $k = 1$ y $n \rightarrow \infty$ el error de clasificación del vecino más cercano k está limitado arriba por el doble de la tasa de error de Bayes [36]. Una vez que se establecieron tales propiedades formales de la clasificación k-vecino más cercano, se produjo una larga línea de investigación que incluía nuevos enfoques.

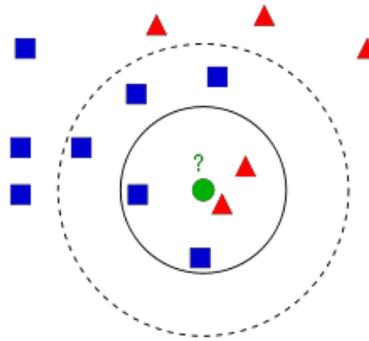


Figura 31. Tipos de clases distinguidas en kNN.

En la Figura 30, se muestran dos tipos de familias, cuadrados azules y triángulos rojos. Llamamos a cada familia como clase. Sus localizaciones se muestran en un mapa que llamamos espacio de características. Cada dato tiene dos características, coordenadas x y y . Representando los datos en su espacio de coordenadas 2D, en caso de existir tres características, se necesita espacio en 3D. Si se consideran N características, donde se necesita un espacio en N dimensiones, Este espacio en N dimensiones es su espacio para características.

El clasificador k-vecino más cercano se basa comúnmente en la distancia euclidiana entre una muestra de prueba y las muestras de entrenamiento especificadas. Sea x_i una muestra de entrada con características \mathbf{p} ($x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{ip}$), n es el número total de muestras de entrada ($i = 1, 2, \dots, n$), y p el número total de funciones ($j = 1, 2, \dots, p$). La distancia euclidiana entre la muestra x_i y x_l ($l = 1, 2, \dots, n$) se define como

$$d(x_i, x_l) = \sqrt{(x_{i1} - x_{l1})^2 + (x_{i2} - x_{l2})^2 + \dots + (x_{ip} - x_{lp})^2}$$

Una celda Voronoi encapsula todos los puntos vecinos más cercanos a cada muestra y se define como

$$R_i = \{\mathbf{x} \in R^p: d(\mathbf{x}, x_i) \leq d(\mathbf{x}, x_m), \forall i \neq m\}$$



donde R_i es la celda Voronoi para la muestra x_i , y x representa todos los puntos posibles dentro de la celda Voronoi R_i . Las teselaciones de Voronoi reflejan principalmente dos características de un sistema de coordenadas:

- i) todos los puntos posibles dentro de la celda Voronoi de una muestra son los puntos vecinos más cercanos para esa muestra, y
- ii) para cualquier muestra, la muestra más cercana está determinada por el borde de celda Voronoi más cercano. Utilizando la última característica, la regla de clasificación de los vecinos más cercanos k es asignar a una muestra de prueba la etiqueta de la mayoría de las k muestras de entrenamiento más cercanas. En la práctica, k suele ser elegido para ser impar, para evitar los empates. La regla $k = 1$ generalmente se llama la regla de clasificación del vecino más cercano.

La clasificación generalmente implica la partición de muestras en categorías de entrenamiento y pruebas. Sea x_i una muestra de entrenamiento y sea x una muestra de prueba, y sea ω la verdadera clase de una muestra de entrenamiento y ω^{\wedge} sea la clase predicha para una muestra de prueba ($\omega, \omega^{\wedge} = 1, 2, \dots, \Omega$). Aquí, Ω es el número total de clases.

Durante el proceso de entrenamiento, usamos solo la verdadera clase ω de cada muestra de entrenamiento para entrenar al clasificador, mientras que durante las pruebas predcimos la clase ω^{\wedge} de cada muestra de prueba. Vale la pena señalar que kNN es un método de clasificación "supervisado" en el sentido de que utiliza las etiquetas de clase de los datos de entrenamiento. Los métodos de clasificación no supervisados, o los métodos de "agrupamiento", por otro lado, no emplean las etiquetas de clase de los datos de entrenamiento.

Con la regla del vecino más cercano 1, la clase predicha de la muestra de prueba x se establece igual a la clase verdadera ω de su vecino más cercano, donde m_i es el vecino más cercano a x si la distancia

$$d(m_i, x) = \min_j \{d(m_j, x)\}.$$



6.4.3 RANSAC (Random Sample Consensus)

RANSAC (consenso de muestras aleatorias) es un procedimiento de estimación robusto que usa un conjunto mínimo de correspondencias aleatorias, que tiene como resultado una estimación de los parámetros para una matriz de transformación, encontrando una solución que tenga el mejor consenso con la información dada.

RANSAC es un método robusto más comúnmente utilizado para la estimación de homografía. La idea del algoritmo es bastante simple. Para una serie de iteraciones de una muestra aleatoria, se seleccionan cuatro correspondencias y se calcula una homografía H , de esas cuatro correspondencias, cada otra correspondencia se clasifica como inliers u outliers, dependiendo de su concurrencia con H . Después se realizan las iteraciones, la iteración que contenga mayor número de inliers se selecciona.

6.4.4 Homography estimation (LM)

La estimación de la homografía es el mapeo entre dos planos de imágenes de la misma escena. Es muy útil para imágenes en las que múltiples imágenes son tomadas desde la misma posición, pero a través de diferentes ángulos de cámara y luego se combinan para producir una vista reconstruida.

Desde una sola cámara se basa en puntos de características rastreados en un modelo predefinido a una imagen de escena para determinar el movimiento de traslación desde el punto de vista del modelo de la cámara. La homografía se encuentra comparando los puntos característicos de una imagen con una orientación conocida. Las líneas de perspectiva que conducen desde la cámara a través del plano de la imagen y las características de la escena se pueden comparar con vectores similares

VII. RESULTADOS

Las capacidades del diseño óptico fueron probadas en un modelo "simple" del ojo humano y también se realizaron pruebas con pacientes en el Instituto de Oftalmología FAP Conde de Valenciana, IAP ®. De acuerdo al protocolo interno del hospital mencionado anteriormente. Se presentan diferentes tomas adquiridas durante los estudios.

7.1 PRUEBAS CON MODELO SIMPLE DEL OJO

Las pruebas con el modelo "reducido" del ojo humano, realizado físicamente se realizaron ensamblando con piezas opto-mecánicas los componentes del sistema propuesto. Las distancias permanecieron fijas respecto a la simulación en el Software Zemax 13 el capítulo V.

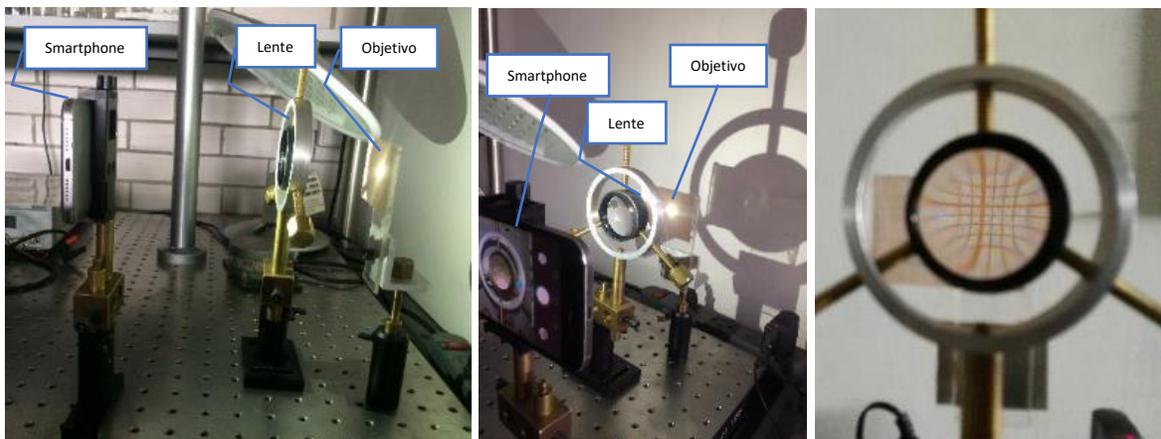


Figura 32. Vistas del sistema opto-mecánico con Smartphone, Lente y Objetivo. Vista lateral, perspectiva y de la cámara.

Para el modelo físico del ojo humano, se empleó una semiesfera de 12mm de curvatura y una lente con 8mm de diámetro. Con la finalidad de probar que el sistema oftálmico



propuesto es capaz de poder tomar imágenes que se encuentren dentro de la esfera a través de la pupila.



Figura 33. Modelo físico “simple” del ojo humano.

La fuente de luz permaneció axial a la cámara del Smartphone, donde se tomaron diversas tomas, probando la factibilidad del sistema para poder visualizar imágenes al fondo del volumen.

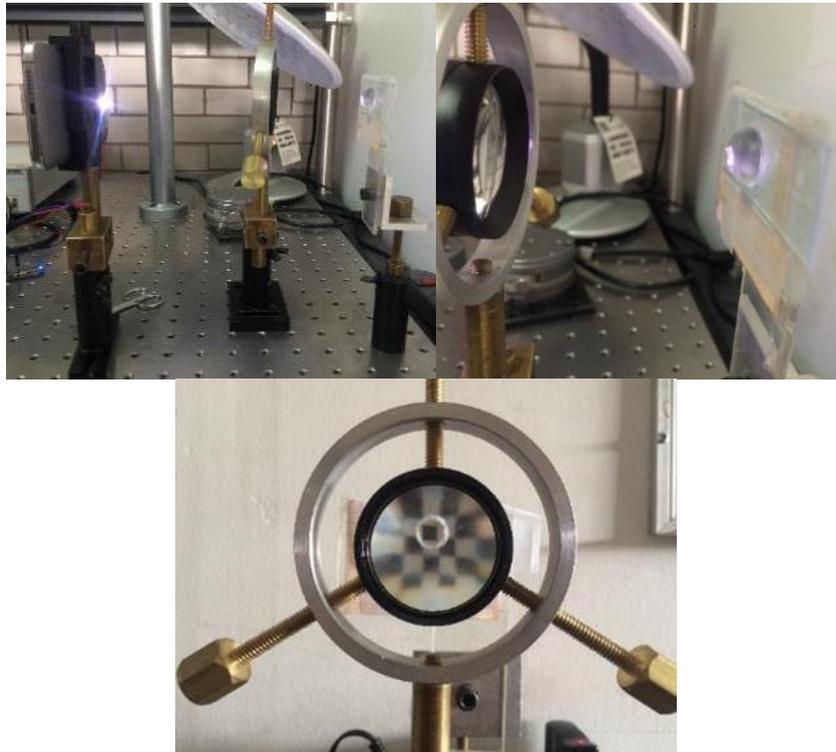


Figura 34. Simulación física del sistema. Vista lateral, perspectiva y de la cámara.

Una vez montado el simulado se empleó la estructura impresa para realizar pruebas como parte del entrenamiento para tomar imágenes. Obteniendo los siguientes resultados:

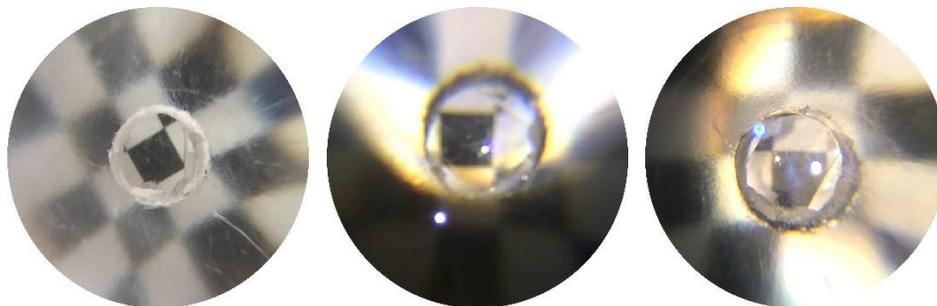


Figura 35. Resultados de pruebas con modelo físico del ojo “reducido”.

Las distancias utilizadas en los componentes pudieron variar un poco para conocer si existía algún error en los cálculos del modelo simulado, pero aun variando estos parámetros



con la lente disponible para este estudio, no fue posible realizar que el haz de luz se convierta en el centro de la lente, generando aberraciones cromáticas y reflexiones no deseadas.

7.2 PRUEBAS CON PACIENTES

Se muestran diferentes ejemplos de tomas en pacientes para visualizar las imágenes antes del procesamiento, la mayoría de los pacientes estudiados presentan alguna de las patologías descritas en el capítulo I, principalmente retinopatía diabética. Dado que las propiedades de la lente empleadas en las siguientes tomas no son las óptimas, cómo se mostró en la topografía de la lente, se obtuvieron reflexiones excesivas consideradas como una mancha en la imagen. Se presentan los resultados para revisar los posibles casos con este tipo de lentes.

Paciente 1:



Paciente 2:



Paciente 3:

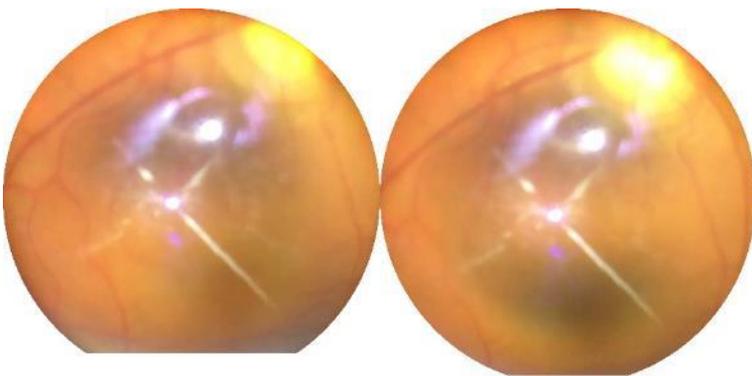


Figura 36. Resultados de pruebas con pacientes antes del procesamiento.



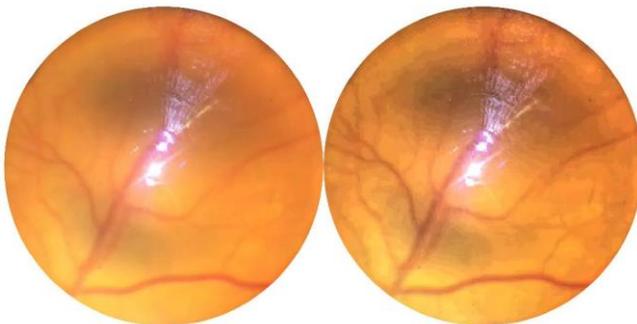
Para el procesamiento de imágenes se realizaron diferentes pruebas con filtros que realcen la nitidez y el contraste de los vasos sanguíneos con la textura de la retina. Dado que las reflexiones de luz vistas en las imágenes provienen de defectos en la lente, la mejor solución es remover el segmento de la mancha.

Un filtro Laplaciano adaptativo de realce se muestra en la siguiente figura:

Paciente 1:



Paciente 2:



Paciente 3:

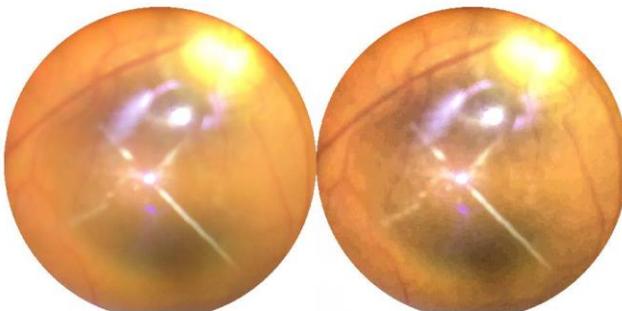


Figura 37. Filtrado local de realce empleando un filtro Laplaciano. Izquierda: Sin filtrar. Derecha: Imagen filtrada.

7.3 CORRESPONDENCIA DE CARACTERÍSTICAS

El algoritmo SURF, empleado para la detección de características tipo BLOB (Binary Large Object) basado en el determinante de la matriz Hessiana con un umbral mínimo para detectar un cambio local alrededor de un punto de interés. Las imágenes mostradas a continuación corresponden a una lente con calidad diferente a la presentada anteriormente, pero permiten tener una mejor visión de la estructura de la retina y, por lo tanto, una mejor respuesta en la reconstrucción de la superficie.

La detección de características y la correspondencia entre imágenes subsecuentes se muestran en las siguientes figuras:

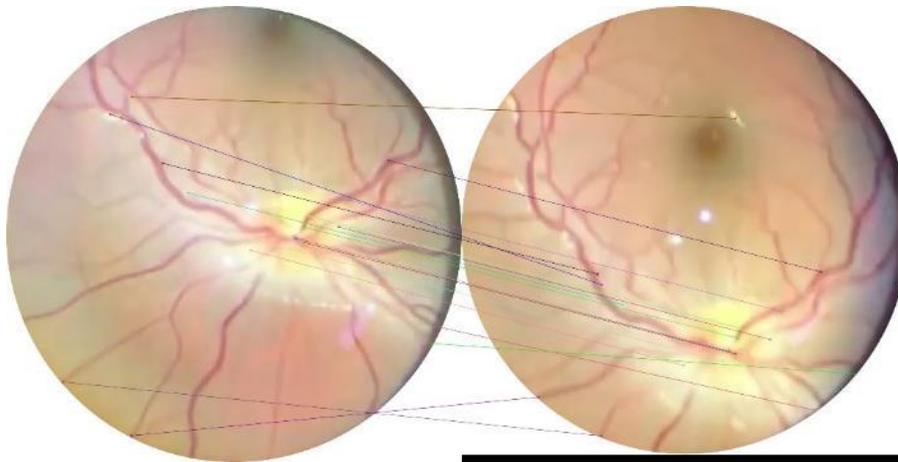


Figura 38. Correspondencia entre características antes de aplicar RANSAC.

Secuencialmente se aplican RANSAC para eliminar outliers (valores atípicos). Encontrando una reducción en las correspondencias erróneas.



Figura 39. Correspondencia entre características después de aplicar RANSAC.

7.4 RECONSTRUCCIÓN DE LA SUPERFICIE MEDIANTE COSIDO DE MÚLTIPLES VISTAS.

Una vez hecha la correspondencia de puntos, se realiza una fusión de las imágenes comparando estos puntos. A través de un mapeo de al menos 3 puntos colineales en el plano. Las imágenes son superpuestas para generar la superficie final.



Figura 39. Resultado de la reconstrucción de la superficie.

En el caso de la lente estudiada fue necesario hacer un paso anterior, segmentando la imagen a través de un umbral. Utilizado el modelo de color HSV (del inglés Hue, Saturation and Value), la capa de saturación nos permite clasificar los píxeles en la imagen que mostraban como una reflexión no deseada debido a machas en la lente. En general, esta segmentación proporciona decisiones sobre rangos de valores de píxeles válidos para tipos específicos de detección de objetos.

En la siguiente figura podemos apreciar la segmentación, estableciendo como cero o uno (color negro o blanco) los valores menores al umbral.

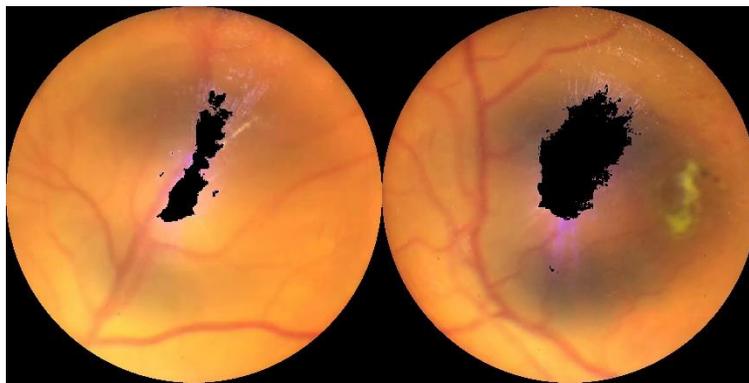


Figura 40. Segmentación de imágenes por valor de saturación.

Los resultados con esta lente, muestran menor información de la superficie, debido a que no se tienen suficientes correspondencias entre tomas.

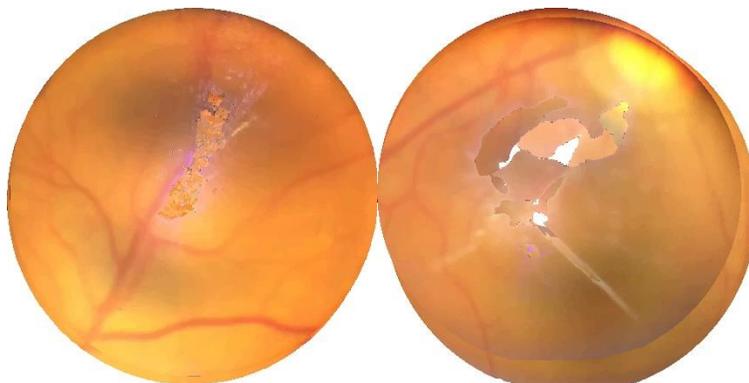


Figura 41. Resultado de la reconstrucción de la superficie con lente inicial.



VIII. CONCLUSIONES

Las patologías oftalmológicas que pueden ser detectadas con un estudio de oftalmoscopia tales como lesiones pequeñas de retinopatía diabética, retinopatía hipertensiva; deformaciones en el nervio óptico debido al glaucoma, y cambios en textura y forma en la mácula por degeneración macular, entre otros síntomas, deben ser interpretados por un experto. Las enfermedades mencionadas tienen un alto índice de ocurrencia en México y en el mundo, por lo que es importante realizar estudios periódicos a personas que se han diagnosticado con una enfermedad mediante estudios oculares previo, sin embargo, muchos pacientes no tienen la posibilidad de realizar un seguimiento adecuado. Otro de los casos, es la falta de un diagnóstico oportuno.

El prototipo propuesto tiene el potencial para realizar las tareas de detección y seguimiento de enfermedades en el sistema de salud, pero un factor principal es el empleo de una lente adecuada, que tenga una baja distorsión radial y aberraciones cromáticas, con el fin de evitar sombras excesivas al visualizar el fondo de ojo. El sistema propuesto cumple con los objetivos al ser portátil, compacto y compatible con diferentes Smartphones, diseñado para el tamaño estándar de 2 pulgadas para una lente oftalmoscopia de 20 dioptrías comercial. Los algoritmos matemáticos se implementaron en una computadora después de elegir un conjunto de al menos cuatro imágenes de cada estudio realizado a los pacientes.

El filtrado espacial de imágenes de realce utilizado permite una mejor visualización de las estructuras sanguíneas del ojo, acentuando las zonas con discontinuidades entre píxeles de cada imagen.

La fuente de iluminación empleada en el sistema, ya sea un LED comercial o el LED propio del Smartphone, tiene un factor de riesgo muy por debajo de los estándares internacionales según la literatura, por lo que el estudio de riesgo de daño en la retina no fue realizado.



TRABAJO A FUTURO

- Realizar un estudio de diferentes tipos de lentes oftalmológicas empleadas por médicos oftalmólogos en la práctica ordinaria, para conocer ajustes al sistema y una calidad de la textura más detallada con cada lente.
- Validar experimentalmente las aberraciones cromáticas de la lente.
- Modificaciones al sistema implementando un divisor de luz para que sea capaz de conseguir una mejor axialidad entre el eje óptico y la fuente de iluminación, además de extender la variación de la longitud entre el Smartphone y la lente.
- Implementar los algoritmos en el Smartphone para conseguir una reconstrucción de la superficie en tiempo real y almacenar en bases de datos que permitan tener, en un futuro, suficientes imágenes con diagnósticos que permitan entrenar redes neuronales para sugerencias de diagnóstico.



IX. REFERENCIAS

- [1] Lord, R. K., et al. Novel uses of smartphones in ophthalmology. *Ophthalmology*. 117, (6), 1274-1274 (2010).
- [2] Chhablani, J., Kaja, S., Shah, V. A. Smartphones in ophthalmology. *Indian J Ophthalmol*. 60, (2), 127-131 (2012).
- [3] Bolster, N. M., Giardini, M. E., Bastawrous, A. The Diabetic Retinopathy Screening Workflow: Potential for Smartphone Imaging. *J Diabetes Sci Technol*. 10, (2), 318-324 (2015).
- [4] Friedenwald H. The history of the invention and of the development of the ophthalmoscope. *JAMA*. 1902;38549- 552
- [5] Resnikoff, S., et al., Global data on visual impairment in the year 2002. *Bull World Health Organ*, 2004. 82(11): p. 844-51.
- [6] Mitchell, P., W. Smith, and J.J. Wang, Iris color, skin sun sensitivity, and age-related maculopathy. The Blue Mountains Eye Study. *Ophthalmology*, 1998. 105(8): p. 1359-63.
- [7] Lange, C., et al., Retina-specific activation of a sustained hypoxia-like response leads to severe retinal degeneration and loss of vision. *Neurobiol Dis*. 41(1): p. 119-30.
- [8] Puell Marín, María Cinta *Óptica Fisiológica: el sistema óptico del ojo y la visión binocular*. Manual. Universidad Complutense de Madrid, Madrid. (2006)
- [9] Ibán Flores-González, Diego H. Calonje, Telemedicina para detección de enfermedades oculares con potencial de ceguera en México, *Revista Mexicana de Oftalmología*, Volume 91, Issue 6, 2017, Pages 297-305, ISSN 0187-4519, <https://doi.org/10.1016/j.mexoft.2016.12.002>.



- [10] IDF. 6th Atlas IDF, International Diabetes Federation, Diabetes Atlas. 2011.
- [11] Jager RD, Mieler WF, Miller JW. Age-related macular degeneration. *N Engl J Med.* 2008;358:2606–17
- [12] Weinreb RN, Khaw PT. Primary open-angle glaucoma. *Lancet.* 2004;363(9422):1711–1720.
- [13] Hartong, Dyonne T et al, Retinitis pigmentosa, *The Lancet*, Volume 368, Issue 9549, 1795 – 1809. (2006)
- [14] R. Szeliski, "Image alignment and stitching: A tutorial," *Found. Trends. Comput. Graph. Vis.*, vol. 2, no. 1, pp. 1–104, Jan. 2006.
- [15] R. Szeliski, *Computer Vision: Algorithms and Applications*. 1st ed., New York, NY, USA: Springer-Verlag, 2010.
- [16] B. Triggs, P. F. McLauchlan, R. I. Hartley, and A. W. Fitzgibbon, "Bundle adjustment—A modern synthesis," in *Vision Algorithms: Theory and Practice* (ser. Lecture Notes in Computer Science), B. Triggs, A. Zisserman, and R. Szeliski, Eds., Berlin, Germany: Springer, Jan. 2000, pp. 298–372.
- [18] R. Szeliski and H.-Y. Shum, "Creating full view panoramic image mosaics and environment maps," in *Proc. 24th Annu. Conf. Comput. Graphics Interactive Techn.*, 1997, pp. 251–258.
- [19] Snavely, N., Simon, I., Goesele, M., Szeliski, R., and Seitz, S. M. (2010). Scene reconstruction and visualization from community photo collections. *Proceedings of the IEEE*, 98(8):1370–1390.
- [20] Fact Sheet N° 282 "Visual impairment and blindness", World Health Organization, 2010.
- [21] A Bastawrous, B. D. Hennig, "The Global Inverse Care Law: A Distorted Map of Blindness," *British Journal of Ophthalmology* vol. 96 pp. 1357-1358, 2012. "Comprehensive Adult Medical Eye Evaluation", Preferred Practice Pattern Guidelines, American Academy of Ophthalmology, 2010



- [22] C. R. Keeler, "A Brief History of the Ophthalmoscope", *Optometry in Practice* vol. 4 pp. 137-145, 2003
- [23] E. Roberts, R. Morgan, D. King and L. Clerkin, "Funduscopy: a forgotten art?", *Postgraduate Medical Journal* vol. 75 pp. 282–284, 1999
- [24] Chamorro, E., C. Bonnin-Arias, M. J. Perez-Carrasco, J. Munoz de Luna, D. Vazquez and C. Sanchez-Ramos (2013). "Effects of light-emitting diode radiations on human retinal pigment epithelial cells in vitro." *Photochem Photobiol* 89(2): 468-473.
- [25] ARVO (Association for Research in Vision and Ophthalmology). 2013. Statement for the Use of Animals in Ophthalmic and Vision Research. Available: http://www.arvo.org/About_ARVO/Policies/Statement_for_the_Use_of_Animals_in_Ophthalmic_and_Visual_Research/ [accessed 21 January 2014].
- [26] Delori FC, Webb RH, Sliney DH; American National Standards Institute. Maximum permissible exposures for ocular safety (ANSI 2000), with emphasis on ophthalmic devices. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2007; 24:1250–65.
- [27] International Standard, ISO 15004-2.2: 2007 Ophthalmic Instruments; Light Hazard protection. International Standards Organization (ISO). Geneva. Switzerland.
- [28] David Y. Kim, François Delori, Shizuo Mukai Smartphone Photography Safety *Ophthalmology*, Volume 119, Issue 10, October 2012, Pages 2200-2201
- [29] D. Atchison and G. Smith. "Optics of the Human Eye." In: Butterworth-Heinemann (2000), p. 259. doi: 10.1016/B978-0-7506-3775-6.50001-8.
- [30] Watkins, R. OpticStudio models of the human eye, ZEMAX Site. 2013. <https://customers.zemax.com/os/resources/learn/knowledgebase/zemax-models-of-the-human-eye>
- [31] J. Xu and O. Chutatape, "Comparative study of two calibration methods on fundus camera," presented at 25th annual meeting of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, Mexico, 2003.



- [32] Tsai, R. Y. (1987). A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3d machine vision metrology using off-the shelf tv cameras and lenses. *IEEE Journal on Robotics and Automation*. 3(4)- 323-344
- [33] Zhou, X., Zhang, H., & Wang, Y. (2017). A Multi-Image Stitching Method and Quality Evaluation. 2017 4th International Conference on Information Science and Control Engineering (ICISCE) (págs. 46-50). IEEE.
- [34] Bay, H., Ess, A., Tuytelaars, T., & Van Gool, L. (1 de 6 de 2008). Speeded-Up Robust Features (SURF). *Computer Vision and Image Understanding*, 110(3), 346-359.
- [35] Fix, E., Hodges, J.L. Discriminatory analysis, nonparametric discrimination: Consistency properties. Technical Report 4, USAF School of Aviation Medicine, Randolph Field, Texas, 1951.
- [36] Cover, T.M., Hart, P.E. Nearest neighbor pattern classification. *IEEE Trans. Inform. Theory*, IT-13(1):21–27, 1967.
- [37] B. Prescott and G. F. McLean, "Line-based correction of radial lens distortion," *Graphical Models and Image Processing*, vol. 59, no. 1, pp. 39–47, 1997.
- [38] x F. Devernay and O. Faugeras, "Straight lines have to be straight," *Machine Vision and Applications*, vol. 13, no. 1, pp. 14–24, 2001.
- [39] <http://webvision.med.utah.edu/>
- [40] Baeza García, Jorge Andrés, sustentante Detección de retinopatía diabética en consulta oftalmológica con el uso de un smartphone / 2017



X. ANEXOS

Pseudoalgoritmo de reconstrucción.

Entrada: n imágenes coincidentes del mismo ojo.

- I. Extraer las características con SURF de todas las n imágenes
- II. Encontrar k vecinos más cercanos para cada función usando un árbol k-d
- III. Encontrar coincidencias de características geoméricamente consistentes utilizando RANSAC para resolver la homografía entre pares de imágenes.
- IV. Encuentra componentes conectados de coincidencias de imágenes
- V. Para cada componente conectado:
 - a) Realizar el ajuste del paquete para resolver la matriz H de la Homografía.
 - b) Reconstruir el panorama.

Salida: Imagen reconstruida.