



CENTRO DE INVESTIGACIONES
EN ÓPTICA, A.C.

DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO NO MIDRIÁTICA



MAESTRÍA EN CIENCIAS (ÓPTICA)

Asesor:

Dr. Daniel Malacara Hernández

Estudiante:

Ing. Biomédico Arturo Navarro Saucedo

Octubre de 2019

León, Guanajuato, México

AGRADECIMIENTOS

Doy gracias a Dios por haberme permitido concluir con esta etapa de mi formación profesional. Sin su amor tan grande, que se manifiesta en cada momento y a través de tantas personas que me han apoyado, no podría haber realizado este trabajo.

Dianita, mi amada esposa, gracias a Dios nos permitió ser compañeros de vida. No existe logro ni orgullo más grande que la familia que hemos formado, nunca podré dejar de agradeceréte. Eres con nuestros hijos, Artur y Santi, la bendición más grande que puedo tener. Ustedes son mi motivación y fuerza. Gracias Dianita, este logro es tuyo. Tu apoyo, amor, comprensión y ayuda en todos los aspectos hacen esto posible. Te amo.

Agradezco profundamente a toda mi familia quienes siempre me han dado su apoyo incondicional. Espero de todo corazón poder ser tan buen papá como mis padres, Ricardo Navarro Mendoza y Teresa Imelda Saucedo Medina. Son ustedes papás mis más grandes ejemplos a seguir. Gracias por su asesoría, apoyo y sobre todo su amor. Los amo, gracias en verdad por todo. Gracias a mis hermanos, Julián, Richard, Carito y Gibrancito, siempre al pendiente y dándome ánimo y motivación. Les agradezco también a mis suegros, Alejandro Ramírez y Carmen Infante, y cuñados, Esmey, Andrés, Ale y Rocío por su gran apoyo y cariño.

Gracias a mi asesor de tesis Dr. Daniel Malacara Hernández, quien, siendo responsable del Laboratorio Nacional de Óptica de la Visión, me dio la oportunidad de trabajar en este gran proyecto. Gracias por su paciencia y esmero en enseñarme siempre con disposición y entusiasmo. Ha sido un honor trabajar con usted. Quiero agradecer muy especialmente al Dr. Zacarías Malacara Hernández con quien siempre conté con su apoyo y asesoría. De igual forma agradezco al Dr. Daniel Malacara Doblado, quien me orientó y ayudó cuando lo necesité. Gran parte del éxito de este trabajo fue gracias al apoyo de mi compañero M.C.O. José Hernández Delgado con quien analizaba, discutía y experimentaba hasta lograr obtener buenos resultados. Gracias José.

Agradezco a mis sinodales: Dr. David Moreno Hernández, Dr. Edén Morales Narváez y Dr. Daniel Malacara Hernández quienes con sus observaciones y correcciones hicieron de éste un mejor trabajo de tesis. También agradezco al Dr. José Benito Vázquez Dorrío quien revisó, corrigió y sugirió mejoras al trabajo. De igual forma doy gracias a mi compañero M.C.O. Takawira Joseph Mumanga por su asesoría y revisión.

También doy gracias al Centro de Investigaciones en Óptica (CIO), que fue un excelente lugar para mi formación. El resultado que se presenta es fruto del trabajo de muchos con quien tuve la fortuna trabajar en el CIO. Agradezco al Departamento de Soluciones en Ingeniería del CIO, muy

especialmente al M.O. Diego Torres Armenta quien realizó gran parte del diseño mecánico y al M.I. Ricardo Valdivia Hernández quien me ayudó en el diseño electrónico y sistema de iluminación. Gracias también al M.C. Julio César Sánchez Roldán que apoyó en la realización de la parte mecánica del cabezal. Gracias a todos los técnicos que conforman el Departamento de Manufactura Mecánica del CIO, donde se realizó la mecánica del equipo: Luis Martínez Escobedo, José de Jesús Ortiz Ramírez y Marco Antonio Troncoso Torres. También agradezco mucho a todo el personal del Taller Óptico de quienes obtuve apoyo y asesoría cuando lo necesitaba. Gracias al M.C. Luis Fernando Gómez Caballero que me ayudó en algunas de las pruebas con el equipo.

Agradezco al Dr. Bernardino Barrientos García, actual responsable del Laboratorio Nacional de Óptica de la Visión, por el apoyo que me brindó para la conclusión de este proyecto.

Gracias a todos mis compañeros, amigos y familiares quienes me apoyaron de una u otra manera.

Finalmente, doy gracias al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca otorgada para la realización de mis estudios de Maestría.

ABSTRACT / RESUMEN

The fundus is a rich place of information in the diagnosis of ocular diseases such as diabetic retinopathy, glaucoma, retinal vein occlusion and age-related macular degeneration. Having access to ophthalmic instrumentation capable of getting and analyzing fundus images could prevent severe loss of vision or blindness through a suitable diagnosis. In this work, the design, development, characterization and comparison of a non-mydratic fundus camera prototype is presented. The design of the non-mydratic fundus camera has a coaxial LED illumination with a 36° field of view FOV, 4.2 f/#, 4.9 magnification and 24 lp/mm central resolution. The characterization of the FOV and magnification agreed with the international standard ISO 10940:2009 but not the image resolutions. According to the ISO 15004-2:2007 the fundus camera prototype presented is safe to use it. The comparison of commercial fundus cameras with our proposal shows that commercial cameras have better quality images but approximately 10 times the price of our prototype, \$2,000 USD. The non-mydratic fundus camera presented is safe, robust and integrated. It's able to take, edit, report and share fundus images through the internet. This development represents an important fundus camera alternative when it comes to quality and price.

El fondo del ojo es un lugar rico en información para el diagnóstico de enfermedades como retinopatía diabética, glaucoma, oclusión venosa de retina y degeneración macular asociada con la edad. Tener acceso a instrumentación oftalmológica que permita la obtención y análisis de imágenes de fondo de ojo puede llegar a prevenir pérdida severa de la visión o ceguera mediante un diagnóstico oportuno. En el presente trabajo se diseñó, caracterizó y comparó un prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática. El diseño es de una cámara no midriática e iluminación LED coaxial con campo de observación FOV 36°, f/# 4.2, amplificación 4.9, y resolución central de 24 lp/mm. Al caracterizar el FOV y amplificación según la ISO 10940:2009, se encontró que cumple con los estándares mientras que para el caso de las resoluciones de la imagen no se cumple. Se demostró que la cámara no representa un riesgo para el ojo según la ISO 15004-2:2007. Al comparar con las cámaras comerciales, éstas obtienen en general una calidad de imagen mejor al prototipo presentado, sin embargo, sus precios son de aproximadamente 10 veces más que la propuesta, \$2,000 USD. El prototipo de cámara de fondo de ojo presentado es segura, integral, con capacidad para adquirir, editar, reportar y compartir por internet imágenes del fondo del ojo. Este desarrollo representa una alternativa de cámara de fondo de ojo muy importante al considerar calidad y precio.

ÍNDICE GENERAL

Agradecimientos.....	i
Abstract / Resumen.....	iii
Índice de Figuras.....	vi
Índice de Tablas.....	x
Introducción.....	1
Objetivos.....	2
Objetivo general.....	2
Objetivos particulares.....	2
Capítulo 1 El ojo humano.....	3
Anatomía y fisiología del ojo humano.....	3
Retina.....	4
Adaptación y sensibilidad del ojo.....	7
Regiones de la retina.....	8
Imágenes de fondo del ojo.....	10
Características y puntos de referencia.....	10
Diagnóstico de enfermedades.....	12
El ojo humano como instrumento óptico.....	16
Capítulo 2 Instrumentos oftálmicos para visualizar fondo del ojo.....	22
Oftalmoscopios.....	22
Oftalmoscopio directo.....	23
Oftalmoscopio indirecto.....	24
Cámara de fondo de ojo.....	27
Cámaras de fondo de ojo midriáticas y no midriáticas.....	30
Estudios especializados.....	30
Cámaras de fondo de ojo en la actualidad.....	33
Estándares internacionales.....	36

Algunos otros dispositivos sofisticados.....	42
Oftalmoscopios con óptica adaptiva.....	42
Oftalmoscopios de escaneo láser.....	43
Tomógrafos de coherencia óptica.....	45
Combinación de técnicas.....	48
Capítulo 3 Desarrollo y resultados.....	50
Diseño y construcción de cámara de fondo de ojo.....	50
Diseño óptico.....	50
Electrónica.....	61
Software.....	65
Mecánica.....	69
Caracterización de la cámara de fondo de ojo.....	71
Determinación de propiedades ópticas.....	71
Determinación de riesgo de la luz.....	74
Verificación de calidad de lente objetivo.....	85
Operación de cámara de fondo de ojo.....	87
Comparación con otras cámaras de fondo de ojo.....	90
Capítulo 4 Conclusiones y perspectivas.....	99
Referencias Bibliográficas.....	102

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1. CAPAS DEL GLOBO OCULAR Y ESQUEMA DEL CORTE SAGITAL DEL OJO DONDE SE MUESTRAN SUS PRINCIPALES PARTES. ESQUEMA DE OJO TOMADO DE ⁴	3
FIGURA 2. CAPAS DE LA RETINA VISTAS A MANERA DE ESQUEMA Y COMO CORTE HISTOLÓGICO (MICROGRAFÍA DE LUZ). ESQUEMAS MODIFICADOS A PARTIR DE ^{4,7}	5
FIGURA 3. ABSORCIÓN DE LA LUZ DE LOS PIGMENTOS DE LOS CONOS Y BASTONES. IMAGEN MODIFICADA A PARTIR DE ⁸	7
FIGURA 4. CURVAS DE RESPUESTA ESPECTRAL FOTÓPICA Y ESCOTÓPICA. IMAGEN MODIFICADAS A PARTIR DE A) ⁸ Y B) ¹⁰	8
FIGURA 5. REGIÓN CENTRAL Y PERIFÉRICA DE LA RETINA SANA. IMAGEN MODIFICADA A PARTIR DE ¹¹	9
FIGURA 6. DISTRIBUCIÓN DE FOTORRECEPTORES EN OJO. IMAGEN MODIFICADA A PARTIR DE ¹⁰	9
FIGURA 7. IMAGEN Y ESQUEMA CON DIMENSIONES TÍPICAS DE UN FONDO DE OJO SANO. IMAGEN DE FONDO DE OJO PROPORCIONADO AMABLEMENTE POR LOS SOCIOS DEL PROGRAMA MESSIDOR (VER HTTP://WWW.ADCIS.NET/EN/THIRD-PARTY/MESSIDOR/) ¹² . ESQUEMA MODIFICADO A PARTIR DE ¹³	11
FIGURA 8. REFLECTANCIA DE LA RETINA DE POBLACIONES CON PIEL CLARA RUBIA, CLARA MORENA Y OSCURA. IMAGEN MODIFICADA A PARTIR DE ¹³	12
FIGURA 9. IMÁGENES DE FONDO DE OJO DE PACIENTES CON RETINOPATÍA DIABÉTICA NO PROLIFERATIVA. IMÁGENES PROPORCIONADAS AMABLEMENTE POR LOS SOCIOS DEL PROGRAMA MESSIDOR (VER HTTP://WWW.ADCIS.NET/EN/THIRD-PARTY/MESSIDOR/) ¹²	13
FIGURA 10. IMÁGENES DE FONDO DE OJO DE PACIENTES CON RETINOPATÍA DIABÉTICA PROLIFERATIVA. IMÁGENES PROPORCIONADAS AMABLEMENTE POR LOS SOCIOS DEL PROGRAMA MESSIDOR (VER HTTP://WWW.ADCIS.NET/EN/THIRD-PARTY/MESSIDOR/) ¹²	14
FIGURA 11. IMÁGENES DE FONDO DE OJO DE PACIENTES CON DRUSAS, LESIÓN TÍPICA DE LA DEGENERACIÓN MACULAR ASOCIADA A LA EDAD DE TIPO "SECA". IMÁGENES AMABLEMENTE PROPORCIONADAS POR SHILEY EYE CENTER EN LA UNIVERSIDAD DE CALIFORNIA, SAN DIEGO (VER HTTP://CECAS.CLEMSON.EDU/~AHOOVER/STARE/) ¹⁵	15
FIGURA 12. IMÁGENES DE FONDO DE OJO DE PACIENTES CON DEGENERACIÓN MACULAR ASOCIADA A LA EDAD DE TIPO "HÚMEDA". IMÁGENES AMABLEMENTE PROPORCIONADAS POR SHILEY EYE CENTER EN LA UNIVERSIDAD DE CALIFORNIA, SAN DIEGO (VER HTTP://CECAS.CLEMSON.EDU/~AHOOVER/STARE/) ¹⁵	15
FIGURA 13. IMÁGENES DE FONDO DE OJO DE PACIENTES CON OCLUSIÓN DE VASOS CENTRALES DE LA RETINA (IZQUIERDA) Y GLAUCOMA (DERECHA). IMAGEN IZQUIERDA AMABLEMENTE PROPORCIONADAS POR SHILEY EYE CENTER EN LA UNIVERSIDAD DE CALIFORNIA, SAN DIEGO (VER HTTP://CECAS.CLEMSON.EDU/~AHOOVER/STARE/) ¹⁵ . IMAGEN DERECHA PROPORCIONADA POR DRIONS-DB (VER HTTP://WWW.IA.UNED.ES/~EICARMONA/DRIONS-DB.HTML) ¹⁶	16
FIGURA 14. ESQUEMA DEL OJO TEÓRICO COMPLETO DE LEGRAND RELAJADO	17
FIGURA 15. PUNTOS CARDINALES DEL OJO TEÓRICO COMPLETO DE LEGRAND RELAJADO	20
FIGURA 16. TRAZADO DE RAYOS (GENERADOS EN OSLO) DE MODELO DE OJO TEÓRICO COMPLETO DE LEGRAND RELAJADO CON OBJETO AL INFINITO Y ÁNGULO DE CAMPO DE 40°.	21
FIGURA 17. ESQUEMA DE UN OFTALMOSCOPIO SIMPLE: A) COMPONENTES ÓPTICOS Y B) APARIENCIA FÍSICA. IMAGEN MODIFICADA A PARTIR DE ²⁹	23
FIGURA 18. ESQUEMA DE UN OFTALMOSCOPIO INDIRECTO EN DONDE SE MUESTRA SU PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO. IMAGEN MODIFICADA A PARTIR DE ²⁹	25

FIGURA 19. ESQUEMA DE OFTALMOSCOPIO BINOCULAR INDIRECTO: A) COMPONENTES ÓPTICOS Y B) APARIENCIA FÍSICA DE INSTRUMENTO Y TRAYECTOS DE ILUMINACIÓN Y OBSERVACIÓN EN PLANO PUPILA DE OJO OBSERVADO. IMÁGENES MODIFICADAS A PARTIR DE A) ¹⁰ Y B) ²⁹	26
FIGURA 20. ESQUEMA DE CÁMARA DE FONDO DE OJO CLÁSICA: COMPONENTES ÓPTICOS (IZQUIERDA) Y APARIENCIA FÍSICA DE MODELO DE ZEISS FF 450 ^{PLUS} (DERECHA). IMÁGENES MODIFICADAS A PARTIR DE ²⁹	27
FIGURA 21. ESQUEMAS DE DISEÑOS ÓPTICOS DE CÁMARAS DE FONDO DE OJO CON: A) SISTEMA DE ILUMINACIÓN EXTERNO E B) SISTEMA DE ILUMINACIÓN INTERNO. IMAGEN MODIFICADA A A PARTIR DE ³³	28
FIGURA 22. ESQUEMAS DE TÉCNICAS PARA ILUMINAR FONDO DEL OJO (A) CON CAMPOS DE VISIÓN FOV TÍPICOS (B): 1) TRANS-PUPILAR (TRADICIONAL), 2) TRANS-ESCLERAL EN CONTACTO CON ESCLERA, 3) TRANS-PALPEBRAL Y 4) TRANS-PARS-PLANAR. IMAGEN MODIFICADA A PARTIR DE ³⁷	31
FIGURA 23. ESPECTROS DE EMISIÓN Y ABSORCIÓN (A) UTILIZADOS EN LA ADQUISICIÓN DE IMÁGENES DE FONDO DE OJO (B) ADQUIRIDAS CON ESTUDIOS ESPECIALIZADOS: 1) ANGIOGRAFÍA DE FLUORESCENCIA CON FLUORESCINA (NAF), 2) ANGIOGRAFÍA DE FLUORESCENCIA CON VERDE DE INDOCIANINA (ICG) Y 3) AUTOFLUORESCENCIA. IMÁGENES MODIFICADAS A PARTIR DE ²⁹ ..	32
FIGURA 24. CÁMARA DE FONDO DE OJO MODELO VISUCAM 500 DE ZEISS.	33
FIGURA 25. COMPARACIÓN DE IMÁGENES DE FONDO DE OJO (B) DE UN MISMO SUJETO, ADQUIRIDAS CON DISTINTAS CÁMARAS DE FONDO DE OJO (A): 1) TOPCON, 2) PICTOR-PLUS DE VOLK Y 3) PEEK. IMÁGENES MODIFICADAS A PARTIR DE ⁴¹	35
FIGURA 26. FUNCIONES ESPECTRALES DE PESO DE RIESGO DE LA LUZ: FUNCIÓN DE PESO DE PELIGRO FOTOQUÍMICO AFÁQUICO $A(\lambda)$ (AZUL), FUNCIÓN DE PESO DE PELIGRO TÉRMICO $R(\lambda)$ (NARANJA) Y FUNCIÓN DE PESO DE PELIGRO DE RADIACIÓN ULTRAVIOLETA $S(\lambda)$ (VERDE).....	38
FIGURA 27. ESQUEMA CLÁSICO DE OFTALMOSCOPIO DE ILUMINACIÓN CONTINUA DE ÓPTICA ADAPTIVA AO-FIO (IZQUIERDA) E IMÁGENES DE RETINA ADQUIRIDAS CON EL EQUIPO RTX1 (DERECHA). ESQUEMA MODIFICADO A PARTIR DE ⁴⁷ ©2018 DE ADVANCED OPTICAL INSTRUMENTS AND TECHNIQUES POR D. MALACARA. REPRODUCIDO CON PERMISO DE TAYLOR AND FRANCIS GROUP, LLC,. IMÁGENES DE FONDO DE OJO TOMADAS DE ⁵¹	43
FIGURA 28. ESQUEMA DE OFTALMOSCOPIO DE ESCANEEO LÁSER SLO DONDE SE APRECIA A) PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DEL SLO Y B) PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE MICROSCOPIA CONFOCAL PARA LA DETECCIÓN DE DISTINTOS PLANOS DEL OBJETO DE INTERÉS. IMAGEN MODIFICADA A PARTIR DE ²⁹	44
FIGURA 29. IMÁGENES DE FONDO DE OJO ADQUIRIDAS CON OFTALMOSCOPIOS DE ESCANEEO LÁSER SLO COMERCIALES: A) EASYSCAN B) DAYTONA PLUS DE OPTOS Y C) HEIDELBERG RETINAL TOMOGRAPH HRT3. IMÁGENES TOMADAS DE ⁵⁵⁻⁵⁷	45
FIGURA 30. ESQUEMAS DE PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE LA TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA OCT CON TÉCNICA DE DOMINIO EN EL TIEMPO TD (IZQUIERDA) Y DOMINIO EN FRECUENCIA FD (DERECHA). IMAGEN MODIFICADA DE ⁵⁹	46
FIGURA 31. IMAGEN DE FONDO DE OJO ADQUIRIDA POR EL EQUIPO CIRRUS HD-OCT 500 DE ZEISS VISUALIZADA EN 3D EN SU INTERFAZ GRÁFICA.	47
FIGURA 32 IMÁGENES DE FONDO DE OJO ADQUIRIDAS CON TÉCNICAS DE ÓPTICA ADAPTIVA IMPLEMENTADAS CON: A) TOMOGRAFÍA DE COHERENCIA ÓPTICA AO-OCT: IMÁGENES A 0.5°, 1.5°, 3° Y 6° DE LA FÓVEA Y SUS CORTES AXIALES; B) OFTALMOSCOPIO DE ESCANEEO LÁSER AO-SLO: IMÁGENES A DISTINTOS PLANOS DE LA DE LA RETINA DONDE SE OBSERVA ENFOCADAS FIBRAS NERVIOSAS (IZQUIERDA), VASO SANGUÍNEO (CENTRO), FOTORRECEPTORES (DERECHA). IMÁGENES TOMADAS DE A) ⁶¹ Y B) ⁵³ . A) REIMPRESO CON PERMISO DE SPRINGER NATURE CUSTOMER SERVICE CENTRE GMBH: SPRINGER NATURE, EYE, ADAPTIVE OPTICS AND THE EYE (SUPER RESOLUTION OCT) D. T. MILLER ET AL, ©2011	49
FIGURA 33. DISEÑO ÓPTICO DE PROTOTIPO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO NO MIDRIÁTICA PROPUESTO. TRAZOS GENERADOS EN OSLO, ESQUEMAS DE OJO MODIFICADOS A PARTIR DE ⁴	50

FIGURA 34. COMPARACIÓN DE LOS PLANOS CONJUGADOS DE LA PUPILA DE ENTRADA DEL OJO E E IMÁGENES INTERMEDIAS FORMADAS UTILIZANDO UNALENTE POSITIVA DE 20 D Y DIÁMETRO DE 49 MM CON: A) SUPERFICIES ESFÉRICAS Y B) SUPERFICIE ASFÉRICA (CONSTANTE DE CONICIDAD DE -2.7 EN SEGUNDA SUPERFICIE). TRAZOS GENERADOS EN OSLO.	53
FIGURA 35. TRAZO DE RAYOS (GENERADO EN OSLO) DE LA IMAGEN FORMADA POR LALENTE POSITIVA Lobj EN LA PUPILA DE ENTRADA DEL OJO OBSERVADO E DE UN OBJETO EN EL PLANO CONJUGADO DE E . LOS RAYOS VERDES DEFINEN LA POSICIÓN DEL SISTEMA DE OBSERVACIÓN, MIENTRAS QUE LOS AZULES Y ROJOS DEFINEN LA DEL SISTEMA DE ILUMINACIÓN.	53
FIGURA 36. ANÁLISIS DE ABERRACIONES DEL SISTEMA DE OBSERVACIÓN, SIN CONSIDERARLENTE POSITIVA ASFÉRICA, DE LA CÁMARA DE FONDO DE OJO. GRÁFICAS GENERADAS CON OSLO	55
FIGURA 37. IMÁGENES ADQUIRIDAS POR EL SISTEMA DE OBSERVACIÓN DE UNA HOJA MILIMÉTRICA COLOCADA EN: A) 2 CM ANTES, B) EN Y C) 2 CM DESPUÉS DEL PLANO DE LA IMAGEN INTERMEDIA DE LA RETINA.	56
FIGURA 38. DISEÑO DE SISTEMA DE ILUMINACIÓN DEL PROTOTIPO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO NO MIDRIÁTICA PROPUESTO.	57
FIGURA 39. IMAGEN FORMADA PORLENTE POSITIVA VOLK DE 20 D DEL SISTEMA DE ILUMINACIÓN, CON LEDs BLANCOS ENCENDIDOS, EN EL PLANO DE LA PUPILA DE ENTRADA DEL OJO: A) ILUMINACIÓN EXTERNA ENCENDIDA E B) ILUMINACIÓN EXTERNA APAGADA. 57	57
FIGURA 40. ILUMINACIÓN DE UN MODELO DE OJO DURANTE UNA FOTOGRAFÍA DEL FONDO DE OJO: A) IMAGEN DE SISTEMA DE ILUMINACIÓN EN EL PLANO DE LA PUPILA DEL OJO, B) ILUMINACIÓN APROXIMADAMENTE HOMOGÉNEA DEL FONDO DEL OJO Y C) FOTOGRAFÍA DEL FONDO DEL OJO.	58
FIGURA 41. REFLEJOS DEL SISTEMA DE ILUMINACIÓN PRODUCIDOS POR LA PRIMERA Y SEGUNDA SUPERFICIE DE LALENTE POSITIVA ASFÉRICA (VOLK 20 D): A) LEDs INFRARROJOS Y B) LEDs BLANCOS. FOTOGRAFÍAS ADQUIRIDAS SIN NINGÚN ELEMENTO FRENTE ALENTE POSITIVA.	59
FIGURA 42. ANÁLISIS DE ABERRACIONES DEL PROTOTIPO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO NO MIDRIÁTICA PROPUESTO. GRÁFICAS GENERADAS CON OSLO.	60
FIGURA 43. DIAGRAMAS DE PUNTO CON CORRIMIENTO DE FOCO EN 0.1 MM DEL SISTEMA DE CÁMARA DE FONDO DE OJO PROPUESTO. GRÁFICAS GENERADAS CON OSLO.	61
FIGURA 44. DIAGRAMA DE RELACIÓN DE COMPONENTES ELECTRÓNICOS DE CÁMARA DE FONDO DE OJO PROPUESTA.	62
FIGURA 45. ESQUEMÁTICO DE MÓDULO PARA CÁMARA DE FONDO DE OJO.	63
FIGURA 46. MODELO 3D DEL MÓDULO PARA EL PROTOTIPO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO PROPUESTO.	65
FIGURA 47. PRINCIPALES VENTANAS DE APLICACIÓN DISEÑADA PARA EL PROTOTIPO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO NO MIDRIÁTICA PROPUESTO.	66
FIGURA 48. MODO EDICIÓN, MODO COMPARTIR, MODO GENERADOR DE REPORTE Y EJEMPLO DE REPORTE DE LA CÁMARA DE FONDO DE OJO PROPUESTA.	68
FIGURA 49. DISEÑOS MECÁNICOS DE CÁMARA DE FONDO DE OJO: A) MENTONERA B) CABEZAL Y C) ESTRUCTURA PARA DESPLAZAMIENTO.	70
FIGURA 50. PROTOTIPO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO ENSAMBLADA: MODELO 3D (IZQUIERDA) Y APARIENCIA FÍSICA (DERECHA)	70
FIGURA 51. MONTAJE EXPERIMENTAL EN LA CARACTERIZACIÓN DE LAS PROPIEDADES ÓPTICAS DE LA CÁMARA DE FONDO DE OJO PROPUESTA.	71
FIGURA 52. CONFIGURACIÓN UTILIZADA EN LA CALIBRACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN UTILIZADO PARA DETERMINAR RIESGO DE LUZ EN EL OJO.	76

FIGURA 53. ESPECTRO DE LÁMPARA FEL ADQUIRIDA CON ESPECTRÓMETRO (AZUL), IRRADIANCIA ESPECTRAL CONOCIDA DE LA LÁMPARA (NARANJA) Y FUNCIÓN DE CALIBRACIÓN (VERDE) OBTENIDA A PARTIR DE LOS ESPECTROS DE LA LÁMPARA FEL.	77
FIGURA 54. MONTAJE EXPERIMENTAL PARA DETERMINAR EL RIESGO DE LA LUZ EN EL OJO PRODUCIDA POR EL SISTEMA DE ILUMINACIÓN DEL PROTOTIPO PROPUESTO.	78
FIGURA 55. ESPECTROS DE LA LUZ CONTINUA (LEDs IR) CON PUPILA DE 7 MM: CRUDO (SUPERIOR) Y CALIBRADO (INFERIOR).....	79
FIGURA 56. RELACIÓN DE ÁREA DE LA RETINA ILUMINADO ar POR EL ÁNGULO DEL CAMPO DE OBSERVACIÓN θ DEFINIDO POR LALENTE POSITIVA $Lobj$ Y TAMAÑO DE CONO DE ILUMINACIÓN $r1$ A UNA DISTANCIA l DEL PLANO IMAGEN DEL SISTEMA DE ILUMINACIÓN E	80
FIGURA 57. ESPECTROS DE LUZ CONTINUA (LEDs IR) CON PUPILA DE 1 MM: CRUDO (SUPERIOR) Y CALIBRADO (INFERIOR).....	81
FIGURA 58. ESPECTROS DE LUZ PULSADA (LEDs BLANCOS) CON PUPILA DE 7 MM: CRUDO (SUPERIOR) Y CALIBRADO (INFERIOR)....	83
FIGURA 59. ESPECTROS DE LUZ PULSADA (LEDs BLANCOS) CON PUPILA DE 1 MM: CRUDO (SUPERIOR) Y CALIBRADO (INFERIOR)....	84
FIGURA 60. DIAGRAMA DEL MONTAJE EXPERIMENTAL UTILIZADO EN LA PRUEBA DE RONCHI PARA LA DETERMINACIÓN DE LA CALIDAD DE LENTES ASFÉRICAS.....	85
FIGURA 61. RONCHIGRAMAS OBTENIDOS EN LA VERIFICACIÓN DE LA CALIDAD DE LENTES OBJETIVOS.....	86
FIGURA 62. IMÁGENES DE POSICIONES GUÍA DURANTE LA TOMA DE FOTOGRAFÍA DE FONDO DE OJO: A) OJO DEL PACIENTE CENTRADO CON PROTOTIPO ALEJADO, B) REFLEJOS EN CÓRNEA CENTRADOS CON PROTOTIPO CERCANO A SU DISTANCIA DE TRABAJO Y C) PROTOTIPO A SU DISTANCIA DE TRABAJO CON ESTRUCTURAS DE FONDO DE OJO EN FOCO.	89
FIGURA 63. IMAGEN DEL FONDO DEL OJO IZQUIERDO DE PACIENTE CON: A) LUZ INFRARROJA Y B) LUZ BLANCA.	89
FIGURA 64 COMPARACIÓN DE IMÁGENES DE FONDO DE OJO ADQUIRIDAS CON DISTINTAS CÁMARAS DE FONDO DE OJO REPORTADAS POR SU FABRICANTE/MARCA. IMÁGENES MODIFICADAS A PARTIR DE REFERENCIAS DE TABLA 15.....	95
FIGURA 65 COMPARACIÓN DE IMÁGENES DE FONDO DE OJO ADQUIRIDAS CON PROTOTIPO PROPUESTO (IZQUIERDA) Y VISUCAM 500 DE ZEISS (DERECHA): A,B) OJO DERECHO, C,D) OJO IZQUIERDO, E,F) AMPLIACIÓN DE DISCO ÓPTICO DE OJO IZQUIERDO.	98

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1. ESPECIFICACIONES DEL MODELO DEL OJO TEÓRICO COMPLETO DE LEGRAND RELAJADO.	18
TABLA 2. PROPIEDADES ÓPTICAS DEL OJO DERIVADAS A PARTIR DEL MODELO TEÓRICO COMPLETO DE LEGRAND RELAJADO.	19
TABLA 3. DIOPTRÍAS Y DIÁMETROS TÍPICOS DE LENTES ASFÉRICAS VOLK PARA LENTES GRANDES Y PEQUEÑAS. TABLA TOMADA DE ³⁴ . .	29
TABLA 4 EVALUACIÓN DE DISTINTOS FACTORES EN LAS CÁMARAS DE FONDO DE OJO: CÁMARA DE ESCRITORIO (TOPCON), SISTEMA PORTABLE INTEGRADO (PICTOR-PLUS) Y ADAPTADOR PARA CELULAR (PEEK). TABLA TOMADA DE ⁴¹	35
TABLA 5 REQUERIMIENTOS DE PROPIEDADES ÓPTICAS DE LAS CÁMARAS DE FONDO DE OJO SEGÚN LA ISO 10940:2009 ⁴²	37
TABLA 6. REQUERIMIENTOS Y NOTAS DE MEDICIONES PARA FUENTES CONTINUAS EN LA DETERMINACIÓN DEL RIESGO DE LUZ EN EL OJO. TABLA ADAPTADA DE ⁴⁵	40
TABLA 7. REQUERIMIENTOS Y NOTAS DE MEDICIONES PARA FUENTES PULSADAS EN LA DETERMINACIÓN DEL RIESGO DE LUZ EN EL OJO. TABLA ADAPTADA DE ⁴⁵	41
TABLA 8. DISEÑO ÓPTICO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO NO MIDRIÁTICA PROPUESTO. EN EL DISEÑO PRESENTADO SE CONSIDERA UN RADIO DE ENTRADA DEL RAYO DE 1 MM Y UN CAMPO DE VISIÓN DE 36°.	51
TABLA 9. ESPECIFICACIONES TEÓRICAS, SEGÚN SU DISEÑO, DE CÁMARA DE FONDO DE OJO NO MIDRIÁTICA PROPUESTO.	51
TABLA 10. RESOLUCIONES TEÓRICAS DEL PROTOTIPO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO NO MIDRIÁTICA PROPUESTO.	60
TABLA 11. RESUMEN DE RESULTADOS DE LA CARACTERIZACIÓN DE LAS PROPIEDADES ÓPTICAS DE LA CÁMARA DE FONDO DE OJO PROPUESTA DE ACUERDO A LAS ESPECIFICACIONES DE LA ISO 10940-2009.	71
TABLA 12. RESULTADOS DE LA CARACTERIZACIÓN DE LA RESOLUCIÓN EN EL FONDO DEL OJO DEL PROTOTIPO PROPUESTO MEDIANTE EL USO DE LA CARTA USAF.	74
TABLA 13. RESULTADOS DE EVALUACIÓN DE RIESGOS DE LUZ EN EL OJO PARA LUZ CONTINUA (LEDs INFRARROJOS)	74
TABLA 14. RESULTADOS DE EVALUACIÓN DE RIESGOS DE LUZ EN EL OJO PARA LUZ PULSADA (LEDs BLANCOS)	75
TABLA 15 COMPARACIÓN DE 'PROTOTIPO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO PROPUESTO CON OTROS PROTOTIPOS Y CÁMARAS COMERCIALES.	90
TABLA 16 COSTO DE CÁMARA DE FONDO DE OJO PROPUESTO.	93

INTRODUCCIÓN

El trabajo de tesis presentado es desarrollado en el marco de los proyectos del Laboratorio Nacional de Óptica de la Visión LANOV del Centro de Investigaciones en Óptica CIO. El LANOV tiene por objetivo “investigar los diferentes mecanismos de la visión, los procesos involucrados en el diseño y fabricación de instrumentación óptica; además del desarrollo de tecnologías destinada al diagnóstico y tratamiento de patologías visuales.” En este proyecto se desarrolla una cámara de fondo de ojo no midriática. Esto en congruencia con los objetivos del LANOV pues se realiza la investigación de los procesos involucrados en el diseño y fabricación de instrumentación óptica destinada al diagnóstico de patologías visuales.

Las cámaras de fondo de ojo adquieren imágenes del segmento posterior de éste para posteriormente ser analizadas y utilizadas para la detección de cambios morfológicos asociados a enfermedades como retinopatía diabética, glaucoma, oclusión venosa de retina y degeneración macular asociada con la edad. La retinopatía diabética es la principal causa de ceguera en el mundo en personas de 20-64 años de edad ¹ y una de cada tres personas con diabetes mellitus padecerá algún tipo de retinopatía diabética ². La retinopatía diabética puede ser tratada y controlada por lo que los diagnósticos tempranos son fundamentales para prevenir la pérdida de la visión.

En la actualidad existe una gran variedad de cámaras de fondo de ojo (ver sección Cámaras de fondo de ojo en la actualidad), sin embargo, los costos elevados de los equipos comerciales impiden que gran parte de la población pueda tener acceso a estos equipos (ver sección Comparación con otras cámaras de fondo de ojo.). No todos los oftalmólogos tienen acceso a cámaras de fondo de ojo, mucho menos especialistas de la salud en otras áreas como endocrinólogos. El desarrollo de prototipos de calidad con costos mesurados y capacidad para aplicar telemedicina, impactará de manera positiva en la salud pública brindando las herramientas para que el diagnóstico de patologías visuales esté al alcance de un mayor número de personas. De aquí la relevancia del presente trabajo.

En el Capítulo 1 se presenta el estudio del ojo humano desde el punto de vista biológico y físico (óptico). De manera particular se describe la anatomía y fisiología básica del ojo, la relevancia de la retina y su estudio mediante imágenes del fondo del ojo y, finalmente, se analiza al ojo como instrumento óptico.

En el Capítulo 2 se explican los distintos tipos de instrumentos oftálmicos utilizados para observar el fondo del ojo, poniendo especial énfasis en las cámaras de fondo del ojo. Entre los instrumentos que se describen se encuentran los oftalmoscopios directos, indirectos y dispositivos sofisticados como oftalmoscopios con óptica adaptiva, de escaneo láser y tomógrafos de coherencia óptica.

En el Capítulo 3 se muestra el desarrollo y resultados obtenidos en el desarrollo del prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto. Se explica con detalle el diseño del prototipo y especificaciones técnicas. Luego se caracteriza la cámara de fondo de ojo de acuerdo con estándares emitidos por la Organización Internacional de Normalización (ISO) ISO 10940:2009 e ISO 15004-2:2007 asegurando que el equipo no representa un riesgo para el ojo. Se dan las instrucciones de uso del prototipo en la adquisición de imágenes de fondo de ojo para posteriormente compararlo contra cámaras comerciales y algunos otros prototipos recientes.

Finalmente se presentan las conclusiones, perspectivas y oportunidades de mejora para el prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto.

Objetivos

Objetivo general

Diseñar, desarrollar, caracterizar y comparar un prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática de calidad y bajo costo.

Objetivos particulares

- Realizar el diseño óptico una cámara de fondo de ojo no midriática.
- Implementar el diseño óptico, mecánico, eléctrico del prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto.
- Proveer de una interfaz gráfica para el control y uso del equipo.
- Caracterizar la cámara de fondo ojo según estándares internaciones ISO.
- Garantizar que el equipo no representa un riesgo para el paciente.
- Adquirir imágenes de fondo de ojo en pacientes sanos.
- Comparar el prototipo de cámara de fondo ojo no midriática propuesto con otros prototipos y equipos comerciales.

Capítulo 1 EL OJO HUMANO

El ojo es el órgano responsable de uno de los sentidos especiales del hombre, la vista. El ojo humano y la fisiología de la visión son complejos. Prueba de esto es que más de la mitad de los receptores sensitivos del cuerpo se localizan en el ojo, y gran parte de la corteza cerebral participa en el procesamiento de la información visual³. Además del estudio anatómico y fisiológico del ojo, también es conveniente estudiarlo y caracterizarlo como instrumento óptico. En el presente capítulo, se presentará la anatomía y fisiología básica del ojo, la relevancia de la retina y su estudio mediante imágenes del fondo del ojo y, finalmente, se analizará al ojo como instrumento óptico.

Anatomía y fisiología del ojo humano

El ojo humano puede ser dividido y clasificado por segmentos o por capas. Anatómicamente el globo ocular se divide en tres capas: capa fibrosa, capa vascular o úvea y retina (Ver Figura 1). Si dividimos al ojo por segmentos, se tiene el segmento anterior y segmento posterior. Además, al interior del ojo encontraremos tres cavidades o cámaras: cámara anterior, cámara posterior y cámara vítrea.

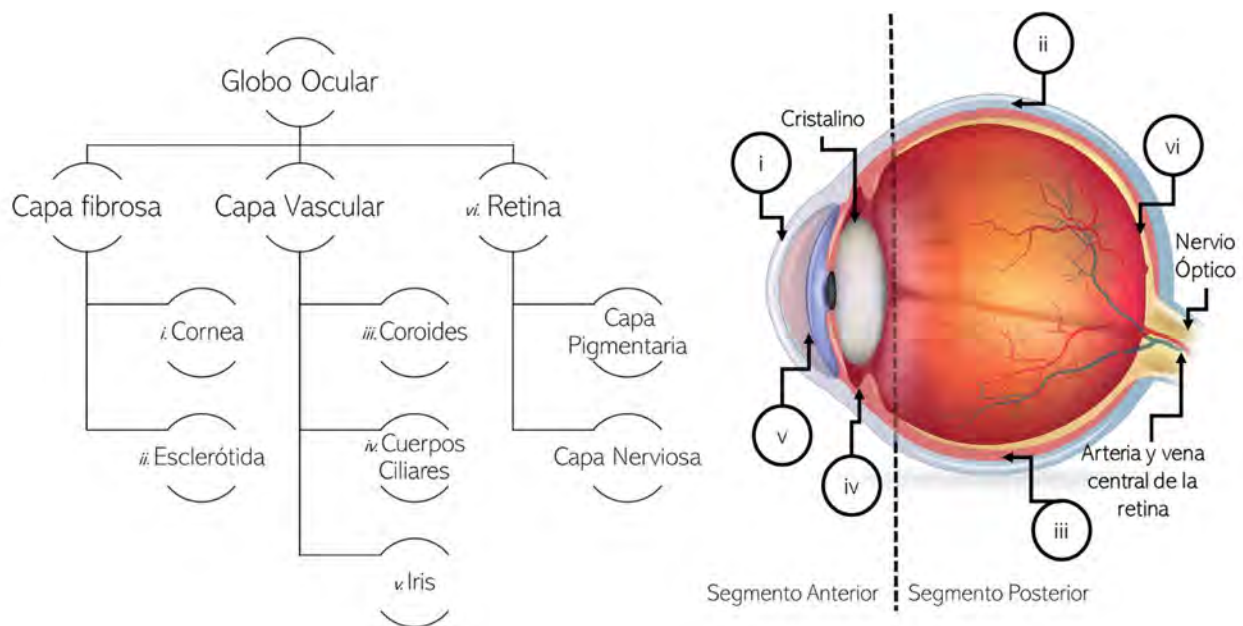


Figura 1. Capas del globo ocular y esquema del corte sagital del ojo donde se muestran sus principales partes. Esquema de ojo tomado de⁴

La capa fibrosa es la cubierta superficial del globo ocular y está constituida por: la córnea, en la parte anterior, y la esclerótica en la parte posterior. La córnea es una túnica transparente curvada que cubre al iris y ayuda a enfocar la luz sobre la retina. La esclerótica es la parte blanca del ojo, brinda

protección y está formada de tejido conectivo denso (fibras colágenas y fibroblastos principalmente) cubriendo al globo ocular por completo excepto la córnea ^{3,5,6}.

La capa vascular o úvea se encuentra en la parte media del globo ocular y se divide en tres partes interconectadas: la coroides, los cuerpos ciliares y el iris. La coroides es una zona muy vascularizada que tapiza la parte posterior de la esclerótica e irriga la cara posterior de la retina brindando a ésta los nutrientes necesarios ^{5,6}. Además, la coroides, contiene melanocitos que producen el pigmento melanina, el cual es color pardo y absorbe los rayos de luz dispersos, evitando en gran parte la reflexión y dispersión de la luz dentro del globo ocular. El cuerpo ciliar está conformado por los procesos ciliares, que secretan el humor acuoso y el músculo ciliar que altera la forma del cristalino para adaptar a visión próxima o lejana (proceso llamado acomodación). El iris es la porción coloreada del ojo que está suspendida entre la córnea y el cristalino, está formada por fibras radiales y circulares de músculo liso. El iris tiene como función regular la cantidad de luz que entra en el globo ocular a través de la pupila, que es el orificio que se encuentra en el centro de éste ³.

Analizando los segmentos del ojo se encontrará que el segmento anterior consta principalmente de componentes ópticos como lo son la córnea, el iris y el cristalino; mientras que en el segmento posterior se encuentran elementos de detección como la retina y nervio óptico. El segmento anterior son las partes del ojo que van de la córnea hasta la superficie posterior del cristalino. Entre la córnea y el iris se encuentra la cámara anterior. Entre el iris y el cristalino se encuentra la cámara posterior. La cámara anterior y posterior están llenas de humor acuoso, el cual contiene nutrientes para el cristalino y la córnea. Entre el cristalino y la retina se encuentra un espacio al que se le conoce como vítreo o cámara vítrea. La cámara vítrea está llena de humor vítreo, que es una masa transparente incolora de consistencia gelatinosa. El segmento posterior del ojo lo comprenden los elementos que se encuentran a partir de la última superficie del cristalino: vítreo, retina y nervio óptico. A este segmento también se le conoce como fondo del ojo (*fundus* en inglés y origen latín que significa *fondo*) ⁷. Es común que en descripciones clínicas se haga referencia al fondo del ojo como polo posterior ⁵.

Retina

La retina es la capa más interna del globo ocular y representa el comienzo de la vía óptica. Es en esta capa donde la luz es transformada en señales eléctricas las cuales son interpretadas por el cerebro. La retina es una membrana delgada (aproximadamente 180 - 400 µm), semitransparente y multilaminada conformada por células neuronales y epiteliales. Las células neuronales y epiteliales de la retina se disponen de tal forma que forman diez capas (Ver Figura 2) ^{3,5-7}:

- 1) Epitelio Pigmentario de la Retina (EPR)
- 2) Capa de fotorreceptores

- 3) Membrana limitante externa
- 4) Capa nuclear externa
- 5) Capa plexiforme externa
- 6) Capa nuclear interna
- 7) Capa plexiforme interna
- 8) Capa de células ganglionares
- 9) Capa de fibra nerviosa
- 10) Membrana limitante interna

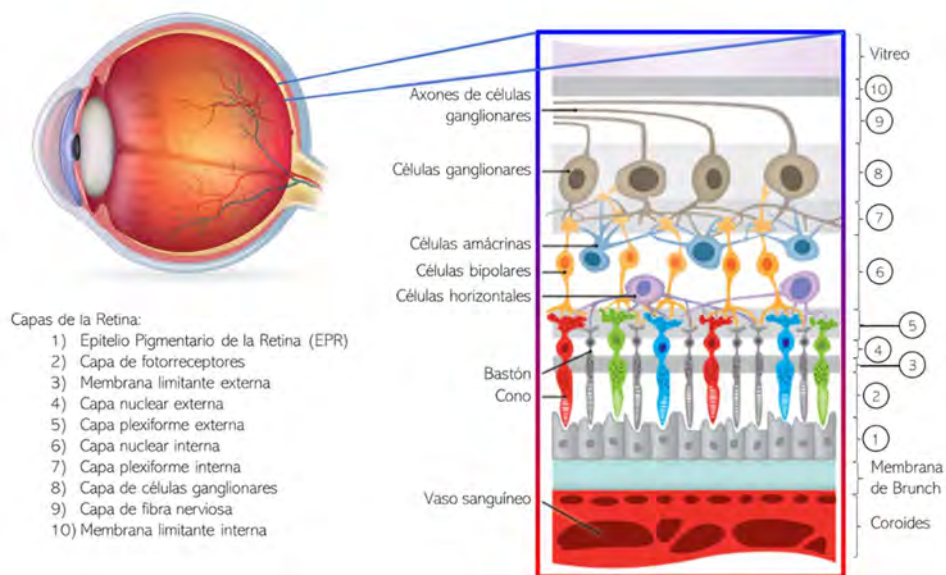


Figura 2. Capas de la retina vistas a manera de esquema y como corte histológico (micrografía de luz). Esquemas modificados a partir de ^{4,7}

Las células epiteliales de la retina forman una monocapa llamada capa pigmentaria o epitelio pigmentario de la retina (EPR o RPE por sus siglas en inglés). Las células del EPR contienen melanina, cumpliendo ésta la misma función que en la coroides. El EPR es la capa más externa de la retina y su superficie posterior se apoya en la coroides (específicamente en una membrana llamada membrana de Brunch). La superficie anterior del EPR colinda con las células neuronales de la retina.

Las células neuronales de la retina procesan los datos visuales antes de enviar impulsos nerviosos hacia el nervio óptico. Este conjunto de células forma la capa neuronal. Las principales células neuronales de la retina son los fotorreceptores, células bipolares y células ganglionares, además de

células horizontales y amácrinas. La luz atraviesa el sistema ocular de lentes y después el humor vítreo, penetra en la retina desde su interior pasando por las células ganglionares, las capas plexiformes y las nucleares hasta llegar a la capa de fotorreceptores. Los fotorreceptores llevan a cabo el proceso de fototransducción el cual consiste en la conversión de fotones de luz en señales neuronales que son transmitidas a las células bipolares. Las células bipolares a su vez hacen sinapsis con las células ganglionares cuyos axones conforman las fibras nerviosas que se dirigen al nervio óptico para transmitir las señales del ojo al cerebro. Durante el proceso de generación de la señal eléctrica del ojo al cerebro las células horizontales y amácrinas intervienen modificando e integrando la señal antes de llegar a las fibras nerviosas ^{3,5-7}.

Fotorreceptores

Las células especializadas de la retina encargadas del proceso de fototransducción y que dan comienzo a la vía óptica son los fotorreceptores. Existen dos tipos de fotorreceptores: los bastones y los conos. Dependiendo de la longitud de onda a la que preferentemente se absorba la luz, los conos se dividen en tres tipos: conos con pico de absorción en 445 nm, sensibles a luz con longitudes de onda corta (S); conos con pico de absorción en 535 nm, sensibles a luz con longitudes de onda media (M); y conos con pico de absorción en 570 nm, sensibles a luz con longitudes de onda larga (L) ^{8,9}. Algunos autores hacen referencia a los distintos tipos de conos como azules (B), verdes (G) y rojos (R) ⁸, otros los denotan como S, M y L por la sensibilidad del cono al espectro visible ⁹. La estimulación de combinaciones diferentes de estos tres tipos de conos resulta en la visión de colores. Los conos y los bastones están divididos de manera general en dos segmentos: el segmento interno y el segmento externo. En el segmento interno se encuentra el núcleo celular, el complejo de Golgi y muchas mitocondrias y este se expande en un terminal sináptico lleno de vesículas sinápticas. El nombre de cono o bastón se debe a la forma de su segmento externo que se encuentra en el extremo distal próximo al EPR. En la membrana plasmática del segmento externo se encuentran proteínas integrales llamadas fotopigmentos. Los fotopigmentos absorben la luz y sufren cambios estructurales, propiciando el primer paso en la transducción visual. La absorción de la luz actúa como iniciador de los fenómenos que llevan a la producción de un potencial receptor y el inicio de las sinapsis neuronales ^{3,8}. Los bastones tienen solo un tipo de fotopigmento, llamado rodopsina y su pico de absorción se da a 505 nm ⁸. En el caso de los conos, existen tres tipos de fotopigmentos de los conos, uno en cada uno de los tres tipos de conos. Los fotopigmentos de los conos funcionan prácticamente igual que la rodopsina, excepto por sus diferencias de sensibilidad dentro del espectro. En la Figura 3 se muestran las curvas de absorción de los distintos fotopigmentos.

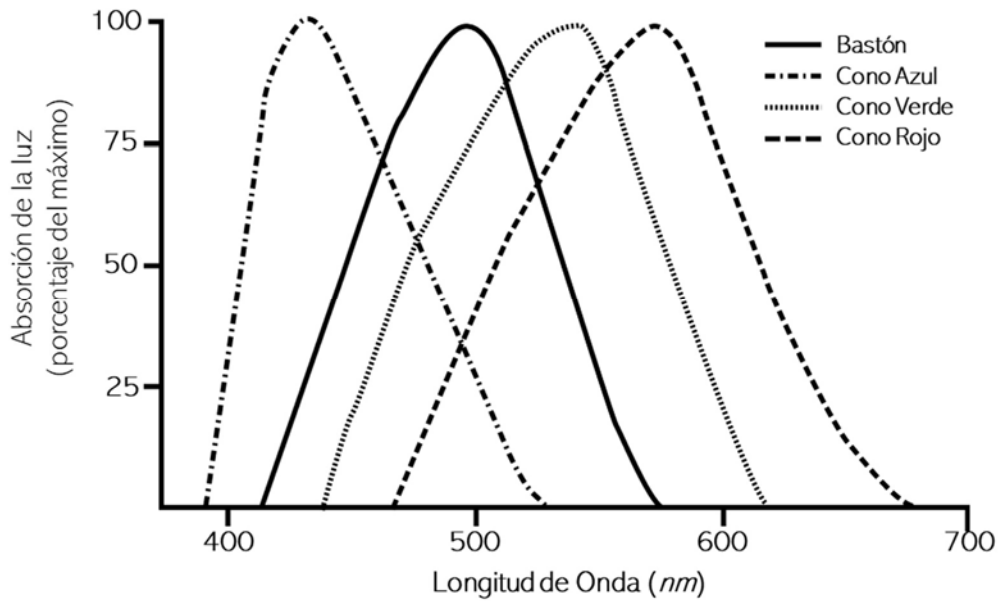


Figura 3. Absorción de la luz de los pigmentos de los conos y bastones. Imagen modificada a partir de ⁸.

Adaptación y sensibilidad del ojo

El ojo tiene la capacidad de ajustar automáticamente la sensibilidad a luz de los fotorreceptores cuando hay cambios en la intensidad de la iluminación. Cuando el ojo se expone a la luz brillante por tiempo prolongado, éste puede reducir la sensibilidad de la retina a través de procesos fotoquímicos, a este proceso se le llama adaptación a la luz. De igual forma en situaciones en que el ojo se expone a poca luz por tiempos prolongados, este puede incrementar la sensibilidad de la retina a través de procesos fotoquímicos, a éste proceso se le llama adaptación a la oscuridad. En la Figura 4 a) se muestran los tiempos en que los fotorreceptores se adaptan a la oscuridad. En la curva se observa que los conos se adaptan de manera rápida pero sin tener grandes variaciones en su sensibilidad, al contrario de los bastones que se adaptan lento pero con variaciones grandes. Los bastones llegan a ser muy sensibles en condiciones con poca luz, mientras que los conos tienen una pobre respuesta si hay poca iluminación, la visión bajo estas condiciones se llama visión escotópica. La visión escotópica permite la detección de objetos con bajos niveles de iluminación diferenciando distintos tonos de grises (no brinda visión cromática). La visión fotópica es a color y permite observar con mayor nitidez. Este tipo de visión se da en condiciones de buena iluminación y se debe a la respuesta de los conos a las distintas longitudes de onda ^{3,5,8,10}. La sensibilidad cromática del ojo puede ser representada por la llamada función de *eficiencia luminosa relativa espectral del ojo* la cual fue obtenida experimentalmente y representa la respuesta de un observador estándar (Ver Figura 4 b))¹⁰.

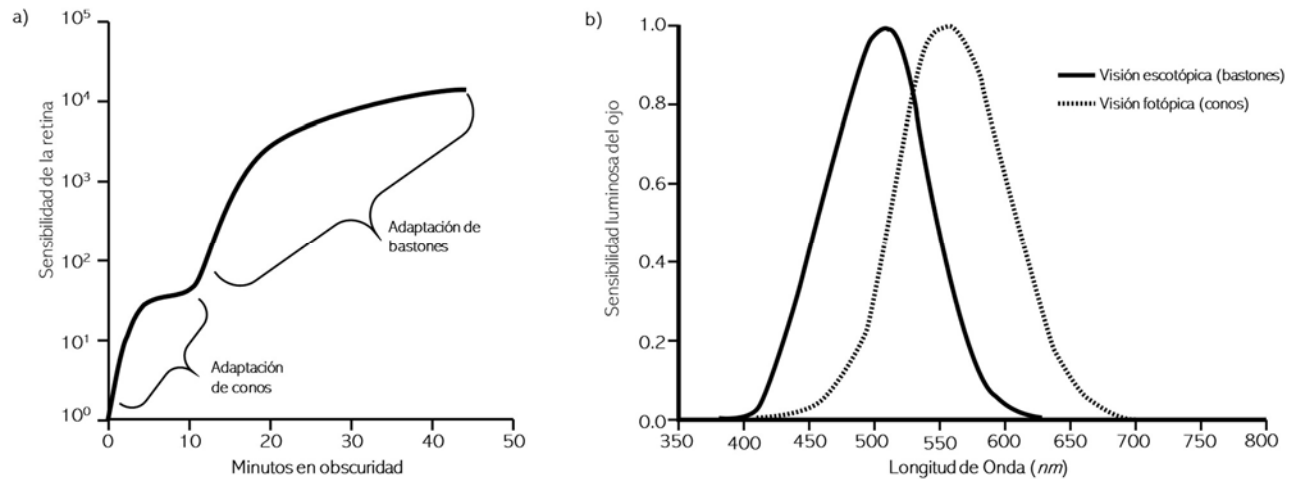


Figura 4. Curvas de respuesta espectral fotópica y escotópica. Imagen modificadas a partir de a) ⁸ y b) ¹⁰

Uno de los mecanismos importantes en los procesos de adaptación a luz y oscuridad del ojo es la variación del tamaño de la pupila. La pupila incrementa la cantidad luz que entra al ojo cuando hay poca luz y decrementa la cantidad luz cuando hay mucha. En un ambiente con iluminación promedio, el diámetro de pupila es de aproximadamente 3.5 mm ¹⁰ pero al decrementar o incrementar la cantidad de luz, la pupila puede llegar a variar su diámetro hasta 8 mm y 1.5 mm respectivamente. Esto representa una variación en la cantidad de luz que entra al ojo de hasta 30 veces y puede lograrse en fracciones de segundo ⁸.

Regiones de la retina

La retina se extiende desde la periferia del disco óptico hasta su parte más anterior llamada ora serrata, que es continua con el epitelio ciliar no pigmentado de la pars plana la cual es parte del cuerpo ciliar ^{5,11}. Del disco óptico salen las arterias y venas centrales de la retina, las cuales en la mayoría de los casos forman cuatro arcadas, dos que se extienden a la parte media del cuerpo (lado nasal) y las otras dos a la parte lateral del cuerpo (lado temporal) ¹¹.

La retina puede dividirse en dos principales regiones, la retina central y la periférica (Ver Figura 5). La región central está dedicada a la percepción de los detalles finos mientras que la periférica está especializada en la detección de movimiento y objetos a grandes rasgos, sin percepción de detalles. Como se describirá, los fotorreceptores se distribuyen de manera no uniforme a largo de toda la retina (Ver Figura 6). En la región central tiene una gran concentración de conos y células ganglionares mientras que en la región periférica predominan los bastones y abarca gran parte de la retina ⁵.

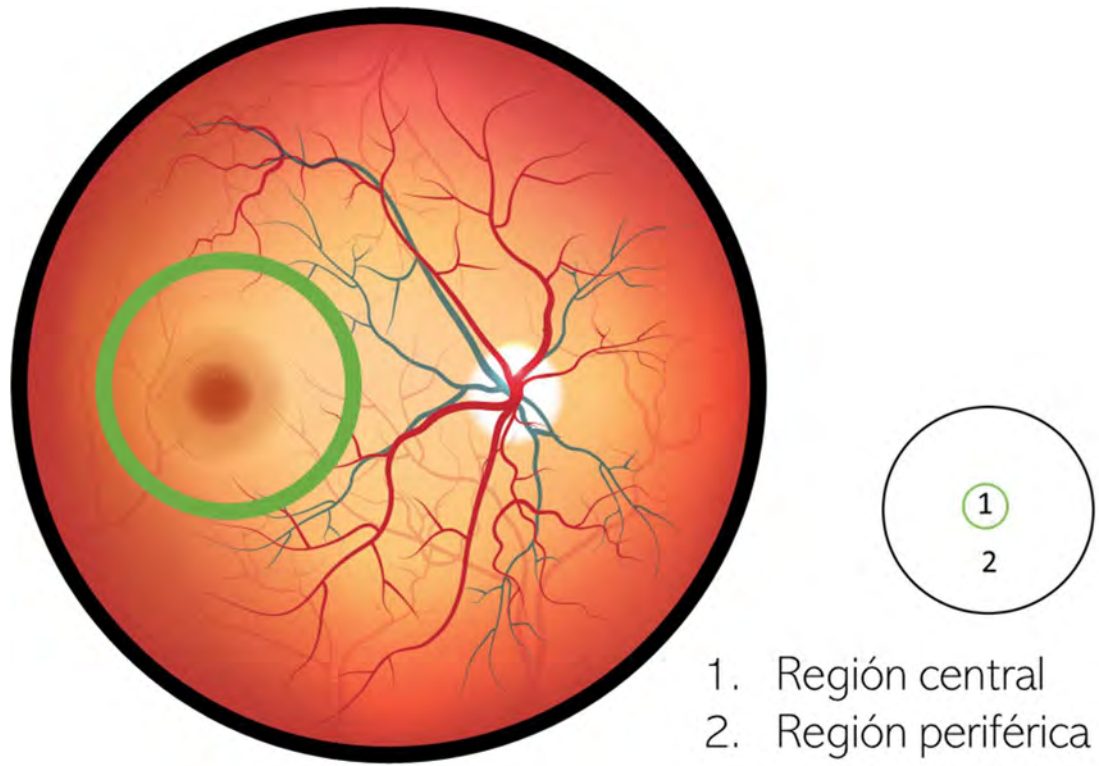


Figura 5. Región central y periférica de la retina sana. Esquema modificada a partir de ⁴.

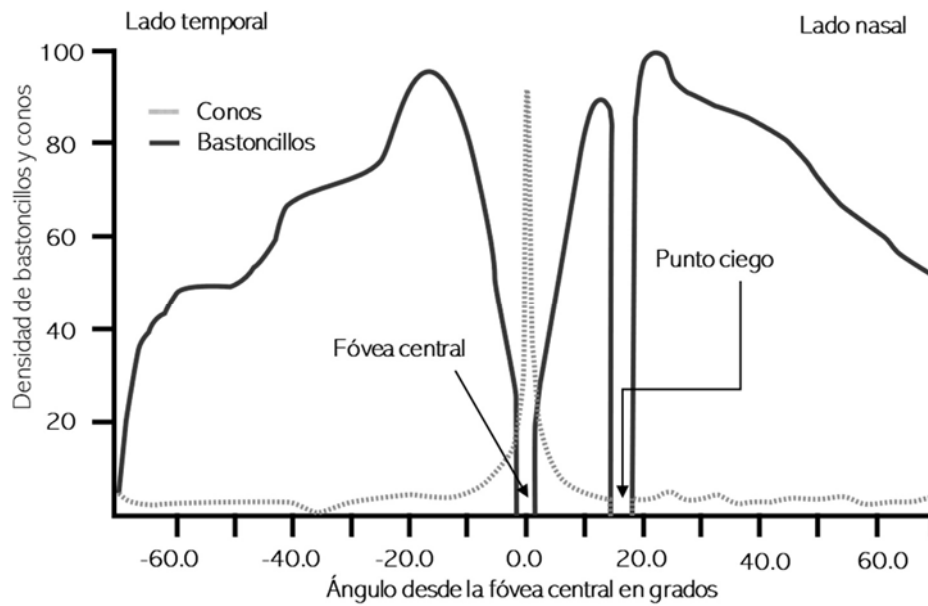


Figura 6. Distribución de fotorreceptores en ojo. Imagen modificada a partir de ¹⁰.

A la región central o área centralis también se le llama mácula. La mácula se encuentra centrada entre las arcadas vasculares temporales y el disco óptico. Al centro de la mácula se localiza la fóvea ^{1,11}. La fóvea se observa como una región más oscura y las arterias y venas centrales de la retina rodean sin pasar por esta zona. En el centro de la fóvea hay una depresión y en esta región, llamada foveola, se encuentra la mayor densidad de conos. La gran concentración de conos hace que ésta sea la región con mayor resolución y agudeza visual durante la visión fotópica. La foveola carece de la capa plexiforme interna, células ganglionares y capa de fibras nerviosas ya que las conexiones entre los conos de la foveola y las células bipolares se dan fuera de esta región. Además la foveola no tiene bastones por lo que no participa en la visión escotópica ⁷.

Existe una región en el fondo del ojo donde no se encuentran ningún tipo de fotorreceptor, esto es en el disco óptico o cabeza del nervio óptico. En esta región no se encuentra ninguna de las capas o elementos de la retina excepto capa de fibras nerviosas y la membrana limitante interna. Como consecuencia de la ausencia de los fotorreceptores, no es posible detectar estímulos luminosos, por lo que a esta zona se le conoce como punto ciego^{5,7,10}. Es en este punto donde todos los axones de las células ganglionares (fibras nerviosas) convergen y salen del ojo hacia el cerebro a través del nervio óptico. El disco óptico tiene una depresión en su superficie llamada copa fisiológica. En cuanto a la forma del disco óptico, éste es un poco más alargado verticalmente y su tamaño puede correlacionarse positivamente con el número de fibras nerviosas, es decir, a mayor cantidad de fibras nerviosas, mayor será el tamaño del disco óptico⁵.

Imágenes de fondo del ojo

El fondo del ojo es un lugar rico en información para diagnóstico de diversas enfermedades. Una de las principales características del fondo de ojo es que es el único lugar en el cuerpo donde es posible observar directamente y de manera no invasiva vasos sanguíneos ⁵. En esta sección se discutirán las características y puntos de referencia más comunes considerados al analizar una imagen de fondo de ojo así como algunos ejemplos de enfermedades que pueden ser diagnosticados por medio de estas observaciones. Las técnicas específicas y equipos utilizados para adquirir este tipo de imágenes se discutirán en el capítulo 2.

Características y puntos de referencia

En la Figura 7 se muestra la imagen de un fondo de ojo sano y las dimensiones típicas de algunos puntos de referencia que se comentarán a continuación.

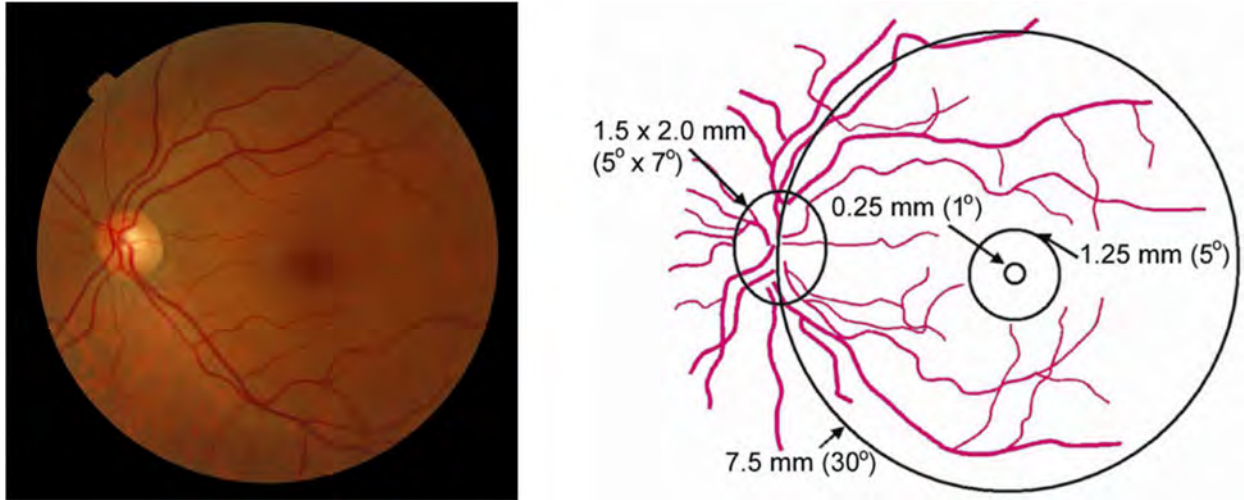


Figura 7. Imagen y esquema con dimensiones típicas de un fondo de ojo sano. Imagen de fondo de ojo proporcionado amablemente por los socios del programa Messidor (ver <http://www.adcis.net/en/third-party/messidor/>)¹². Esquema modificado a partir de¹³.

Los elementos que conforman al fondo del ojo son: la retina, vasos sanguíneos y disco óptico¹⁴. El primer elemento que resalta al observar el fondo del ojo es un óvalo brillante color amarillento, éste es el disco óptico o cabeza del nervio óptico. El contraste de este elemento con la retina se debe a que carece de elementos de esta que absorben la luz como EPR y fotorreceptores⁵. El disco óptico tiene dimensiones típicas de 1.5 x 2.0 mm con el eje mayor orientado verticalmente y subtende 5° x 7° con respecto al punto nodal posterior del ojo (ver sección del ojo humano como instrumento óptico). Se encuentra ubicado hacia el lado nasal, esto es hacia la zona medial del cuerpo¹³. Del disco óptico emanan los vasos centrales de la retina observándose como ramificaciones de un color más oscuro que la retina. Se puede apreciar que unos vasos son más oscuros que otros, de donde se identifica si se trata de una arteria o una vena. Las arterias son más claras que las venas, pues la hemoglobina de los glóbulos rojos se encuentra oxigenada y en las venas desoxigenada. Los vasos sanguíneos se curvan alrededor de la fovea, la cuál se aprecia oscura por la alta concentración de conos en la zona. En su parte central, aun más oscura, se aprecia la foveola. La fovea tiene dimensiones aproximadas de un círculo de diámetro de 1.5 a 1.25 mm (5° con respecto al punto nodal posterior del ojo) y la foveola de un círculo de diámetro 0.25mm (1° con respecto al punto nodal posterior del ojo). Con respecto al disco óptico, la fovea se encuentra a aproximadamente 1.5° por debajo y a 15° hacia el lado temporal del ojo, es decir distal al disco óptico¹³.

Una de las principales características de las imágenes de fondo de ojo a color es su color rojizo. Este color característico se debe a la luz que se refleja de la cara posterior de la esclera y que se transmite a través de la cama de capilares sanguíneos que se encuentran en la coroides¹⁴. La reflectancia de la retina no solo depende de la longitud de onda con que se ilumine sino de la pigmentación de la piel. En la Figura 8 se observa la reflectancia espectral de la retina para poblaciones con distintas pigmentaciones de piel¹³.

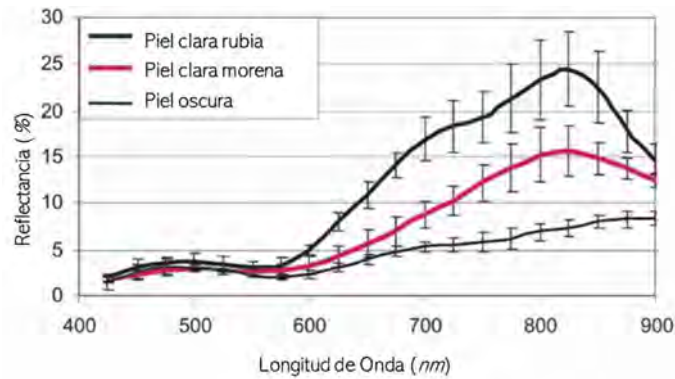


Figura 8. Reflectancia de la retina de poblaciones con piel clara rubia, clara morena y oscura. Imagen modificada a partir de ¹³.

Al observar imágenes de retina como la de Figura 7 y Figura 5 se pueden apreciar algunos brillos que aparecen en la retina periférica y central como el que está alrededor de la fovea, este tipo de brillos son reflejos de la membrana limitante interna. Una membrana limitante externa joven es brillante y conforme pasa el tiempo ésta va perdiendo su brillo ⁵.

Diagnóstico de enfermedades

Las imágenes del fondo del ojo pueden ser utilizadas para el diagnóstico o seguimiento de enfermedades como:

- Retinopatía diabética
- Degeneración macular asociada a la edad (DMA)
- Enfermedades cardiovasculares
- Papiledema
- Glaucoma
- Oclusiones venosas

El diagnóstico y tratamiento a tiempo para algunas de estas enfermedades puede prevenir la ceguera y mejorar sustancialmente la visión.

Retinopatía diabética

La retinopatía diabética es la principal causa de ceguera en el mundo en personas de 20-64 años de edad ¹. Este es un trastorno en el metabolismo de la glucosa, ya sea por la actividad de la insulina o por su síntesis y es considerada una complicación crónica de la diabetes mellitus ¹¹. El 90% de las personas que han tenido diabetes mellitus por más de 20 años, desarrollará retinopatía diabética ⁷ y una de cada tres personas con diabetes mellitus padecerá algún tipo de retinopatía diabética ².

La retinopatía diabética afecta a la circulación retiniana y puede complicarse por factores sistémicos como hipertensión, obesidad, nefropatía, etc. Entre las alteraciones que pueden presentar los vasos sanguíneos están hemorragias puntuales y pequeñas dilataciones irregulares llamados microaneurismas. Los microaneurismas pueden observarse como pequeños puntos rojos en las imágenes del fondo de ojo. También la retinopatía puede causar cambios en la permeabilidad, lo que lleva a la salida de líquidos (exudación) dentro y por debajo de la retina y a que se presenten acumulaciones de lípidos. Estos cambios en la permeabilidad pueden dar lugar a edema macular. La acumulación de lípidos puede observarse en imágenes de fondo de ojo como puntos brillantes amarillentos. Los capilares pueden verse reducidos en tamaño hasta cerrarse y producir isquemia (falta de oxigenación) lo que favorece proliferación de nuevos vasos sanguíneos (neovascularización) sobre la retina, nervio óptico y hacia el vítreo. La retinopatía también puede producir hemorragias secundarias, fibrosis y desprendimiento lo que conlleva a un gran deterioro en la visión o hasta ceguera ¹¹.

Esta enfermedad puede clasificarse clínicamente como retinopatía diabética proliferativa y no proliferativa. La no proliferativa se caracteriza por cambios vasculares en la retina (no se extienden más allá de la membrana limitante interna). En la Figura 9 se muestran ejemplos de imágenes de fondo de ojo de sujetos con retinopatía diabética no proliferativa. Entre las lesiones típicas presentadas en este tipo de retinopatía se encuentran microaneurismas, hemorragias intraretinianas llamadas "dot-and-blot" (punto-y-mancha es la traducción literal en español), áreas sin perfusión vascular, edema (acumulación de líquidos) de retina, focos blancos algodinosos se da por lesiones en la fibra nerviosa, acumulación de lípidos, isquemia, hemorragias entre otros. Además se pueden llegar a presentar edema macular, debido a un incremento en la permeabilidad retiniana, o se puede presentar isquemia macular, debido al cierre de capilares intraretinianos ¹.

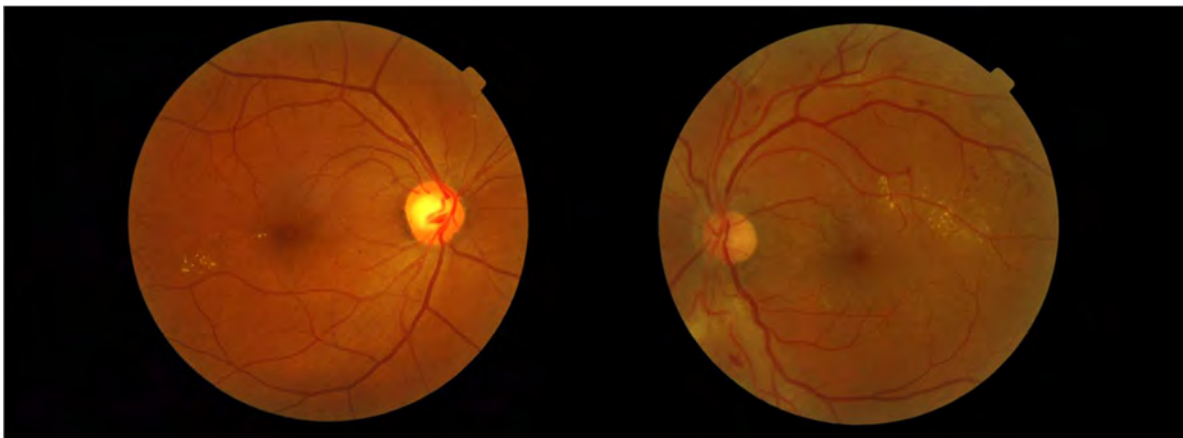


Figura 9. Imágenes de fondo de ojo de pacientes con retinopatía diabética no proliferativa. Imágenes proporcionadas amablemente por los socios del programa Messidor (ver <http://www.adcis.net/en/third-party/messidor/>) ¹².

La retinopatía diabética proliferativa se caracteriza por la presencia de neovascularización. Una retinopatía diabética no proliferativa puede llevar a una proliferativa. La isquemia, debido a la oclusión

u obstrucción de los vasos sanguíneos, promueve la neovascularización. En la Figura 10 se muestran ejemplos de imágenes de fondo de ojo de sujetos con retinopatía diabética proliferativa. Los nuevos vasos sanguíneos crecen hacia la superficie de la retina o el disco óptico. Estos nuevos vasos sanguíneos son frágiles por lo que puede presentar espontáneamente sangrado, hemorragias o desprendimiento de retina lo que llevará una pérdida severa de la visión ^{1,7}.

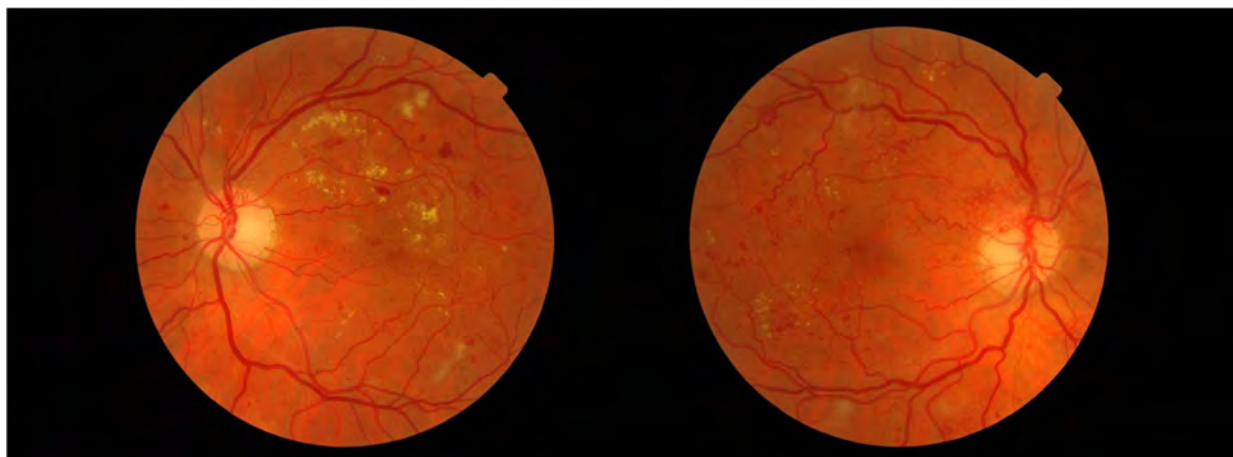


Figura 10. Imágenes de fondo de ojo de pacientes con retinopatía diabética proliferativa. Imágenes proporcionadas amablemente por los socios del programa Messidor (ver <http://www.adcis.net/en/third-party/messidor/>) ¹².

La retinopatía diabética puede ser controlada mediante la administración de fármacos y tratamientos de fotocoagulación. De aquí la relevancia del estudio de este tipo de imágenes, pues un diagnóstico a tiempo y por consiguiente su tratamiento, puede evitar la disminución de la calidad de la visión o en el mejor de los casos prevenir ceguera.

Degeneración macular asociada a la edad (DMA)

La degeneración macular asociada a la edad (DMA) es la principal causa de ceguera en la población mayor a 65 años. Este es un trastorno degenerativo de la interfaz entre la retina y la coroides en la región del área central de retina, la mácula. La incidencia en Estados Unidos, por ejemplo, en la población de entre 64 y 75 años es de 6 a 10 %, mientras que para mayores a 75 años es del 30% ^{5,11}.

De manera general se puede distinguir entre DMA de tipo “seca” y “húmeda” (“dry” y “wet” en inglés). La DMA “seca” tiene por lesión característica la drusa. Las drusas son lesiones por acumulación de residuos entre el EPR y la membrana de Brunch. En las fotografías de fondo de ojo, las drusas se aprecian como círculos pequeños de color amarillento. Además de estas lesiones la DMA “seca” también puede presentar hiperpigmentación y atrofia del EPR. Según el tamaño y número de drusas, se puede incrementar el riesgo de padecer DMA “húmeda” y/o atrofia geográfica, que es la destrucción del EPR y estructuras aledañas como fotorreceptores y capilares de la coroides ¹. En la

Figura 11 se muestran ejemplos de DMA "seca". Los pacientes con este padecimiento poco a poco van perdiendo las funciones de la retina central, por lo que no pueden distinguir detalles.

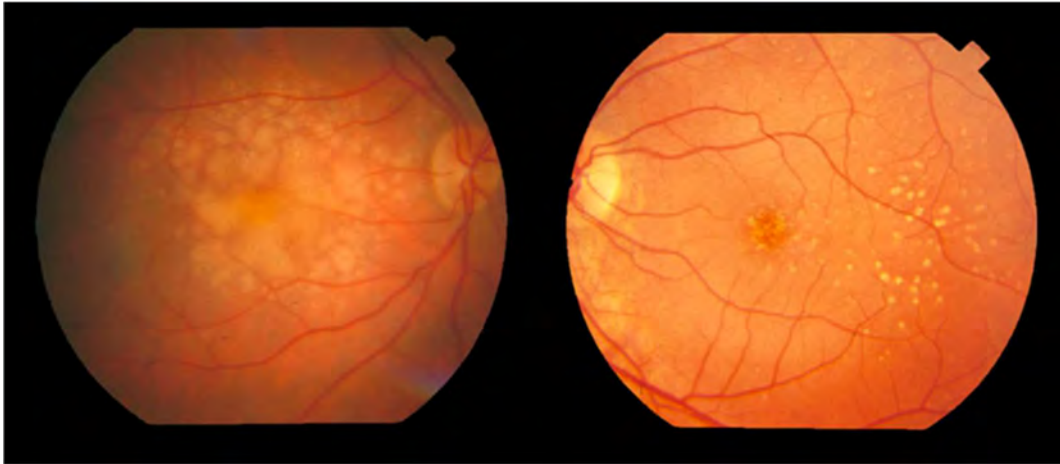


Figura 11. Imágenes de fondo de ojo de pacientes con drusas, lesión típica de la degeneración macular asociada a la edad de tipo "seca". Imágenes amablemente proporcionadas por Shiley Eye Center en la Universidad de California, San Diego (ver <http://cecas.clemson.edu/~ahoover/stare/>)¹⁵.

De los pacientes que padecen DMA, el 15% tiene del tipo "húmeda". La DMA "húmeda" se caracteriza por la neovascularización de la coroides. Estos nuevos vasos sanguíneos pueden fugar plasma o sangre que se queda por debajo de la retina. Como resultado de la acumulación de estos líquidos, se producen edemas y se promueve el desprendimiento del EPR. Además, la DMA "húmeda" a largo plazo degenera el EPR y fotorreceptores hasta destruirlos. Aunque solo 15% de la DMA es tipo "húmeda", el 80% de los casos de ceguera por DMA es debido a este tipo ^{1,7}. En la Figura 12 se muestra ejemplos de DMA "húmeda".

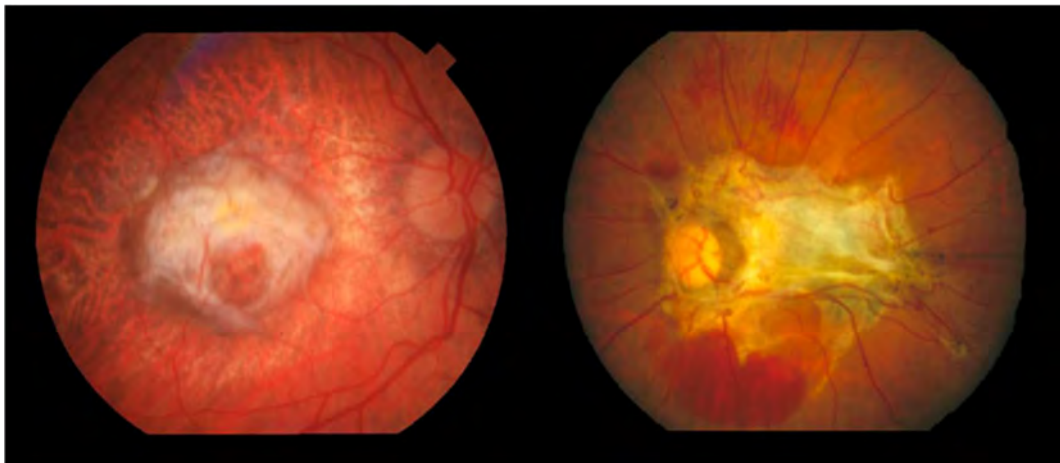


Figura 12. Imágenes de fondo de ojo de pacientes con degeneración macular asociada a la edad de tipo "húmeda". Imágenes amablemente proporcionadas por Shiley Eye Center en la Universidad de California, San Diego (ver <http://cecas.clemson.edu/~ahoover/stare/>)¹⁵.

Por desgracia, no existen tratamientos efectivos que combatan la DMA "seca", aunque para la "húmeda" si existe tratamientos médicos que ayudan a desacelerar el proceso de pérdida de la visión y en algunos casos a mejorarla ⁷. En estos casos el seguimiento mediante comparación de imágenes de fondo de ojo en distintas etapas es de gran relevancia para saber si los tratamientos están haciendo efecto o que tanto la enfermedad está empeorando.

Otras enfermedades

Existen muchas otras enfermedades las cuales pueden ser estudiadas mediante el análisis de imágenes del fondo del ojo como por ejemplo papiledema, glaucoma y oclusiones de los vasos centrales de la retina. En la Figura 13 se muestra un ejemplo de imagen de cada una de éstas. Para mayor información sobre estas y muchas otras enfermedades se recomienda el atlas de la retina de Yannuzzi ¹¹ además de bases de datos públicas como Messidor, STARE (STructured Analysis of the Retina) y DRIONS-DB.

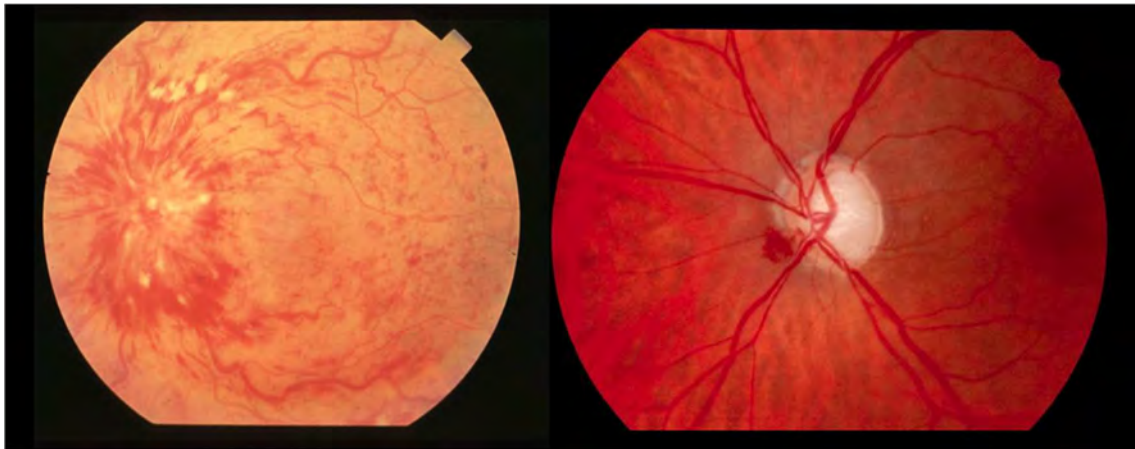


Figura 13. Imágenes de fondo de ojo de pacientes con oclusión de vasos centrales de la retina (izquierda) y glaucoma (derecha). Imagen izquierda amablemente proporcionadas por Shiley Eye Center en la Universidad de California, San Diego (ver <http://cecas.clemson.edu/~ahoover/stare/>)¹⁵. Imagen derecha proporcionada por DRIONS-DB (ver <http://www.ia.uned.es/~ejcarmona/DRIONS-DB.html>)¹⁶.

Para la obtención de imágenes de fondo de ojo, los instrumentos oftálmicos, utilizan técnicas ópticas especiales las cuales consideran las propiedades ópticas del ojo. Antes de estudiar las técnicas e instrumentos oftálmicos utilizados para la visualización del fondo del ojo (capítulo 2), se analizará al ojo humano como instrumento óptico.

El ojo humano como instrumento óptico

El ojo humano puede ser considerado en muchos instrumentos oftalmológicos como parte de su mismo sistema óptico ¹⁷. Este es solo un motivo por lo que es importante estudiar al ojo desde el

punto de vista de la óptica. Una manera en que se puede analizar de manera formal al ojo humano como sistema óptico es mediante los esquemas del ojo.

Los esquemas del ojo son modelos con los que se pueden describir las propiedades ópticas del ojo a partir de su biometría. Muchos de estos modelos utilizan datos promedio de poblaciones. La complejidad entre esquemas del ojo puede variar mucho pero se pueden distinguir dos clases: esquemas paraxiales y esquemas finitos ¹⁸. Los esquemas paraxiales del ojo por lo general modelan al ojo con superficies esféricas. Ejemplos de esquemas paraxiales son el modelo número 1 de Gullstrand y el modelo del ojo teórico completo de LeGrand o también llamado esquema del ojo Gullstrand-LeGrand ¹³. Estos tipos de modelos son buenos para el análisis de los puntos cardinales, iluminación en retina, tamaño de imagen, potencia total del ojo, pupilas de entrada y salida, entre algunas otras propiedades paraxiales del ojo ^{18,19}. Sin embargo, los esquemas paraxiales no son buenos para modelar las aberraciones del ojo. Los esquemas finitos por el contrario reproducen mejor las aberraciones del ojo debido en parte por que utilizan superficies esféricas. Ejemplos de estos esquemas son el modelo del ojo de Navarro²⁰ y el modelo del ojo de Arizona¹³. Los esquemas finitos son más complejos de analizar pero se deben utilizar cuando sea importante considerar las aberraciones del ojo ^{18,19}. En particular se discutirá el esquema teórico completo de LeGrand relajado pues para los propósitos del diseño del prototipo de cámara de fondo de ojo, éste es una buena aproximación para considerar.

El esquema del ojo teórico completo de LeGrand lo componen 4 superficies y considera un índice de refracción homogéneo para el cristalino y para el vítreo. En la Figura 14 y Tabla 1 se muestra los valores establecidos para el modelo del ojo relajado según el esquema del ojo teórico completo de LeGrand.

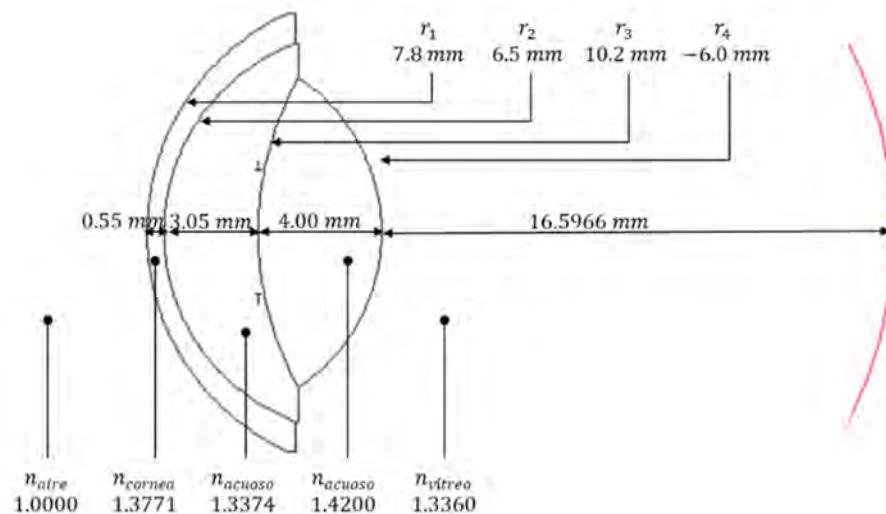


Figura 14. Esquema del ojo teórico completo de LeGrand relajado.

Tabla 1. Especificaciones del modelo del ojo teórico completo de LeGrand relajado.

	Radio [mm]	Índice de refracción	Longitud [mm]
Superficie anterior de la córnea	7.8	-	-
Córnea	-	1.3771	0.55
Superficie posterior de la córnea	6.5	-	-
Humor acuoso	-	1.3374	3.05
Superficie anterior del cristalino	10.2	-	-
Cristalino	-	1.4200	4.00
Superficie posterior del cristalino	-6.0	-	-
Vítreo	-	1.3360	16.5966

Analizando a la córnea y al cristalino como lentes gruesas se calculan las potencias de cada una de sus superficies, ϕ , para posteriormente calcular la potencia total de cada lente, Φ , a partir de ^{21,22}:

$$\phi = (n' - n) * C = \frac{n' - n}{R} \quad (1)$$

$$\Phi = \phi_1 + \phi_2 - \frac{t}{n_{len}} * \phi_1 * \phi_2 \quad (2)$$

donde n' y n son el índice de refracción en espacio imagen y objeto respectivamente, C es la curvatura, R el radio de curvatura, ϕ_1 y ϕ_2 las potencias de la superficie anterior y posterior, t el grosor de la lente y n_{len} el índice de refracción de la lente. También se calculan las distancias focales efectivas f y f' , la distancia del punto principal anterior con respecto al vértice anterior d y la distancia del punto principal posterior con respecto al vértice posterior d' según ²²:

$$f = -\frac{n}{\Phi} \quad (3)$$

$$f' = \frac{n'}{\Phi} = -\frac{n'}{n} * f \quad (4)$$

$$d = n * \frac{\phi_2}{\Phi} * \frac{t}{n_{len}} \quad (5)$$

$$d' = n' * -\frac{\phi_1}{\Phi} * \frac{t}{n_{len}} \quad (6)$$

Los puntos focales anterior F y posterior F' se encuentran a f y f' de distancia de los puntos principales anterior y posterior respectivamente. Los puntos principales son donde interceptan los

planos principales con el eje óptico y se denotan como P y P' ; su ubicación la definen las ecuaciones (5) y (6). En la Tabla 2 se presentan las propiedades ópticas de la córnea y cristalino a partir del esquema del ojo teórico completo de LeGrand.

Mediante la técnica de reducción gaussiana ²³, se combinan el sistema óptico de la córnea y cristalino del esquema del ojo que se ha descrito en uno solo. Este sistema es equivalente y conserva todas sus propiedades. Esta técnica hace uso de la ecuación (2)-(6) en donde Φ es interpretada como la potencia total del ojo, ϕ_1 y ϕ_2 como la potencia de la córnea y el cristalino respectivamente, t como la distancia del plano principal posterior del primer sistema (córnea) al plano principal anterior del segundo sistema (cristalino), n_{1en} el índice de refracción entre los sistemas (humor acuoso), n en este caso será el índice de refracción del aire y n' el índice de refracción del vítreo. Todo el sistema se reduce a un par de planos principales que se ubican a una distancia d del punto principal anterior del primer sistema y a una distancia d' del punto principal posterior del segundo sistema. En la Tabla 2 se presentan las propiedades ópticas del ojo a partir del esquema del ojo teórico completo de LeGrand.

Tabla 2. Propiedades ópticas del ojo derivadas a partir del modelo teórico completo de LeGrand relajado.

	<i>Cornea</i>	<i>Cristalino</i>	<i>Ojo</i>
<i>Potencia anterior ϕ_1 [D]</i>	48.346	8.098	42.356
<i>Potencia posterior ϕ_2 [D]</i>	-6.108	14.000	21.779
<i>Potencia total Φ [D]</i>	42.356	21.779	59.940
<i>Distancia focal efectiva f, \overline{PF} [mm]</i>	-23.609	-65.201	-16.683
<i>Distancia focal efectiva $f', \overline{P'F'}$ [mm]</i>	31.575	61.345	22.289
<i>Punto focal anterior F [mm]*</i>	-23.667	-59.180	-15.089
<i>Punto focal posterior F' [mm]*</i>	31.516	67.545	24.197
<i>Punto principal anterior P [mm]*</i>	-0.058	6.022	1.595
<i>Punto principal posterior P' [mm]*</i>	-0.060	6.201	1.908
<i>Punto nodal anterior N [mm]*</i>	7.908	2.165	7.200
<i>Punto nodal posterior N' [mm]*</i>	7.906	2.344	7.513
<i>Pupila de entrada E [mm]*</i>	-	-	3.038
<i>Amplificación de E</i>	-	-	1.131
<i>Pupila de salida E' [mm]*</i>	-	-	3.682
<i>Amplificación de E'</i>	-	-	1.041

**Distancias con respecto al vértice de la superficie anterior de la córnea.*

El ojo humano puede reducirse a seis puntos, llamados puntos cardinales, que aproximan las propiedades de amplificación y formación de imágenes con óptica paraxial (Ver Figura 15) ¹⁷⁻¹⁹. Los puntos cardinales son: punto focal anterior **F**, punto focal posterior **F'**, punto principal anterior **P**, punto principal posterior **P'**, punto nodal anterior **N** y punto nodal posterior **N'**. Los rayos de luz que provienen del punto **F** y entran al ojo, se proyectan paralelos al eje óptico (imagen al infinito) hacia la retina. La luz que entra al ojo paralela al eje óptico (objeto al infinito), convergen a **F'**. De esta misma manera, rayos provenientes de **F'** y que salen del ojo, se proyectarán al infinito fuera del ojo. Para la luz que entra al ojo, la posición del objeto puede considerarse con respecto a **P** y considerar que la refracción (que depende de la potencia total del ojo) sucede en **P'**. Cuando la luz que incide en el ojo con dirección hacia **N** tendrá efecto de luz que sale de **N'** en el espacio imagen sin cambiar su dirección (ángulo de inclinación con respecto al eje óptico) ¹⁸. La distancia **N** con respecto a **P**, z_{PN} , y la distancia de **N'** con respecto a **P'**, z'_{PN} , pueden calcularse a partir de:

$$z_{PN} = z'_{PN} = f + f' \quad (7)$$

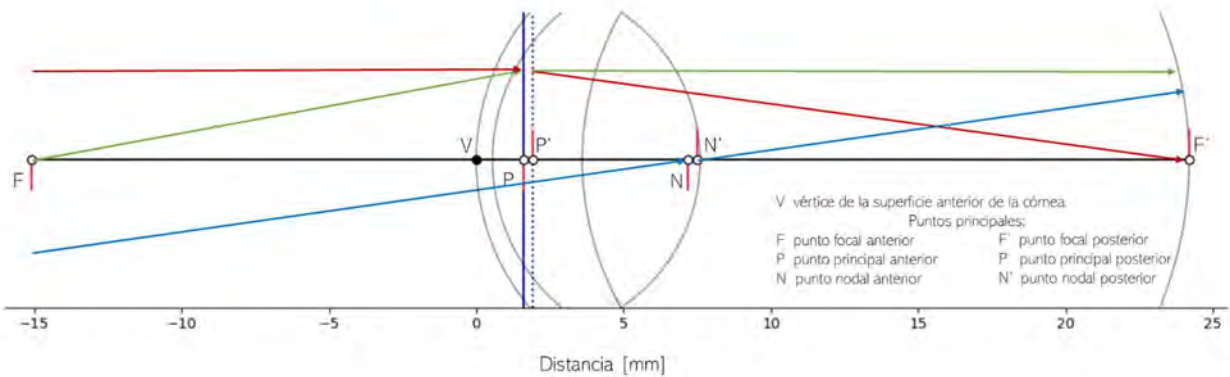


Figura 15. Puntos cardinales del ojo teórico completo de LeGrand relajado.

Una relación importante entre los puntos cardinales es que la distancia del punto focal posterior al punto nodal posterior $\overline{F'N'}$ es igual a la distancia del punto focal anterior al punto principal anterior \overline{PF} ^{10,18}:

$$f = \overline{PF} = \overline{F'N'} \quad (8)$$

El iris del ojo es el stop del sistema, por lo que, la imagen de la pupila anatómica formada vista por la córnea es la pupila de entrada y la imagen formada vista por el cristalino es la pupila de salida. En el modelo teórico del ojo completo de LeGrand, la pupila se ubica en el vértice de la superficie anterior del cristalino. De este modo a partir de las ecuaciones 9 y 10 se puede calcular la posición de la pupila de entrada y de salida así como sus magnificaciones ^{18,24}:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{s'} - \frac{n}{n's'}; \quad \frac{1}{f'} = \frac{n'}{ns'} - \frac{1}{s} \quad (9)$$

$$m = \frac{ns}{n's'} \quad (10)$$

Donde s es la distancia objeto y s' es la distancia imagen. En particular la pupila de entrada es importante pues es a través de donde se observa el ojo.

Una de las aplicaciones de los esquemas del ojo es el trazado de rayos con software de diseño óptico tales como OSLO, CODE V, Zemax etc... En la imagen de la Figura 16 se observa el trazado de rayos del esquema del ojo teórico completo de LeGrand relajado, lo cual nos sirve para verificar algunas de las propiedades que se han discutido. En esta imagen se puede apreciar como los rayos verdes, paralelos al eje óptico, inciden en el ojo y se focalizan sobre un punto en la superficie roja. Esta superficie simula la retina, la cual se modeló con un radio de curvatura de -13.06 mm^{10} . También, se muestran rayos paralelos que inciden al ojo con 20° con respecto al eje óptico y que se focalizan sobre la retina. De este modo, todos los rayos paralelos que inciden al ojo con ángulos entre -20° y 20° con respecto al eje óptico se focalizarán sobre el área de la retina descrita por la superficie roja.

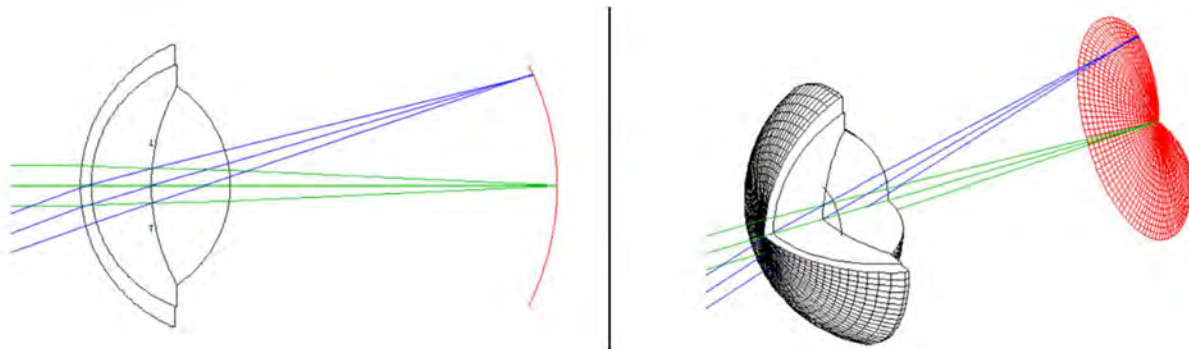


Figura 16. Trazado de rayos (generados en OSLO) de modelo de ojo teórico completo de LeGrand relajado con objeto al infinito y ángulo de campo de 40° .

Capítulo 2 INSTRUMENTOS OFTÁLMICOS PARA VISUALIZAR FONDO DEL OJO

Observar el fondo del ojo requiere de técnicas especializadas que se han venido desarrollando desde hace más de siglo y medio. Las primeras observaciones del fondo del ojo fueron alrededor del siglo XVIII cuando Jean Méry describió los vasos centrales de la retina y nervio óptico de un gato sumergido en agua. En el siglo XIX, Purkinje y Babbage lograron observar algunas reflexiones del fondo del fondo del ojo sin poder explicar como iluminar el fondo del ojo de manera adecuada sin bloquear la visión del observador ^{25,26}. Fue en 1850 cuando Helmholtz inventó el oftalmoscopio, primer instrumento oftalmológico con el que se pudo observar el fondo del ojo ^{25,27}. Las primeras fotografías de la retina en una persona viva fueron tomadas por Jackson y Webster en 1886 ^{11,28}. En 1910, Gullstrand desarrolló una cámara de fondo ojo cuyos principios son utilizados en la actualidad ²⁶. La primer cámara de fondo de ojo comercial fue desarrollada por Carl Zeiss en 1926 utilizando los principios planteados por Gullstrand ^{11,28}. Desde entonces la adquisición de imágenes de la retina para el diagnóstico de enfermedades es muy utilizado²⁶.

En la actualidad, existen diversos instrumentos oftalmológicos utilizados en la observación del fondo del ojo. Algunos de estos instrumentos solo permiten observar la retina en dos dimensiones, otros pueden capturar imágenes de esta de manera digital. Otros instrumentos brindan sensación de profundidad mediante observaciones estereoscópicas o combinación de imágenes digitales adquiridas con distintos ángulos. También hay instrumentos más sofisticados que tienen la capacidad de reconstruir tridimensionalmente la retina e incluso algunos otros con la capacidad de observar la retina a nivel celular. En seguida se presentarán algunos de estos instrumentos poniendo especial énfasis en la cámara de fondo de ojo.

Oftalmoscopios

Los oftalmoscopios son instrumentos utilizados para observar el fondo del ojo y son ampliamente utilizados en el diagnóstico de enfermedades del ojo humano. Este tipo de instrumentos, para poder observar el fondo del ojo, utiliza una fuente de luz externa con la que se ilumina la retina. Estos equipos aparentan ser sistemas ópticos simples, pero el ingenio de su diseño consiste en poder iluminar y observar el fondo del ojo al mismo tiempo. Para lograr esto, el área de la retina observada debe coincidir con área de la retina iluminada. Dos de los principales tipos de oftalmoscopios son el directo y el indirecto. Con el oftalmoscopio indirecto se observa una imagen real intermedia de la

retina mientras que el oftalmoscopio directo observa directamente la retina ²⁹. En seguida se discutirá las principales características de estos tipos de sistemas.

Oftalmoscopio directo

El oftalmoscopio directo es un dispositivo pequeño y portable, también se le conoce con el nombre de oftalmoscopio simple. En la Figura 17 se muestra un ejemplo de oftalmoscopio simple con sus principales componentes. El oftalmoscopio directo ilumina la retina mediante una fuente de luz visible la cual se hace converger hacia la pupila de entrada del ojo que se desea observar. La luz se refleja en el fondo del ojo y sale del ojo observado hacia el observador. El observador debe colocarse muy cerca de manera que las pupilas de ambos ojos sean lo más cercanas posibles. Si el observador u observado tienen problemas de refracción en el ojo, los oftalmoscopios directos pueden hacer uso de lentes compensadoras para corregir los defectos ocasionados. El campo de visión que se tiene de la retina con este dispositivo es pequeño, típicamente $10^{\circ 10,13}$.

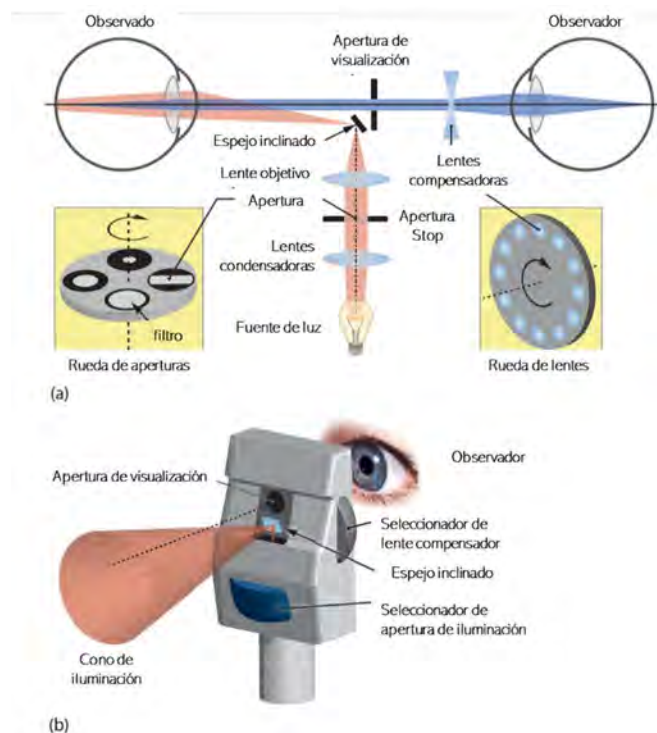


Figura 17. Esquema de un oftalmoscopio simple: a) componentes ópticos y b) apariencia física. Imagen modificada a partir de ²⁹.

Si el observador y observado son emétopes, es decir que no tienen errores de refracción, la imagen formada en el ojo observador es del mismo tamaño e invertida por lo que es interpretada por el cerebro como una imagen derecha, no invertida. Sin embargo, el observador percibe más grande la

imagen de la retina debido a que el ojo del observado actúa como una lupa que magnifica el fondo del ojo. La amplificación nominal, $\beta_{nominal}$, puede ser expresada como ²⁹:

$$\beta_{nominal} = \frac{\Phi_{ojo}}{4D}, \quad (11)$$

de manera que si consideramos la potencia total del ojo Φ_{ojo} de 59.940 D, según el modelo de Gullstrand LeGrand (Ver Tabla 2), la amplificación nominal sería de aproximadamente 15. Esta gran amplificación permite la observación de pequeñas estructuras del ojo, sin embargo, como se ha mencionado, los campos de observación son pequeños. De manera más precisa, se puede calcular el campo de observación α_{FOV} como:

$$\alpha_{FOV} = \frac{d_1 + d_2}{L}, \quad (12)$$

donde d_1 y d_2 son los diámetros de la pupila del ojo observado y observador respectivamente, L es la distancia que entre las pupilas y las unidades de α_{FOV} son radianes. Si la apertura del oftalmoscopio por donde se observa es más pequeña que la pupila del observador, entonces d_2 debe ser interpretada como el diámetro de la apertura del oftalmoscopio ²⁹. De la Ecuación (12) se entiende que, para un mayor campo de visión, las pupilas deban estar lo más cerca posible y la pupila del ojo observado dilatada.

Es una práctica común que, para examinar el fondo del ojo, se utilicen gotas para dilatar la pupila del paciente e inhibir la acción de contraer la pupila como parte de los mecanismos de adaptación del ojo. A los agentes utilizados para dilatar la pupila se le llaman midriáticos.

Oftalmoscopio indirecto

El oftalmoscopio indirecto tiene un campo de observación más amplio que el oftalmoscopio directo. Esto se debe a que utiliza un principio llamado pupilas coincidentes (*pupil matching* en inglés) el cual consiste en auxiliarse de una lente positiva para proyectar la pupila del ojo observado y del observador en un mismo plano.

En la Figura 18 se muestra el principio de funcionamiento del oftalmoscopio indirecto. En el oftalmoscopio indirecto se utiliza una lente oftálmica (esta es una lente positiva esférica) entre el ojo observado y el observador. Esta lente oftálmica se coloca cerca del ojo observado de manera que proyecta la imagen de la pupila observada amplificada sobre el plano donde se encuentra la pupila del observador. También puede interpretarse de manera contraria, es decir, la proyección de la pupila del observador reducida en tamaño en el plano donde se encuentra la pupila del ojo observado ²⁹. La lente oftálmica, también proyecta la imagen de la fuente de iluminación en el plano de la pupila del ojo observado, técnica conocida como visión Maxewlliana (Maxewllian viewing en inglés) ³⁰. Una

consideración muy importante es que en el plano de la pupila del ojo observado la imagen de la pupila del observador y la imagen de la fuente de iluminación deben estar separados para que las reflexiones de la córnea o dispersión de la luz no impidan ver el fondo del ojo. Dicho de otra manera, el campo de observación debe estar separado de el de iluminación en este plano.

Al ser iluminada la retina, la lente oftálmica forma una imagen real intermedia invertida y ampliada del fondo del ojo. La luz reflejada de un punto en la retina sale del ojo como un objeto al infinito, concepto que se puede entender mejor si se observa la Figura 16. Por este motivo, en un ojo emétrepe relajado, la lente oftálmica formará la imagen de la retina a su distancia focal. Esta imagen real intermedia podrá ser observada directamente por el ojo en un rango de entre 25 cm a 40 cm de la imagen intermedia. La imagen se forma en la retina del observador derecha, por lo que el cerebro la interpretará como una imagen invertida.

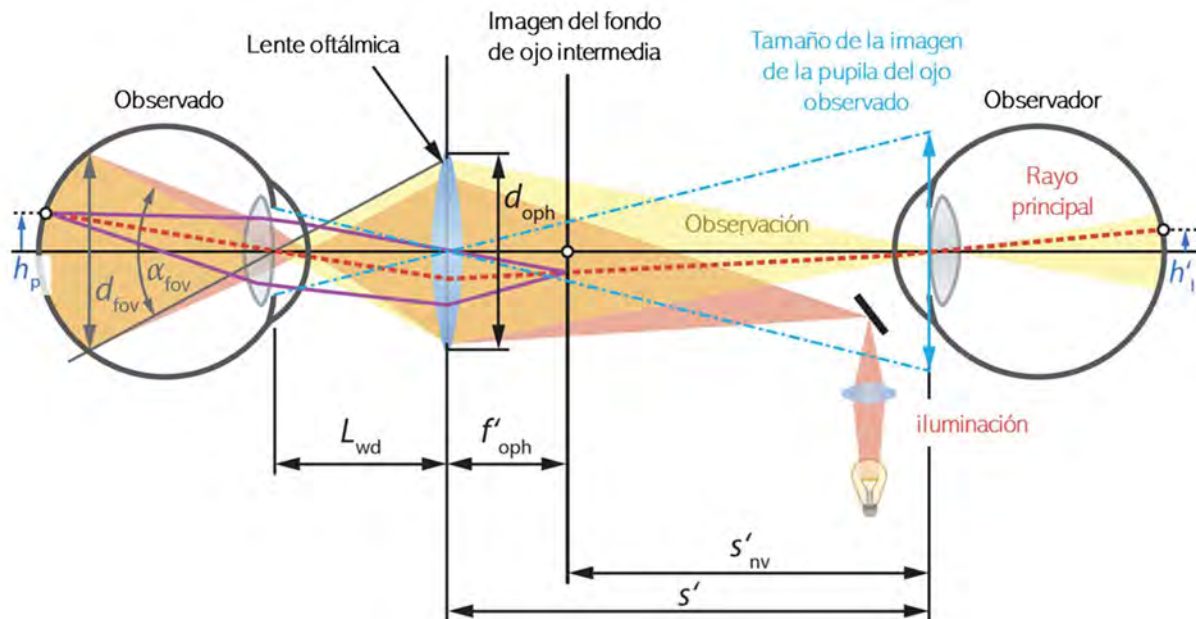


Figura 18. Esquema de un oftalmoscopio indirecto en donde se muestra su principio de funcionamiento. Imagen modificada a partir de ²⁹.

El campo de observación estará determinado por el diámetro de la lente oftálmica y la distancia de ésta al ojo observado. De la Figura 18 se puede deducir que el campo de observación está descrito por la ecuación (13). Campos de visión típicos en este tipo de sistemas son 30° o 45°, casi cinco veces más que con un oftalmoscopio directo, pero pueden llegar hasta 100°. Sin embargo, la amplificación de la imagen percibida es menor que con el oftalmoscopio directo. Si la lente oftálmica es de 20 D, la amplificación será aproximadamente cinco veces menor que en el oftalmoscopio directo. La amplificación de este sistema β está dada por la ecuación (14) ²⁹:

$$\alpha_{FOV} = 2 * \tan^{-1} \frac{d_{oph}/2}{L_{wd}} \approx \frac{d_{oph}}{L_{wd}}, \quad (13)$$

$$\beta = -\Phi_{ojo} * f_{oph} = -\frac{\Phi_{ojo}}{\Phi_{lente}}. \quad (14)$$

Donde d_{oph} es el diámetro de la lente oftálmica, L_{wd} es la distancia de trabajo (de lente a punto nodal del ojo N), f_{oph} la distancia focal de la lente oftálmica, Φ_{lente} potencia total de la lente y Φ_{ojo} es la potencia total del ojo.

Los oftalmoscopios indirectos pueden utilizarse para observar imágenes estereoscópicas. A este tipo de dispositivo se le llama oftalmoscopio binocular indirecto (OBI) u oftalmoscopio compuestos (ver Figura 19). El OBI por lo general está diseñado para montarse sobre la cabeza mientras el examinador sostiene con su mano la lente oftálmica. Su diseño es parecido al de un par de periscopios. La fuente de iluminación está en la montura de la cabeza. El sistema se diseña de manera que en el plano de la pupila del ojo observado se proyecten las dos imágenes de las pupilas del observador y la imagen del sistema de iluminación. Los campos de observación y de iluminación no deben superponerse en este plano por lo que en general el uso de gotas midriáticas es necesario

10,29

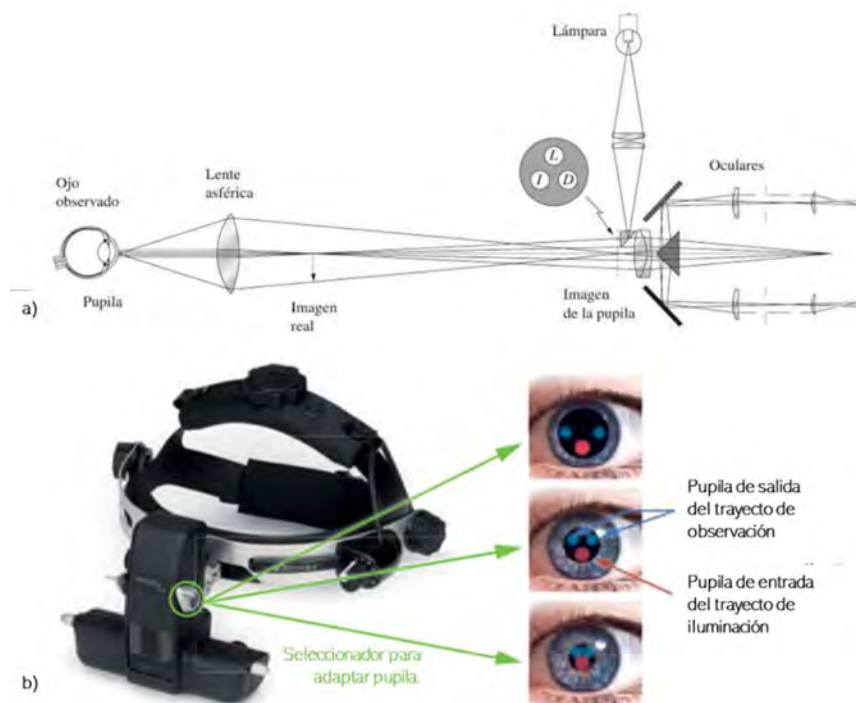


Figura 19. Esquema de oftalmoscopio binocular indirecto: a) componentes ópticos y b) apariencia física de instrumento y trayectos de iluminación y observación en plano pupila de ojo observado. Imágenes modificadas a partir de a) ¹⁰ y b)

29

Cámara de fondo de ojo

El principio de funcionamiento de las cámaras de fondo de ojo se basa en el del oftalmoscopio indirecto, pero éstas tienen la capacidad de adquirir imágenes del fondo del ojo de manera digital^{13,29,31}. La digitalización de estas imágenes es importante ya que permite la documentación, seguimiento y diagnóstico de enfermedades como retinopatía diabética, DMA, glaucoma, oclusiones venosas entre otras (ver sección de Imágenes de fondo del ojo del capítulo uno).

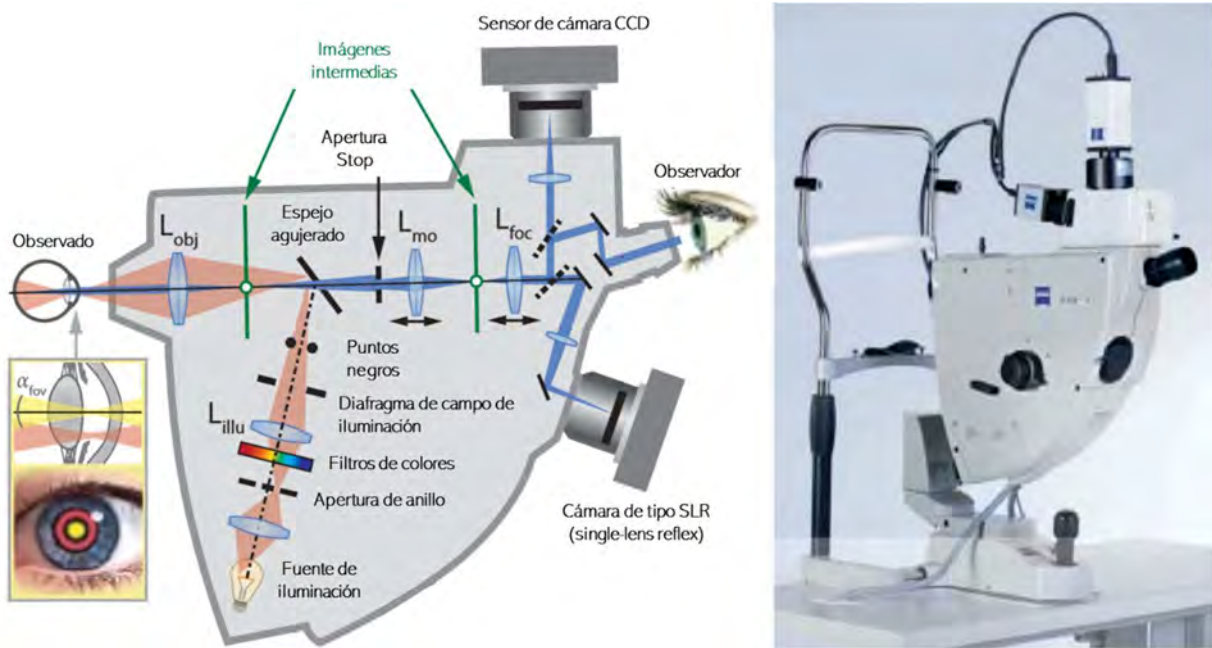


Figura 20. Esquema de cámara de fondo de ojo clásica: componentes ópticos (izquierda) y apariencia física de modelo de ZEISS FF 450^{plus} (derecha). Imágenes modificadas a partir de²⁹.

En la Figura 20 se muestra el esquema clásico de una cámara de fondo de ojo. En una cámara de fondo de ojo pueden distinguirse dos principales sistemas, el sistema de iluminación y el sistema de observación. Como con el oftalmoscopio indirecto, las cámaras de fondo de ojo utilizan una lente positiva (L_{obj}) para formar una imagen real intermedia de la retina. Esta imagen es proyectada mediante un sistema óptico sobre una cámara con la cual se captura la imagen. Todo este sistema conforma el sistema de observación. La lente positiva L_{obj} , también forma parte del sistema de iluminación. La imagen del sistema de iluminación es proyectada sobre el plano de la pupila del ojo observado y este sistema se diseña para que la iluminación de las fotografías del fondo del ojo sea lo más homogéneo posible. Además, el diseño de ambos sistemas debe ser tal que los caminos del campo de observación e iluminación en el plano de pupila del ojo observado estén separados^{13,29,31}.

El sistema de iluminación de una cámara de fondo de ojo tiene el propósito de iluminar de manera homogénea el área de la retina que se desea observar, sin deteriorar la imagen del fondo del ojo

debido a reflexiones no deseadas. Por lo general las cámaras de fondo de ojo, iluminan con un anillo la periferia de la pupila del ojo observado dejando libre la parte central de esta pupila para el campo de observación^{29,32}. El sistema de iluminación puede estar compuesto por una fuente de luz, lentes, filtros y aperturas que proyectan la luz hacia un espejo agujerado por el centro que proyecta la imagen de la fuente hacia la pupila del ojo observado. En un análisis comparativo de cámaras de fondo de ojo hecho por DeHoog y Schwiengerling en 2009, distinguen dos principales sistemas de iluminación uno interno y otro externo (ver Figura 21). El sistema de iluminación interno, para dirigir la luz a la pupila, utiliza un espejo agujerado (b3) que se encuentra entre la lente positiva (b2) y el sistema de observación (b4-6). Es común que su posición sea un plano conjugado de la pupila del ojo observado. El sistema de iluminación externo utiliza, en lugar de un espejo agujerado, un divisor de haz posicionado frente a la lente positiva para desviar la luz hacia la pupila del ojo observado³³.

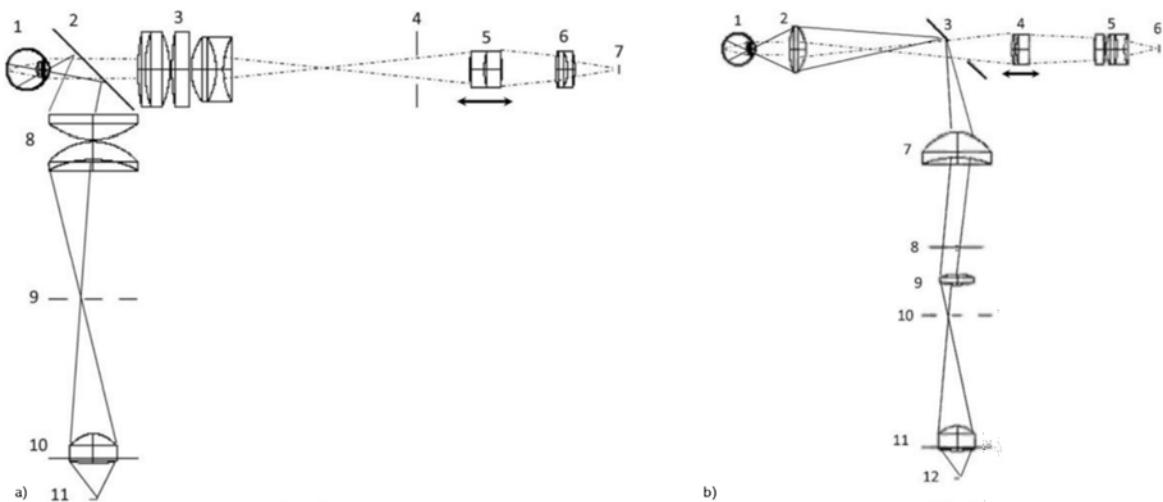


Figura 21. Esquemas de diseños ópticos de cámaras de fondo de ojo con: a) sistema de iluminación externo e b) sistema de iluminación interno. Imagen modificada a apartir de³³.

Además de las reflexiones no deseadas introducidas por la córnea, que se evitan separando de manera adecuada campo de observación e iluminación en la pupila, las reflexiones también son introducidas por las superficies de la lente positiva cuando se utiliza iluminación interna. Por este motivo, con sistemas que utilizan iluminación interna, se utiliza por lo general una sola lente esférica la cual tiene recubrimiento antirreflejante. Aunque esta lente tiene recubrimiento antirreflejante, las reflexiones pueden seguir siendo detectadas por la cámara. Para eliminar estas reflexiones, el sistema de iluminación se diseña con elementos llamados puntos negros o puntos de anti reflexión (b8) que se colocan en un plano conjugado a la superficie posterior de la lente esférica (b2)^{29,33}. En el caso de iluminación externa no se presenta este problema porque la lente positiva no forma parte del sistema de iluminación. Por este motivo, en estos sistemas, es posible utilizar un sistema de lentes (a3) (sin ser necesariamente esféricas) para formar la imagen real intermedia de la retina. Sin embargo, utilizar una sola componente puede llegar a ser más conveniente pues con diámetros de

lentes pequeños es posible alcanzar mayores campos de observación además de iluminar de manera más eficiente ³³.

El campo de visión de una cámara de fondo de ojo, cuando se utiliza una sola lente oftálmica, está determinado como en el oftalmoscopio indirecto por la razón del diámetro de la lente oftálmica y la distancia de trabajo, ver ecuación (13). Al igual que en el oftalmoscopio indirecto, la luz reflejada de la retina sale como un objeto al infinito que es proyectado por la lente oftálmica en su plano focal formando una imagen real de la retina. Las lentes Volk, son lentes esféricas muy populares que están optimizadas para cumplir con esta función ³⁴. El diseño de estas lentes fue patentado por Donald A. Volk en 1988. En la Tabla 3 se presentan algunas de las potencias y diámetros de estas lentes. Como se puede observar en esta tabla, las lentes con menor poder dióptrico tienen un mayor diámetro. Esto implica que, para una distancia de trabajo especificada, el campo de observación con estas lentes será mayor. Típicamente los campos de observación de las cámaras son de 30° y 45° aunque pueden llegar hasta 60° ²⁹. Para mayores campos de observación es necesario otro tipo de lentes que por lo general implican contacto con el ojo. Ejemplo de este tipo de lentes se describen en la patente de Estados Unidos 5,479,222 ³⁵.

Tabla 3. Dioptrías y diámetros típicos de lentes esféricas Volk para lentes grandes y pequeñas. Tabla tomada de ³⁴.

<i>Dioptrías</i>	<i>Diámetro de Lente grande(mm)</i>	<i>Diámetro de Lente pequeña (mm)</i>
10	52	38
20	49	37
25	46	36
30	43	35
35	40	34
40	37	33
45	34	32
50	31	31
55	31	31

La imagen real intermedia formada por la lente oftálmica debe proyectarse sobre el sensor de la cámara de manera óptima. Esto puede lograrse de muchas maneras, desde el uso de un simple objetivo para la cámara hasta sistemas más elaborados que cuentan sistemas de amplificación. Lo importante es que la pupila de entrada de este sistema se encuentre en el plano conjugado de la pupila del ojo observado y sin interponerse en este plano con el campo de iluminación. Cuando el ojo observado no es emélope y presenta problemas refractivos, la posición de la imagen real intermedia tendrá cierto desplazamiento con respecto al plano focal de la lente oftálmica. Este desplazamiento puede compensarse ajustando la posición de la cámara según sea el caso.

La amplificación total del sistema está dada por el producto de la amplificación del ojo observado, de la lente oftálmica y el sistema utilizado para proyectar la imagen sobre la cámara ³¹.

Cámaras de fondo de ojo midriáticas y no midriáticas

Entre las cámaras de fondo de ojo pueden distinguirse dos grandes grupos, las cámara midriáticas y no midriáticas. Las cámaras midriáticas utilizan gotas para dilatar la pupila del paciente. Para una buena fotografía del fondo del ojo con un campo de 45°, la pupila debe tener al menos 4 mm de diámetro. Esto no es problema cuando se utilizan agentes midriáticos por lo que es más sencillo adquirir mejores fotografías con este tipo de cámaras. Las cámaras midriáticas pueden utilizar luz blanca para enfocar y adquirir las imágenes. La fuente de luz puede ser una lámpara de tungsteno halógeno, flash xenón o LEDs ²⁹. Sin embargo, el uso de las gotas puede ser incómodo para el paciente pues hay que esperar aproximadamente veinte minutos para que éstas tomen efecto y se puede experimentar visión borrosa e hipersensibilidad a la luz. El efecto puede durar algunas horas³⁶.

Las cámaras de fondo de ojo no midriáticas, por el contrario, no utilizan gotas para dilatar la pupila. Estas cámaras utilizan los propios mecanismos naturales de adaptación del ojo a la luz al dilatar la pupila bajo condiciones de poca luz (ver sección de Adaptación y sensibilidad del ojo del Capítulo 1). Además, se aprovecha que el ojo no es sensible al infrarrojo (ver Figura 4) para iluminar con luz en esta región del espectro y tener una vista previa del fondo del ojo. Las cámaras no midriáticas iluminan con infrarrojo de manera continua para enfocar y posicionarse previo a la toma de la fotografía donde se dispara un flash de luz blanca. Esta luz pulsada puede ser de un flash de xenón o LEDs. Los sensores de las cámaras en estos casos deben ser sensibles al infrarrojo y a la luz blanca.

Estudios especializados

Las cámaras de fondo de ojo pueden estar equipadas para realizar estudios especializados como lo son: angiografías de fluorescencia, imágenes de auto fluorescencia, imágenes estereoscópicas o imágenes de campo amplio.

Las cámaras de campo amplio pueden adquirir un campo de visión de hasta 110° permitiendo observar retina periférica y central en una sola toma. En este tipo de sistemas, las cámaras pueden hacer uso de lentes oftálmicas de auxiliares de contacto o de no contacto ³⁵ estando estas lentes incorporadas en el sistema de la cámara o de manera independiente. Es común que este tipo de cámaras iluminen el fondo del ojo iluminando a través de la esclera, sin pasar a través de la pupila. A este tipo de iluminación se le llama trans-escleral ²⁹. Wang et al, por ejemplo, describen como su sistema ilumina el fondo del ojo sin hacer contacto a través de la esclera en la región de la pars plana (donde se une retina con cuerpo ciliar, ver capítulo 1) y lo comparan con otras formas de iluminación como se observa en la Figura 22 ³⁷. Otra manera de adquirir imágenes con campos tan amplios es mediante la toma de varias fotos de distintas regiones de la retina y posteriormente reconstruir en una sola mediante software ²⁹.

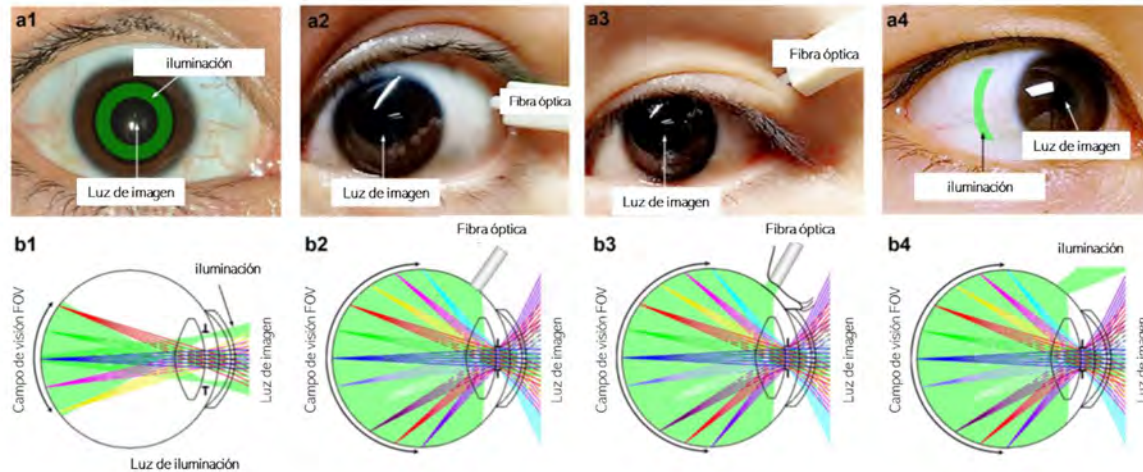


Figura 22. Esquemas de técnicas para iluminar fondo del ojo (a) con campos de visión FOV típicos (b): 1) Trans-pupilar (tradicional), 2) Trans-escleral en contacto con esclera, 3) Trans-palpebral y 4) Trans-pars-planar. Imagen modificada a partir de ³⁷.

El uso de una fuente de luz blanca y filtros en el sistema de iluminación de las cámaras de fondo de ojo, permiten iluminar al ojo con longitudes de onda específicas y llevar a cabo estudios como angiografías de fluorescencia y autofluorescencia (ver Figura 23). Iluminar al ojo con una longitud de onda específico o parte del espectro puede ayudar a resaltar o contrastar algunos elementos del fondo del ojo. Cuando iluminamos con color verde, por ejemplo, el contraste de los vasos sanguíneos incrementa; con azul se resalta el nervio óptico; con rojo se observan estructuras más profundas como la coroides. En las angiografías de fluorescencia se le inyecta al paciente un agente fluorescente, típicamente fluoresceína o verde de indocianina (ICG), se ilumina el fondo del ojo con luz monocromática en el pico de absorción del agente fluorescente utilizado (490 *nm* para fluoresceína y 805 *nm* para ICG). El agente fluorescente emite en 513 *nm* y 835 *nm* respectivamente aumentando el contraste de los vasos sanguíneos permitiendo apreciar mejor sus detalles, flujo y detectar posibles oclusiones, neovascularizaciones etc. El estudio especializado de la adquisición de imágenes de autofluorescencia consiste en iluminar al ojo (535–585 *nm*) para excitar a elementos que naturalmente son fluorescentes como lo es la lipofusina (lipofuscin). La autofluorescencia del fondo del ojo estará relacionada a enfermedades como DMA o cambios del EPR ^{29,38}.

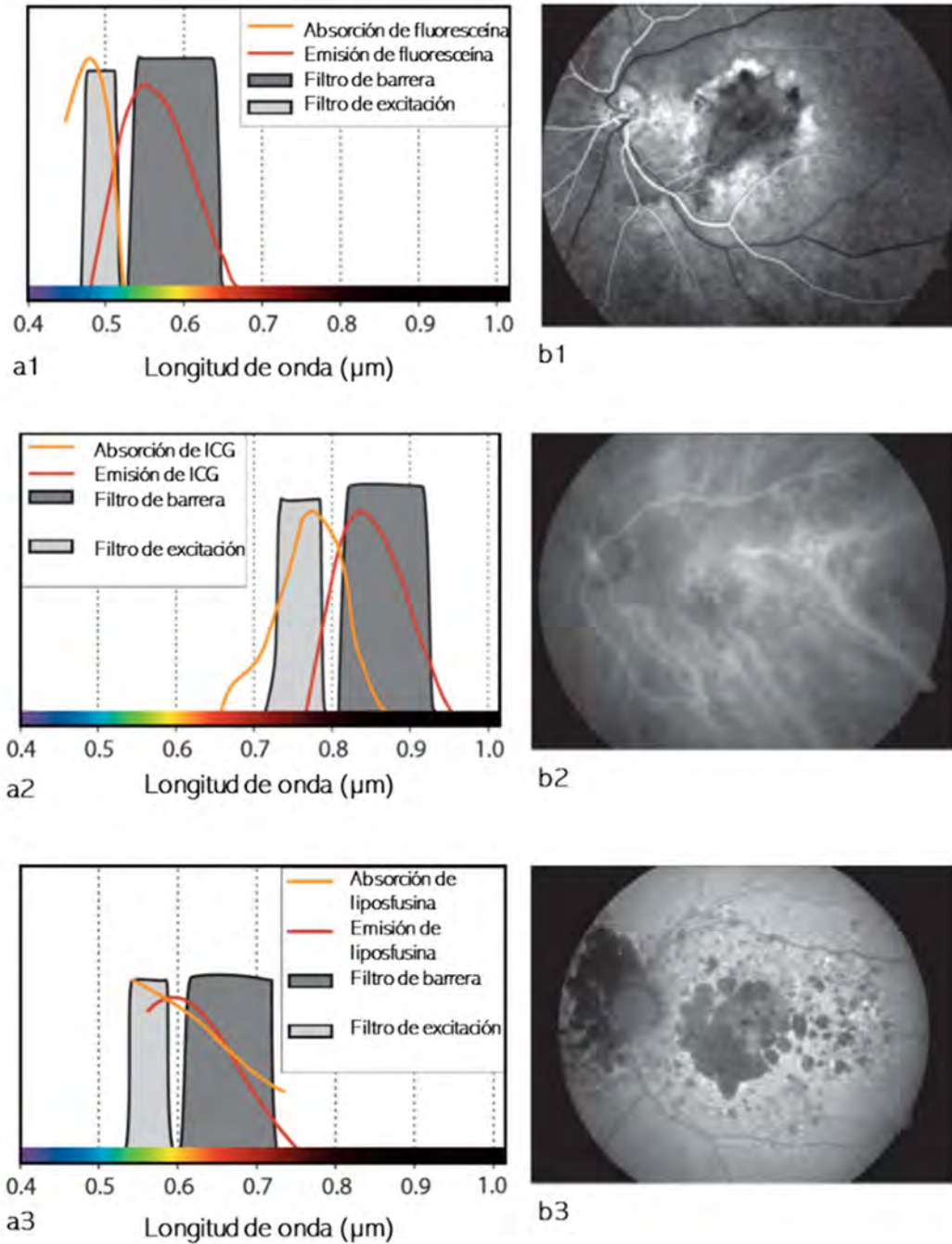


Figura 23. Espectros de emisión y absorción (a) utilizados en la adquisición de imágenes de fondo de ojo (b) adquiridas con estudios especializados: 1) Angiografía de fluorescencia con Fluoresceína (NaF), 2) Angiografía de fluorescencia con verde de indocianina (ICG) y 3) Autofluorescencia. Imágenes modificadas a partir de ²⁹.

Algunas cámaras de fondo de ojo tienen la capacidad de adquirir imágenes estereoscópicas, lo que da información de profundidad. Se capturan imágenes del fondo del ojo desde distintas perspectivas; una imagen del fondo del ojo desplazada ligeramente de otra con respecto al centro de la pupila del

ojo. Estas imágenes pueden ser observadas con un visor especializado para representar gráficamente imágenes estereoscópicas ^{29,38,39}.

Cámaras de fondo de ojo en la actualidad

Un ejemplo de cámara de fondo de ojo tradicional actual, es el modelo VISUCAM 500 de la compañía Zeiss (ver Figura 24). La cámara VISUCAM 500 tiene un sensor CCD de 5 mega píxeles, puede adquirir imágenes con un campo de observación de 30° y 45°, es una cámara de tipo no midriática y cuenta flash de Xenon. Además, puede realizar estudios especializados como angiografías de fluorescencia, autofluorescencia y adquirir imágenes iluminando con regiones del espectro específicos. También puede realizar la superposición de varias imágenes por software para generar campos de visión más grandes. Como parte integral del equipo, la cámara tiene un escritorio de altura ajustable y un monitor tipo TFT de 19" ⁴⁰. Es un equipo muy completo que ofrece imágenes del fondo del ojo de alta calidad. Tiene un precio en el mercado de aproximadamente \$31,500 USD. Por sus características, el equipo tiene por fin ser utilizado en centros y clínicas de alta especialización.

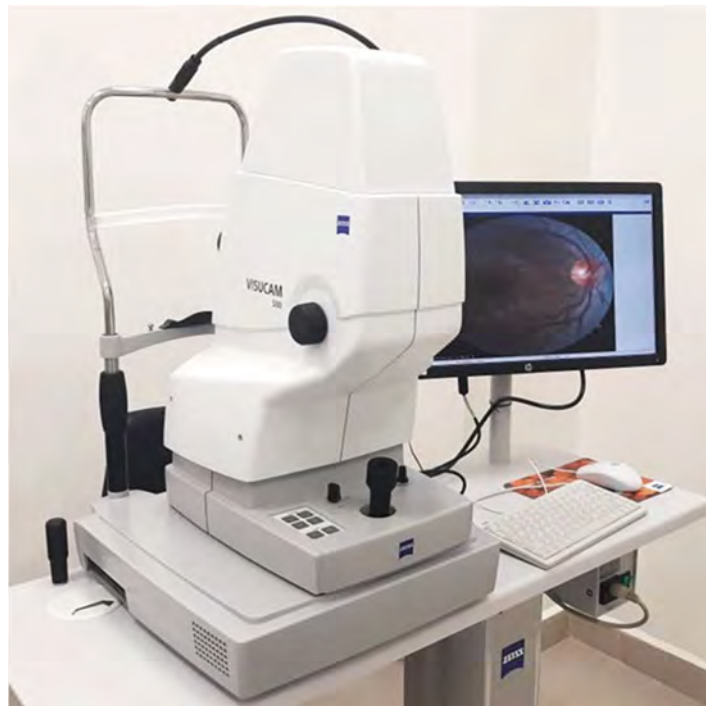


Figura 24. Cámara de fondo de ojo modelo VISUCAM 500 de Zeiss.

En la última década, gracias al gran avance tecnológico, se han desarrollado un gran número de dispositivos para observar fondo del ojo que buscan mejorar en aspectos como calidad de imagen, portabilidad, ergonomía y precio. Aunque estos dispositivos actuales trabajan bajo los mismos principios, existe una gran variedad de modelos que presentan ventajas y desventajas con respecto a las cámaras de fondo de ojo tradicionales. Panwar et al. presentan una revisión de las cámaras de

fondo de ojo disponibles al año 2016 ²⁸. De la gran variedad de cámaras, se puede distinguir tres grandes grupos: cámaras de fondo de ojo de escritorio, sistemas integrados portables y sistemas para adaptar a celulares.

Las cámaras de fondo de ojo de escritorio suelen ser muy completas y muy similares a las cámaras tradicionales. Este tipo de cámaras son para uso en consultorio, son bromosas y no son portables. Muchas de estas cámaras son no midriáticas y el rango de campo de observación típico es de 45°. En general, este tipo de cámaras tiene costos muy elevados. Ejemplos de este tipo de cámaras son: 3nethra de Fous Health, TRC-NW8F de Topcon, DRS de Centervue, Vivicon de Optovue y Nonmyd7 de Kowa ²⁸.

Los sistemas integrados portables presentan como principal ventaja su tamaño y capacidad para realizar mediciones fuera del consultorio. Estos sistemas son cámaras de fondo de ojo no midriática en general y presentan, en su mayoría, un FOV de hasta 40°. El diseño de estos equipos es para que sean sujetados con la mano. Otra ventaja importante es el precio con respecto a las cámaras de fondo de ojo de escritorio. Sin embargo, este tipo de equipos requiere procedimientos de alineación que no son muy prácticos y de no hacerlo correctamente la calidad de imagen se verá comprometida. Además, según Panwar, muchos de estos equipos no tienen la documentación técnica de sus fuentes de iluminación donde se especifique el cumplimiento con normas asociadas a la seguridad del ojo ²⁸. Ejemplos de este tipo de cámaras son: Pictor plus de Volk, Smartscope de Optomed y Digital Medical Scope VersaCam™ α de Nidek.

Los sistemas para adaptar a celulares aprovechan el hardware de estos para presentar como principal ventaja sobre las demás cámaras los factores de portabilidad y precio. La mayoría de estos adaptadores se limitan a poder ser utilizados con modelos de celulares muy específicos, como los de marca iPhone. Pueden llegar a ser muy baratos con respecto a los otros tipos de cámara y con un tamaño y peso menor a los sistemas portables integrados. En muchos de estos dispositivos es necesario el uso de gotas midriáticas y los campos de visión pueden llegar a verse disminuídos^{28,41}. Por lo general la calidad de las imágenes de estos dispositivos es menor y al igual que los sistemas integrados portables carecen de documentación referente a estándares de seguridad ²⁸. Un ejemplo de este tipo de sistemas es el Peek Retina de Peek.

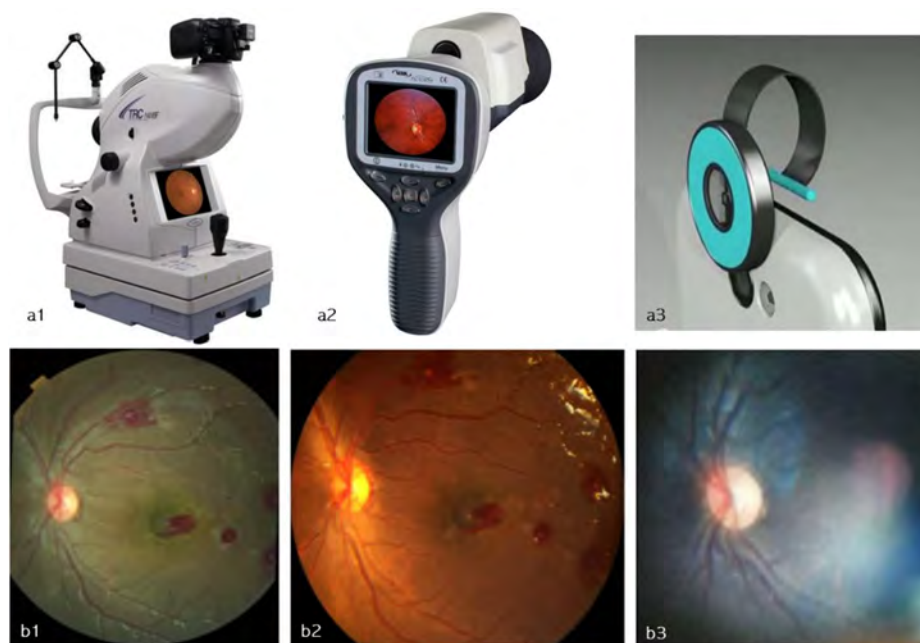


Figura 25. Comparación de imágenes de fondo de ojo (b) de un mismo sujeto, adquiridas con distintas cámaras de fondo de ojo (a): 1) Topcon, 2) Pictor-plus de Volk y 3) Peek. Imágenes modificadas a partir de ⁴¹.

En la Figura 25 se muestra la comparación de imágenes de fondo de ojo tomadas con distintos tipos de cámaras de fondo de ojo actuales. Soliz et al. realizaron una comparación práctica de los distintos tipos de cámaras de fondo de ojo actuales. En este reporte utilizaron como cámara de escritorio de la marca Topcon, como sistema portable integrado el modelo Pictor-plus de Volk y como sistema adaptado a celular un kit de la marca Peek. Las imágenes del fondo del ojo que se muestran en la Figura 25 son parte de sus resultados ⁴¹. En la Tabla 4 se muestra la evaluación de las cámaras que hicieron en distintos aspectos. Sus resultados son un buen resumen de las ventajas y desventajas que se han discutido en los distintos tipos de cámaras de fondo de ojo actuales.

Tabla 4 Evaluación de distintos factores en las cámaras de fondo de ojo: cámara de escritorio (Topcon), sistema portable integrado (Pictor-plus) y adaptador para celular (Peek). Tabla tomada de ⁴¹.

<i>Factor</i>	<i>Topcon</i>	<i>Pictor-Plus</i>	<i>Peek</i>
<i>Tipo</i>	Cámara de escritorio	Sistema portátil	Adaptador para celular
<i>Campo de visión</i>	50°	40°	20°
<i>Ergonomía</i>	Bromoso	Práctico	Práctico
<i>Tamaño y peso</i>	Incomoda	Portátil	Pequeño y ligero
<i>Estabilidad de imagen</i>	Estable	Estable	Muy inestable
<i>Calidad de imagen</i>	Adecuada	Adecuada	Pobre, con artefactos
<i>Costo (USD)</i>	>\$25,000	\$10,000	\$500

Estándares internacionales

Aunque existe una gran gama de cámaras de fondo de ojo en la actualidad, existen estándares internacionales que especifican los requerimientos mínimos para que las cámaras sean consideradas seguras y de calidad. Se discutirán algunos de los estándares más importantes referentes a cámaras de fondo de ojo emitidos por la Organización Internacional de Normalización (ISO). El estándar ISO 10940:2009 establece los requisitos y métodos de prueba para cámaras de fondo de ojo que operan para observar, fotografiar o grabar imágenes electrónicas del fondo de ojo humano con fines de diagnóstico ⁴². Los requerimientos más importantes descritos en la ISO 10940:2009 son las propiedades ópticas de las cámaras de fondo y la seguridad de la luz en el ojo.

Propiedades ópticas

La ISO 10940:2009 determina que las propiedades ópticas que deben considerarse en las cámaras de fondo ojo son: el poder de resolución óptico de la cámara en el fondo del ojo, ángulo de campo de observación (FOV o α_{FOV}), amplificación de la imagen y tamaño de pixel en la retina.

El poder de resolución óptico de la cámara en el fondo del ojo es la separación mínima que permite el reconocimiento de dos líneas adyacentes en el fondo del ojo. Este parámetro se expresa como número de líneas por milímetro (lp/mm). En la Tabla 5 se muestran las resoluciones requeridas para FOV menores o igual a 30° y para FOV mayores a 30° . La resolución requerida también es dependiente de la región observada: en el centro, en el medio o en la periferia.

El FOV representa el tamaño máximo de la imagen desplegada en el plano imagen. Se expresa como el ángulo subtendido en la pupila de salida del ojo por la máxima dimensión $2r$. En la Figura 18, d_{oph} es equivalente a $2ry$ el FOV está definido por la ecuación (13). La norma establece que el FOV debe tener una tolerancia de $\pm 5\%$.

La amplificación de la imagen será la razón del tamaño de un objeto en el centro del plano imagen entre su tamaño en el fondo del ojo. La norma dice que se debe asumir un ojo emétrope, y con una distancia focal de 17 mm en aire. Este valor de distancia focal es aproximadamente igual al calculado en el modelo de Gullstrand-Legrand, 16.683 mm (ver sección del ojo humano como instrumento óptico del Capítulo 1). La norma establece que la amplificación debe tener una tolerancia de $\pm 7\%$ cuando son cámaras de fondo de ojo que utilizan películas en lugar de sensores digitales.

En el caso de las cámaras con sensores digitales, debe calcularse el tamaño del pixel en la retina. Esto es, la distancia entre dos pixeles de centro a centro de la imagen teórica del sensor digital proyectada en el fondo del ojo. Esta distancia se expresa en micrómetros y también debe asumirse un ojo emétrope con distancia focal de 17 mm en aire. La tolerancia de este parámetro permitida es de $\pm 7\%$.

La ISO 10940:2009 además establece que la cámara deberá tener un rango de ajuste de su foco de $-15D$ a $+15D$. Este ajuste de foco se pide para poder compensar en caso de errores refractivos en el ojo del paciente. En tabla se resumen los requerimientos de las propiedades ópticas de las cámaras de fondo ojo que se han descrito.

Tabla 5 Requerimientos de propiedades ópticas de las cámaras de fondo de ojo según la ISO 10940:2009 ⁴².

<i>Criterio</i>		<i>Requerimiento</i>	
<i>Poder de resolución óptico de la cámara en el fondo del ojo</i>	$FOV \leq 30^\circ$	centro	$\geq 80 \text{ lp/mm}$
		en medio ($r/2$)	$\geq 60 \text{ lp/mm}$
		periferia (r)	$\geq 40 \text{ lp/mm}$
	$FOV > 30^\circ$	centro	$\geq 60 \text{ lp/mm}$
		en medio ($r/2$)	$\geq 40 \text{ lp/mm}$
		periferia (r)	$\geq 20 \text{ lp/mm}$
<i>Tolerancia de FOV, α_{FOV}</i>		$\pm 5 \%$	
<i>Tolerancia de la amplificación de imagen</i>		$\pm 7 \%$	
<i>Tolerancia del tamaño del píxel en fondo de ojo</i>		$\pm 7 \%$	
<i>Rango de ajuste de foco</i>		$-15D$ a $+15D$	

Seguridad en el ojo

La ISO 10940:2009 establece que una cámara de fondo de ojo debe cumplir con los requerimientos especificados en el estándar internacional sobre la seguridad de la luz en el ojo, ISO 15004-2. La ISO 15004-2:2007 se basó en los lineamientos establecidos por la comisión internacional sobre la protección contra la radiación no ionizante (ICNIRP) en el 2005 ⁴³⁻⁴⁵. La comisión conformada por Sliney et al. en el 2005 planteó la necesidad de lineamientos para la seguridad de luz en el ojo bajo situaciones particulares en que la instrumentación oftálmica expone al ojo ⁴⁴. Dos años más tarde se publica la primera edición del estándar internacional ISO 15004-2:2007 que es referente a la protección contra riesgos de luz en instrumentos oftalmológicos ⁴⁵. Landry et al. presentan una interpretación de la norma ISO 15004-2:2007 muy útil para evaluar peligro de la radiación de algunos instrumentos oftalmológicos particulares, incluida la cámara de fondo de ojo ⁴³.

Los principales mecanismos por los que el ojo puede sufrir daños debido a radiación no láser se deben a peligros térmicos y fotoquímicos. Puede existir peligro térmico cuando la luz incrementa la temperatura del tejido en más de 10°C . El peligro fotoquímico típicamente se debe a la reacción de radiación electromagnética con compuestos como el oxígeno que generan radicales libres que son tóxicos para el tejido ¹³. En general es importante evaluar los riesgos de causar daño en córnea, cristalino y retina. Los efectos biológicos que la luz puede causar a los tejidos son dependientes de la longitud de onda. Por ejemplo, los efectos fotoquímicos están asociados a longitudes de onda bajas como con luz ultravioleta (UV) o azul. Por tal motivo se crearon funciones para pesar algunos

de los parámetros para considerar si existe algún peligro ^{13,43,44}. Estas funciones son: función de peso de peligro térmico $R(\lambda)$, función de peso de peligro fotoquímico afáquico $A(\lambda)$ y función de peso de peligro de radiación UV $S(\lambda)$ ⁴⁵. En la Figura 26 se muestran las funciones de peso mencionadas. $A(\lambda)$ se utiliza en casos de un ojo afáquico, es decir que no tienen cristalino, por ejemplo cuando se sustituye por un lente intra ocular. Esto es importante debido a que el cristalino absorbe longitudes de onda que son altamente dañinas para la retina como la UV.

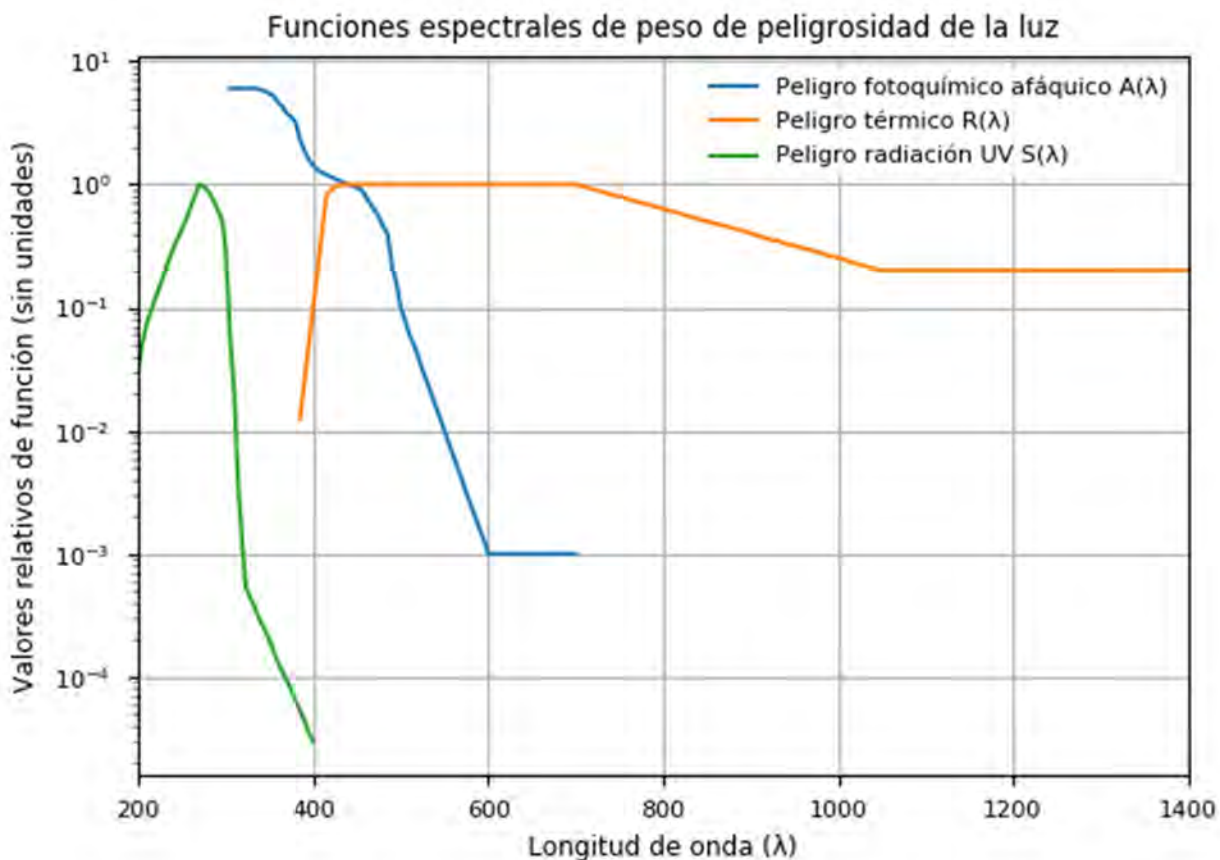


Figura 26. Funciones espectrales de peso de riesgo de la luz: Función de peso de peligro fotoquímico afáquico $A(\lambda)$ (azul), Función de peso de peligro térmico $R(\lambda)$ (naranja) y Función de peso de peligro de radiación ultravioleta $S(\lambda)$ (verde).

Los instrumentos oftálmicos en que la luz no representa un peligro potencial para el ojo son clasificados por la ISO 15004-2:2007 como instrumentos del Grupo 1. Si existe algún peligro potencial entonces el instrumento oftálmico pertenece al Grupo 2. En particular es de interés que el prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto pertenezca al Grupo 1, por lo que solo se mencionará lo referente a este grupo. Los parámetros considerados para determinar si una cámara de fondo de ojo pertenece al Grupo 1 dependen de si la cámara utiliza una fuente de luz continua o pulsada.

Para una fuente continua los parámetros considerados son, según la ISO 15004-2:2007 ⁴⁵ (ver valores máximos permisibles en Tabla 6):

- Irradiancia de radiación UV pesada en cristalino y cornea, E_{S-CL} :

$$E_{S-CL} = \sum_{250}^{400} E_{\lambda} \times S(\lambda) \times \Delta\lambda. \quad (15)$$

- Irradiancia de radiación UV sin pesar en cristalino y cornea, E_{UV-CL} :

$$E_{UV-CL} = \sum_{360}^{400} E_{\lambda} \times \Delta\lambda. \quad (16)$$

- Irradiancia en retina pesada (en caso afáquico), E_{A-R} :

$$E_{A-R} = \sum_{305}^{700} E_{\lambda} \times A(\lambda) \times \Delta\lambda. \quad (17)$$

- Radiancia en retina pesada (en caso afáquico), L_{A-R} :

$$L_{A-R} = \sum_{305}^{700} L_{\lambda} \times A(\lambda) \times \Delta\lambda. \quad (18)$$

- Irradiancia de radiación infrarroja sin pesar en cristalino y cornea, E_{IR-CL} :

$$E_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} E_{\lambda} \times \Delta\lambda. \quad (19)$$

- Irradiancia de radiación visible e infrarroja sin pesar en el segmento anterior, E_{VIR-AS} :

$$E_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} E_{\lambda} \times \Delta\lambda. \quad (20)$$

- Irradiancia térmica de radiación visible e infrarroja pesada en retina, E_{VIR-R} :

$$E_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} E_{\lambda} \times R(\lambda) \times \Delta\lambda. \quad (21)$$

- Radiancia térmica de radiación visible e infrarroja pesada en retina, L_{VIR-R} :

$$L_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} L_{\lambda} \times R(\lambda) \times \Delta\lambda, \quad (22)$$

donde E_{λ} es la irradiancia espectral, L_{λ} es la radiancia espectral y $\Delta\lambda$ el intervalo de la sumatoria.

Tabla 6. Requerimientos y notas de mediciones para fuentes continuas en la determinación del riesgo de luz en el ojo. Tabla adaptada de ⁴⁵.

Parámetro	Ecuación	Límite	Nota de medición
E_{S-CL}	(15)	0.4 $\mu W/cm^2$	La irradiancia de radiación ultravioleta en cristalino y cornea debe ser evaluada promediando el flujo radiante localizado más alto que incide en un área circular en el plano corneal con un diámetro de 1 mm ($7,9 \times 10^{-3} cm^2$).
E_{UV-CL}	(16)	1 mW/cm^2	
E_{A-R}	(17)	220 $\mu W/cm^2$	La irradiancia en retina debe ser el flujo radiante detectable a través de una apertura de 7 mm de diámetro en la córnea y debe ser evaluada promediando el flujo radiante localizado más alto que incide sobre un área circular en la retina con un diámetro de 0.18 mm ($2.54 \times 10^{-4} cm^2$). Sin embargo, si se pretende que el instrumento se use con un ojo inmovilizado, se debe usar una apertura de diámetro 0.03 mm ($7.07 \times 10^{-6} cm^2$) en lugar de la apertura de 0.18 mm.
L_{A-R}	(18)	2 $mW/(sr cm^2)$	Las mediciones de radiancia serán el flujo radiante detectable a través de una apertura de 7 mm de diámetro en la córnea y se promediarán sobre un campo de visión de cono circular derecho de 0,011 rad. Sin embargo, si se pretende que el instrumento se use con un ojo inmovilizado, se debe usar un campo de visión de 0,001 75 rad en lugar del campo de visión de 0,011 rad.
E_{IR-CL}	(19)	20 mW/cm^2	La irradiancia en córnea debe ser evaluada promediando el flujo radiante localizado más alto que incide sobre un área circular en el plano corneal con un diámetro de 1 mm ($7,9 \times 10^{-3} cm^2$).
E_{VIR-A}	(20)	4 W/cm^2	La irradiancia en segmento anterior debe ser evaluada promediando el flujo radiante localizado más alto que incide sobre un área circular en el beam waist con un diámetro de 1 mm ($7,9 \times 10^{-3} cm^2$).
E_{VIR-R}	(21)	0.7 W/cm^2	Se debe encontrar la posición de la irradiación más alta encontrada en el área retiniana irradiada. E_{VIR-R} se calculará dividiendo la potencia radiante espectral, Φ_{VIR-R} , en watts, incidentes en la retina en un disco circular de 0,03 mm centrado en la posición de Máxima irradiancia por el área de este disco ($7,07 \times 10^{-6} cm^2$).
L_{VIR-R}	(22)	6 $W/(sr cm^2)$	Las mediciones de la radiancia serán el flujo radiante detectable a través de una apertura de 7 mm de diámetro en la córnea y se promediarán sobre un campo de visión de cono circular derecho de 0,001 75 rad.

Para una fuente pulsada los parámetros considerados son⁴⁵ (ver valores máximos permisibles en Tabla 7):

- Exposición radiante de radiación visible e infrarroja pesada en la retina, H_{VIR-R} :

$$H_{VIR-R} = \sum_{380}^{1400} (E_{\lambda} \times \Delta t) L_{\lambda} \times R(\lambda) \times \Delta \lambda. \quad (23)$$

- Radiancia integrada en el tiempo de radiación visible e infrarroja pesada en la retina, $L_{i,VIR-R}$:

$$L_{i,VIR-R} = \sum_{380}^{1400} (L_{\lambda} \times \Delta t) \times R(\lambda) \times \Delta \lambda. \quad (24)$$

- Exposición radiante de radiación infrarroja sin pesar en cristalino y córnea, H_{IR-CL} :

$$H_{IR-CL} = \sum_{770}^{2500} H_{\lambda} \times \Delta \lambda. \quad (25)$$

- Exposición radiante de radiación visible e infrarroja sin pesar en segmento anterior, H_{VIR-AS}

$$H_{VIR-AS} = \sum_{380}^{1200} H_{\lambda} \times \Delta \lambda, \quad (26)$$

donde H_{λ} es la exposición radiante espectral y Δt es el ancho de pulso hasta un tiempo de 0.25 s

Tabla 7. Requerimientos y notas de mediciones para fuentes pulsadas en la determinación del riesgo de luz en el ojo. Tabla adaptada de ⁴⁵.

Parámetro	Ecuación	Límite	Nota de medición
H_{VIR-R}	(23)	$6 t^{3/4}$ J/cm^2	La exposición radiante en retina debe ser la energía radiante detectada a través de una abertura de 7 mm de diámetro en la córnea y se evaluará promediando la energía radiante localizada más alta que incide sobre un área circular en la retina con un diámetro de 0,03 mm ($7,07 \times 10^{-6} cm^2$).
$L_{i,VIR-R}$	(24)	$50 t^{3/4}$ $J/(sr cm^2)$	La radiancia integrada en el tiempo en retina debe ser la energía radiante detectada a través de una abertura de 7 mm de diámetro en la córnea y se promediarán sobre un campo de visión de cono circular derecho de 0,001 75 rad.
H_{IR-CL}	(25)	$1,8 t^{1/4}$ J/cm^2	La exposición radiante en cristalino y córnea debe ser evaluada promediando la energía radiante localizada más alta que incide en un área circular en el plano corneal con un diámetro de 1 mm ($7,9 \times 10^{-3} cm^2$).
H_{VIR-AS}	(26)	$25 t^{1/4}$ J/cm^2	La exposición radiante en segmento anterior debe ser evaluada promediando la exposición radiante localizada más alto que incide sobre un área circular en la cintura del haz con un diámetro de 1 mm ($7,9 \times 10^{-3} cm^2$).

Donde t es el tiempo de exposición de un pulso en segundos.

Algunos otros dispositivos sofisticados

Existen equipos para adquirir imágenes del fondo del ojo que presentan ventajas importantes sobre las cámaras de fondo ojo que se han discutido. Estos equipos funcionan con principios distintos y utilizando técnicas más sofisticadas como lo son la óptica adaptativa, escaneo láser, tomografía de coherencia óptica y combinaciones de éstas. En seguida se presenta una breve descripción de algunos de estos equipos.

Oftalmoscopios con óptica adaptativa

Los oftalmoscopios y cámaras de fondo de ojo hasta ahora discutidos brindan imágenes macroscópicas de la retina pero su resolución espacial no permite la observación de los fotorreceptores de manera individual. Esto se debe principalmente a las aberraciones de alto orden del ojo. Los instrumentos oftálmicos basados en óptica adaptativa (OA) permiten la visualización microscópica de la retina in vivo mediante la compensación de las aberraciones monocromáticas del ojo ⁴⁶⁻⁴⁸.

Las técnicas de óptica adaptativa se basan en la medición y corrección de las aberraciones del frente de onda con el uso de sensores de frente de onda y espejos flexibles dinámicos. La corrección de los frentes de onda permite aumentar la resolución en instrumentos ópticos como telescopios u oftalmoscopios (hasta 2 μm o menos en oftalmoscopios ⁴⁸). Malacara y Artal presentan en detalle la historia, principios y aplicaciones de la óptica adaptativa, así como una compilación bibliográfica variada referente a esta técnica ⁴⁷.

En la Figura 27 se muestra un esquema de sistema de óptica adaptativa para la visualización de la retina. Los principales elementos de estos sistemas son: El sistema óptico, como el oftalmoscopio para observar la retina; la referencia utilizada para la medición de distorsión del frente de onda; el sensor de frente de onda, donde los más comunes son el Shack-Hartmann y el piramidal; un espejo flexible dinámico, el cual es manipulado por un sistema de control para modificar su forma y corregir el frente de onda en base a la lectura del sensor de frente de onda; finalmente un espejo dicroico es utilizado como divisor de haz para separar los frentes de onda de interés y referencia⁴⁷. En los denominados oftalmoscopios de iluminación continua de OA (AO-FIO, por sus siglas en inglés adaptive optics - flood-illumination ophthalmoscope), el frente de onda de interés es proyectado en el sensor de la cámara donde se forma la imagen de la retina ^{49,50}.

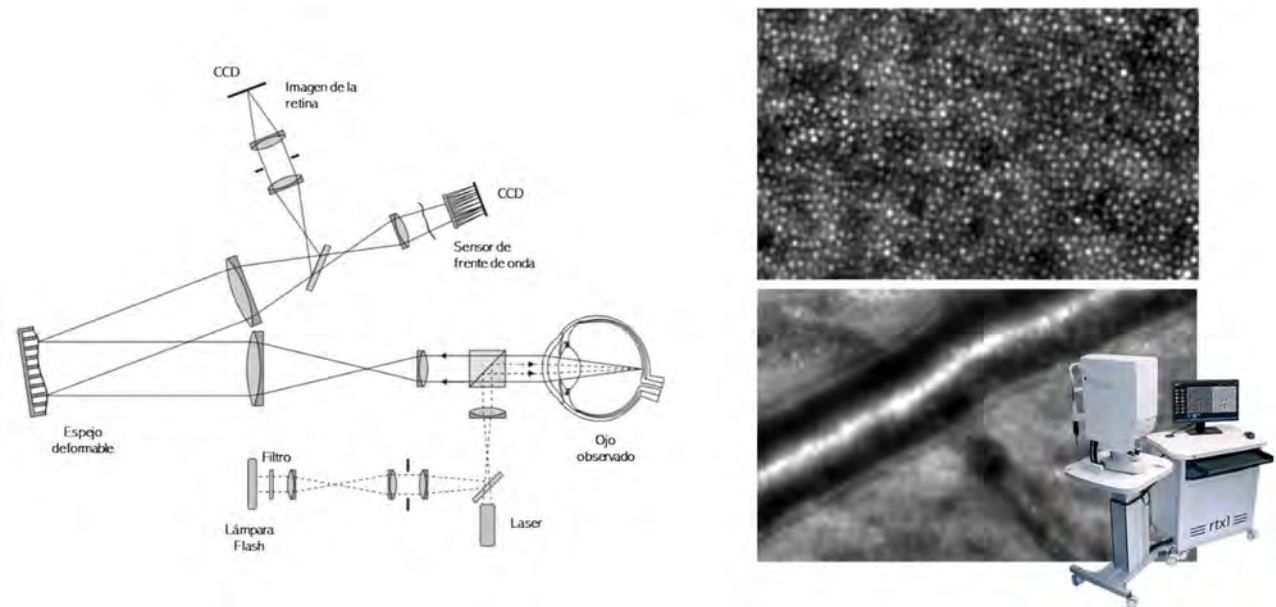


Figura 27. Esquema clásico de oftalmoscopio de iluminación continua de óptica adaptiva AO-FIO (izquierda) e imágenes de retina adquiridas con el equipo RTX1 (derecha). Esquema modificado a partir de ⁴⁷ ©2018 de Advanced Optical Instruments and Techniques por D. Malacara. Reproducido con permiso de Taylor and Francis Group, LLC., Imágenes de fondo de ojo tomadas de ⁵¹.

La mayoría de los sistemas AO-FIO son construidos a nivel de laboratorio donde son utilizados en investigación. Ejemplos de estos arreglos son el oftalmoscopio de OA de Rochester, el oftalmoscopio de OA de alta velocidad de Indiana y el prototipo de campo amplio DCAO. Existe un equipo comercial, el RTX1 de la compañía Imagine Eyes (esquina derecha de Figura 27). Este equipo es utilizado primordialmente en investigación ⁴⁹. Tiene un FOV de 4° x 4°, resolución óptica en el fondo del ojo de 250 *lp/mm*, puede distinguir pares de líneas de 2 μm de ancho ⁵¹. En las imágenes de la derecha de la Figura 27 se muestra una fotografía adquirida con el RTX1 donde se aprecian los fotorreceptores (superior) y otra donde se observa un capilar sanguíneo.

Oftalmoscopios de escaneo láser

Los oftalmoscopios de escaneo láser (SLO por sus siglas en inglés, scanner laser ophthalmoscope) son utilizados en la clínica e investigación y su principio de funcionamiento se basa en el de la microscopía confocal. El primer sistema SLO fue propuesto por Webb y Hughes en 1981 ^{52,53}. El SLO (ver Figura 28 a)) utiliza por fuente de iluminación un láser (aunque en microscopía confocal también puede usarse luz incoherente). El láser es enfocado en un punto particular de la muestra de interés. Con ayuda de un pinhole, ubicado en un plano conjugado al del plano de la muestra de interés, se mide la reflexión de ese punto particular. El punto analizado se desplaza en el plano de la muestra con ayuda de espejos oscilantes al mismo tiempo que se va midiendo punto a punto su reflexión. De esta forma se realiza un escaneo de la muestra y se reconstruye su imagen con el

conjunto de mediciones adquiridas. Así, cada pixel en la imagen es la medición de la reflexión en cada punto ²⁹.

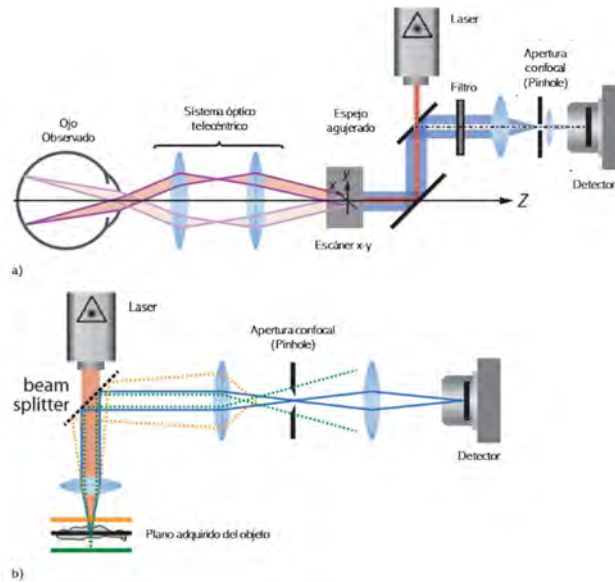


Figura 28. Esquema de oftalmoscopio de escaneo láser SLO donde se aprecia a) principio de funcionamiento del SLO y b) principio de funcionamiento de microscopia confocal para la detección de distintos planos del objeto de interés. Imagen modificada a partir de ²⁹.

En las técnicas presentadas anteriormente, la formación de la imagen se realizaba mediante la proyección de esta sobre un sensor CCD o CMOS, los cuales son arreglos de fotodiodos. Toda la imagen es adquirida en un instante de tiempo. Un oftalmoscopio de escaneo láser, puede utilizar un solo detector (fotodiodo o tubo fotomultiplicador) y la intensidad de cada pixel es capturada en tiempos distintos. Sin embargo, aunque son tiempos distintos, muchos equipos tienen la capacidad de realizar mediciones tan rápido que se puede visualizar la retina en tiempo real ⁵³.

Las principales ventajas de los SLO, son su capacidad para poder generar imágenes en tercera dimensión y obtener campos de observación muy amplios ⁵³. Además, por lo general el contraste en estas imágenes es alto y puede usarse con pupilas pequeñas pues no es necesario separar el campo de iluminación y observación. Todos los estudios especializados realizados en las cámaras de fondo de ojo (angiografías de fluorescencia, autofluorescencia, etc.) pueden realizarse también con los oftalmoscopios de escaneo láser. Las imágenes en tercera dimensión pueden formarse debido a que el pinhole colocado en el plano conjugado de la muestra bloquea los reflejos de otros planos distintos al enfocado (ver Figura 28 b)). Por tanto, variando el plano de enfoque, se pueden adquirir imágenes de distintos planos de la muestra para después ser reconstruido como imagen tridimensional. La resolución axial de estos equipos es directamente proporcional a la longitud de onda del láser e inversamente proporcional al cuadrado de la apertura numérica ²⁹. Sin embargo, las aberraciones del ojo solo permiten que típicamente las resoluciones axiales sean de aproximadamente $200 \mu m$ por lo

que no son muy utilizados para generar imágenes en 3D ^{53,54}. Los campos de observación típicos en estos equipos son de alrededor de 30°, con lentes especiales que no son de contacto puede obtenerse hasta 55°, y con equipos especializados para ultra campos de visión se pueden obtener hasta 200° ²⁹.

Ejemplos de SLO comerciales son el EasyScan, Daytona plus de Optos, y Heidelberg Retinal Tomograph HRT3 de Heidelberg Engineering GmbH (ver). Todos estos equipos se encuentran disponibles comercialmente y trabajan bajo los principios SLO, sin embargo cada uno tiene características distintas. El EasyScan es el más parecido a una cámara de fondo de ojo tradicional; tiene un campo de visión de 45°, resolución de aproximadamente 15 μm , no puede generar imágenes 3D pero puede generar video de máximo dos cuadros por segundo con su FOV y resolución al máximo ⁵⁵(Figura 29 a)). El Daytona plus está especializado para la generación de imágenes de fondo con campos de visión 200°, la resolución es de aproximadamente igual a la del EasyScan, la captura de imagen tarda menos de un segundo y tampoco puede generar imágenes 3D ⁵⁶(Figura 29 b)). El HRT3 por el contrario, tiene un campo de visión reducido, 15°, pero está especializado para poder generar imágenes tridimensionales de la retina bajo los principios del SLO. Este equipo tiene una resolución óptica axial de 300 μm y una resolución transversal de 10 μm ⁵⁷(Figura 29 c)).

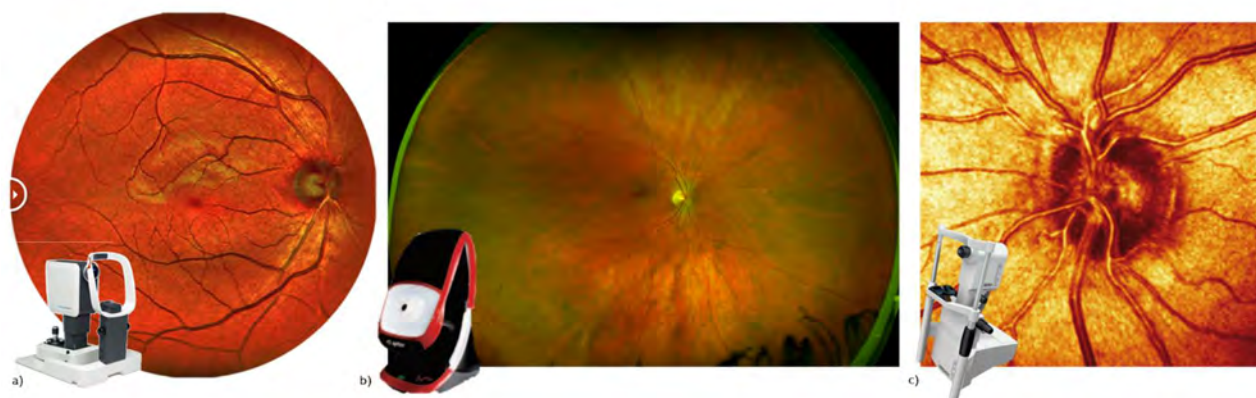


Figura 29. Imágenes de fondo de ojo adquiridas con oftalmoscopios de escaneo láser SLO comerciales: a) EasyScan b) Daytona plus de Optos y c) Heidelberg Retinal Tomograph HRT3. Imágenes tomadas de ⁵⁵⁻⁵⁷.

Tomógrafos de coherencia óptica

Los tomógrafos de coherencia óptica (OCT) son muy populares en el uso clínico. Las primeras pruebas con OCT in vitro fueron realizadas por Huang et al. en 1991 y en 1993 Fercher et al. y Swanson et al. realizaron las primeras pruebas in vivo ⁵⁸. En 1996 Zeiss presentó el primer OCT comercial y durante el año 2012 se estima que se realizaron pruebas bajo estos principios por lo menos una vez cada segundo en alguna parte del mundo ⁵⁹.

Hay básicamente dos tipos de OCT, el de dominio de tiempo TD y el de dominio de frecuencia FD (ver Figura 30). El TD OCT es parte de las primeras generaciones de estos equipos. Su principio de funcionamiento se basa en la detección de las reflexiones de la luz en distintos planos mediante el uso de técnicas interferométricas con luz poco coherente.

El arreglo típico de un TD OCT es un interferómetro de Michelson donde luz parcialmente coherente es dirigida y enfocada hacia un punto en un plano de la retina (Figura 30 izquierda). El espejo de referencia del interferómetro se va desplazando y el detector va sensando la interferencia que está limitada por la longitud de coherencia de la fuente. De tal modo que en un punto en la retina (x, y), el desplazamiento del espejo dará lugar al escaneo en profundidad (z) de una dimensión (1D, modo A). Si el punto en la retina se va moviendo en una dirección (x o y), se van generando escaneos modo A hasta formar un escaneo de dos dimensiones (2D, modo B). Si ahora el punto se mueve en la dirección faltante (y o x), se vuelve a tomar un escaneo B hasta que se forma una imagen en tercera dimensión ⁵⁹.

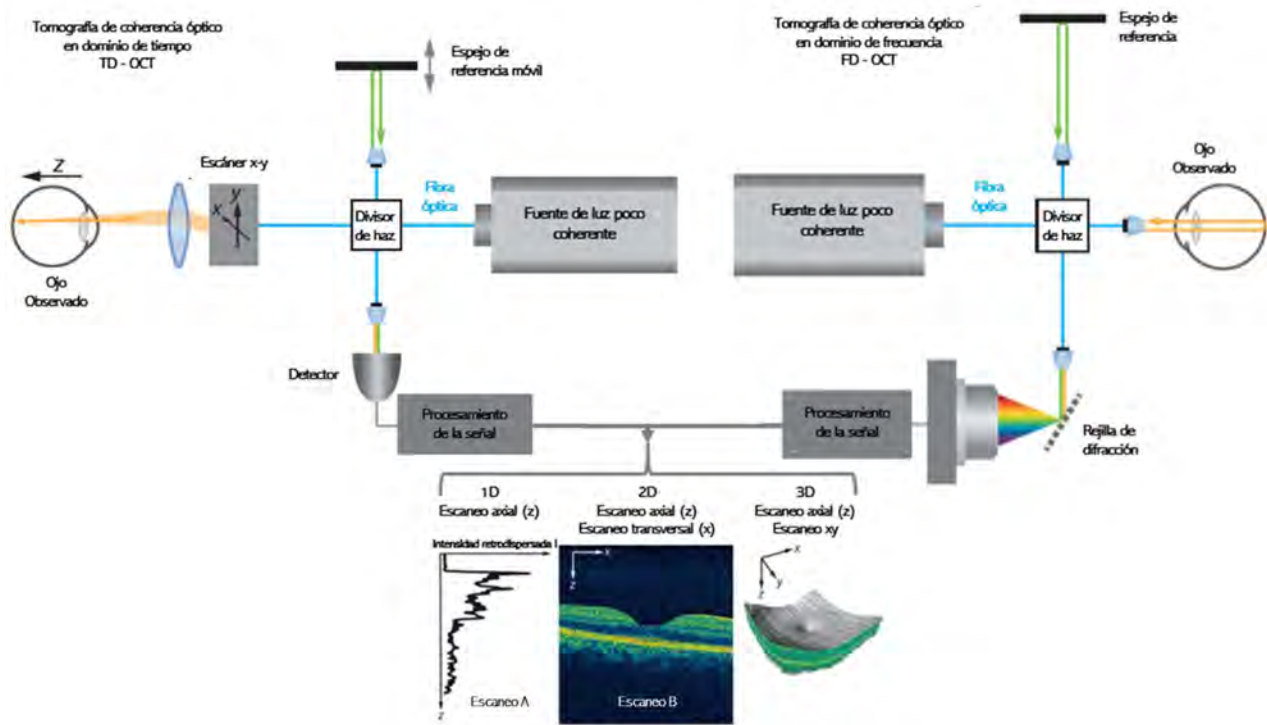


Figura 30. Esquemas de principio de funcionamiento de la tomografía de coherencia óptica OCT con técnica de dominio en el tiempo TD (izquierda) y dominio en frecuencia FD (derecha). Imagen modificada de ⁵⁹.

El FD OCT se considera de la tercera generación de OCT y son los que comúnmente se utilizan en la actualidad (Figura 30 derecha). A diferencia del TD OCT, el FD OCT no mueve el espejo de referencia, este se queda fijo y en lugar de un solo sensor para la detección de la interferencia se utiliza un espectrómetro. Mediante el análisis espectral de la luz reflejada en un punto se deduce la

señal equivalente al modo A en un solo instante de tiempo. De igual manera múltiples escaneos A generarán escaneos B y el conjunto de escaneos B adyacentes generará la imagen en 3D ⁵⁹. Existen variaciones de la técnica utilizada en FD OCT como la de dominio espectral (SD, spectral domain) y fuente de barrido (SS, swept source) que utilizan también análisis espectral ^{58,59}. Los detalles de estas técnicas pueden encontrarse en el capítulo 7 del libro *Optical Devices in Ophthalmology and Optometry* ⁵⁹.

Las técnicas de OCT pueden medir hasta profundidades de 5 mm y tienen la gran ventaja de tener muy buena resolución axial. Esto se debe a que su resolución axial solo depende de su longitud de onda y ancho espectral. La resolución axial de los sistemas SLO es muy limitada (típicamente, alrededor de 200 μm) pues es inversamente proporcional al cuadrado de la apertura numérica del sistema, la cual es pequeña porque las pupilas del ojo son pequeñas. La resolución axial en los OCT es directamente proporcional al cuadrado de la longitud de onda central de la fuente de luz e inversamente proporcional a su ancho de banda. Esto permite que teóricamente se puedan tener resoluciones axiales de alrededor de 3 μm ^{58,59}. Comparando las resoluciones axiales de un OCT con la de los SLO, el OCT tiene alrededor de 66 veces mejor resolución. En cuanto a la resolución transversal del OCT típicamente es de 20 μm ⁵⁰ que es aproximadamente 25% menor a un SLO y un 90% menor a un AO-FIO.

El modelo Cirrus HD-OCT 500 de Zeiss es un ejemplo de OCT comercial utilizado en la actualidad. Este equipo trabaja bajo la metodología de SD que es una variación de la FD-OCT. Utiliza un diodo super luminiscente de 840 nm. La profundidad a la que puede penetrar los tejidos es de 2 mm con una resolución axial en tejido de 5 μm y una resolución transversal en tejido de 15 μm . El campo de observación donde se toma la medición es de 36° x 22°⁶⁰ (ver Figura 31).

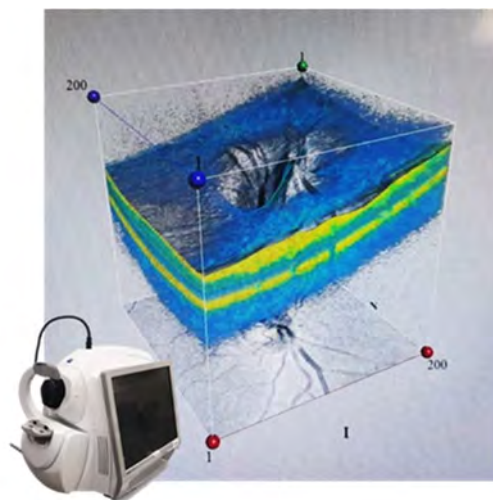


Figura 31. Imagen de fondo de ojo adquirida por el equipo Cirrus HD-OCT 500 de Zeiss visualizada en 3D en su interfaz gráfica.

Combinación de técnicas

La AO es utilizada en sistemas basados en SLO y OCT con el fin de mejorar su resolución transversal. Como se discutió en las secciones pasadas, los sistemas de AO-FIO tienen la mejor resolución transversal (alrededor de $2 \mu m$) gracias a la corrección de las aberraciones del frente onda por las técnicas de la OA. Los sistemas de SLO y OCT no corrigen este tipo de aberraciones por lo que sus resoluciones transversales son de aproximadamente $15 \mu m$. En la actualidad solo existen equipos dedicados a la investigación (no comerciales) que combinan a la OA con los sistemas SLO y OCT⁵⁰. El primer sistema que utilizó técnicas de OA y SLO (AO-SLO) fue el de Roodra et al en el 2002^{53,58}. En el 2004 Hermann et al. combinan la OA con TD-OCT (AO-TD-OCT) y en el 2005 varios grupos de investigación combinan la OA con SD-OCT (AO-SD-OCT)⁵⁸.

Los sistemas que combinan la OA y OCT (AO-OCT) tienen una alta resolución transversal y axial. La resolución en los AO-OCT permite la reconstrucción de las células tridimensionalmente^{48,50}. La principal desventaja es que esta técnica no puede ser utilizada para la detección de señales fluorescentes. Otra de las desventajas es que su velocidad de reconstrucción de las imágenes en 3D es relativamente lenta comparada con los movimientos del ojo, lo que se traduce en una pérdida de resolución en las imágenes⁵⁰. Burns et al. y Doble presentan con detalle una compilación de grupos y sistemas de AO-OCT que se han desarrollado hasta la actualidad^{48,58}. Uno de los sistemas de AO-OCT actuales más destacados es el de Miller et al. Este sistema de AO-OCT es de ultra alta definición (UHR-AO-OCT), tienen un poder de resolución en la retina de $3 \times 3 \times 3 \mu m^3$ ^{49,61}. En la Figura 32 a) se muestran ejemplos de imágenes adquiridas con este dispositivo.

La principal ventaja de los AO-SLO es que pueden visualizar la retina en tiempo real y pueden ser utilizados para la detección de señales fluorescentes. La capacidad para detectar señales fluorescentes permite utilizar a los sistemas de AO-SLO con técnicas como las angiografías de fluorescencia. Los AO-SLO tiene la capacidad de producir video a una velocidad de 30 cuadros por segundo, lo que permite visualizar la retina en tiempo real. Comparando con los sistemas de AO-OCT, los sistemas de AO-SLO presentan resoluciones transversales similares, sin embargo, la resolución axial de un AO-SLO (aproximadamente $100 \mu m$) es mucho menor que la de los AO-OCT (aproximadamente $3 \mu m$)⁵⁰. Burns et al. presenta con detalle una compilación de grupos y sistemas de AO-SLO que se han desarrollado hasta la actualidad⁴⁸. Roodra et al. explican de manera detallada la implementación del primer sistema de AO-SLO. Este sistema presenta una resolución lateral de $2.5 \mu m$ y una resolución axial de $100 \mu m$ además puede visualizar la retina en tiempo real (30 cuadros por segundo)⁵³. En la Figura 32 b) se muestran ejemplos de imágenes adquiridas con este dispositivo.

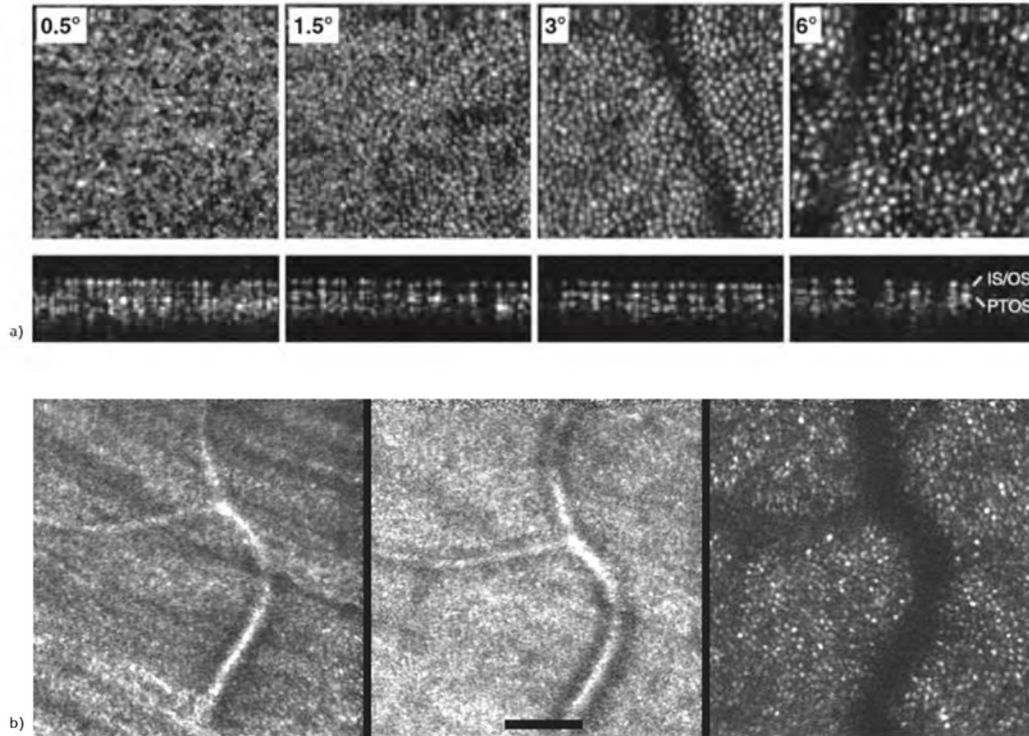


Figura 32 Imágenes de fondo de ojo adquiridas con técnicas de óptica adaptiva implementadas con: a) Tomografía de coherencia óptica AO-OCT: imágenes a 0.5°, 1.5°, 3° y 6° de la fovea y sus cortes axiales; b) Oftalmoscopio de escaneo láser AO-SLO: Imágenes a distintos planos de la de la retina donde se observa enfocadas fibras nerviosas (izquierda), vaso sanguíneo (centro), fotorreceptores (derecha). Imágenes tomadas de a) ⁶¹ y b) ⁵³. a) reimpresso con permiso de Springer Nature Customer Service Centre GmbH: Springer Nature, Eye, Adaptive optics and the eye (super resolution OCT) D. T. Miller et al, ©2011

Como se ha podido apreciar al presentar algunas de las técnicas e instrumentos oftálmicos para la visualización del fondo del ojo, la variedad es muy grande. Conocer las capacidades, ventajas y limitaciones de estos instrumentos permite la elección de las técnicas más adecuados para tareas en específico. Dentro de toda esta gran diversidad de dispositivos, las cámaras de fondo de ojo permiten la observación macroscópica del fondo del ojo con elementos ópticos relativamente sencillos si se compara con las técnicas más sofisticadas. El uso de las cámaras de fondo de ojo en el diagnóstico de enfermedades como retinopatía diabética y DMA es ampliamente utilizado y existe un gran número de opciones en el mercado. El diseño de modelos de cámaras de fondo de ojo de bajo costo, seguras, con buena calidad de imagen y que hacen uso de la tecnología de la información, representa nuevas alternativas que contribuyen a la prevención de la ceguera mediante diagnósticos oportunos de enfermedades. En seguida se presenta el diseño e implementación de un prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto como alternativa de las opciones comerciales.

Capítulo 3 DESARROLLO Y RESULTADOS

Diseño y construcción de cámara de fondo de ojo

El diseño de cámara de fondo de ojo no midriática que se presenta, parte de un diseño base propuesto por el Dr. Daniel Malacara Hernández. Este diseño base es muy parecido al de una cámara de fondo de ojo tradicional (como en la Figura 20): tiene una lente positiva doble asférica, utiliza un sistema de iluminación interno (como en Figura 21 b)) con LEDs blancos e infrarrojos y un doblete para proyección de la imagen sobre un detector. El diseño de la cámara de fondo de ojo propuesto modifica el sistema de iluminación del diseño previo, adecua el sistema de observación e integra un sistema de control e interfaz gráfica de usuario. En seguida se presenta el desarrollo y resultados referentes al diseño óptico, electrónico, software y mecánico del prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto.

Diseño óptico

En la Figura 33 se muestra el diseño óptico del prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto. El detalle de cada componente, así como las distancias entre ellos, se puede apreciar en la Tabla 8. Las especificaciones del sistema según su diseño se muestran en la Tabla 9.

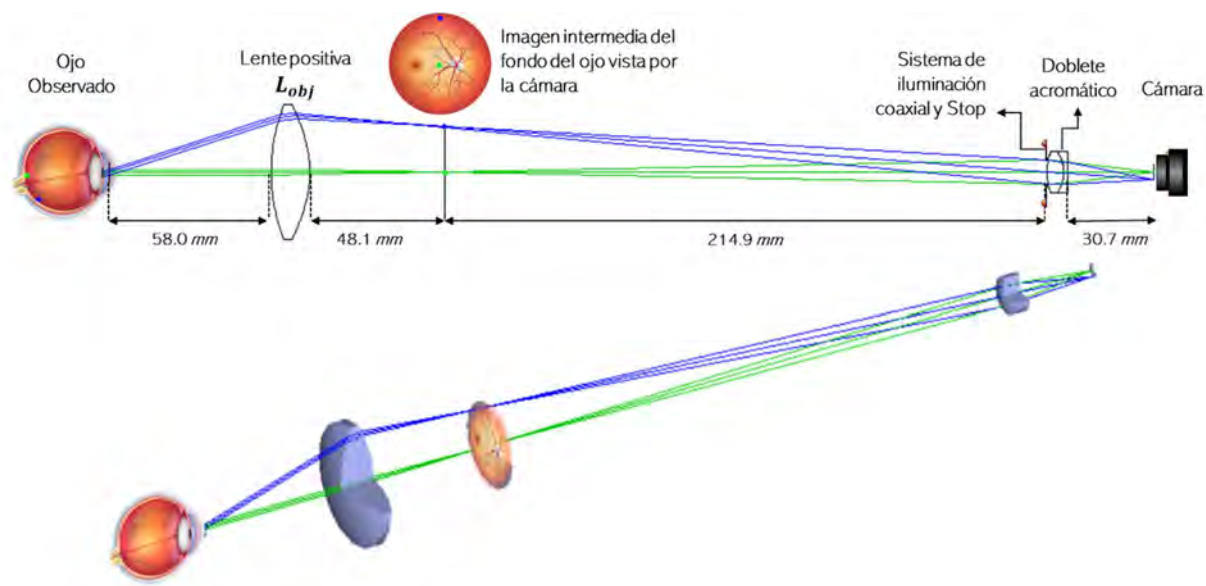


Figura 33. Diseño óptico de prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto. Trazos generados en OSLO, esquemas de ojo modificados a partir de ⁴.

Tabla 8. Diseño óptico de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto. En el diseño presentado se considera un radio de entrada del rayo de 1 mm y un campo de visión de 36°.

<i>Elemento</i>	<i>Superficie (#)</i>	<i>Radio (mm)</i>	<i>Grosor (mm)</i>	<i>R. Apertura (mm)</i>	<i>Vidrio</i>	<i>Notas</i>
<i>Objeto (imagen de fondo del ojo)</i>	0	0.0	Infinito		Aire	Radio de rayo de entrada de 1 mm
<i>Pupila de entrada del ojo</i>	1	0.0	58.0	1	Aire	Considerando distancia de trabajo de 63.2 mm
<i>*Lente Positiva (Volk 20D)</i>	2	68.0	13.8	24	BK7	Apertura libre considerada de 48 mm
	3	-41.0	48.1**	24	Aire	Superficie esférica: Constante de Conicidad = -2.7
<i>Imagen intermedia de fondo del ojo</i>	4	0.0	214.9	16.63	Aire	**Posición definida por altura de rayo axial igual a 0
<i>Stop y sistema de iluminación (LEDs, arreglo circular)</i>	5	0.0	0.0	4.55	Aire	Plano conjugado de pupila del ojo. Radio de stop 4.55 mm, Radio de LEDs 10.1 mm
<i>Doblete f = 30 mm</i>	6	20.7	6.0	7.5	BAF10	Edmund Optics #32-720
	7	-13.2	1.5	7.5	SF10	
	8	-128.4	30.5	7.5	Aire	
<i>Plano Imagen (sensor)</i>	9	0.0	0.0	2.7	-	Tamaño del sensor de 6.79 mm x 5.43 mm

**Las medidas utilizadas en el diseño de la Lente Volk son una aproximación ya que estas medidas no son reportadas por el fabricante.*

Tabla 9. Especificaciones teóricas, según su diseño, de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto.

<i>Parámetro</i>	<i>Especificación de acuerdo a diseño</i>
<i>Campo de fondo de ojo iluminado</i>	44°
<i>Diámetro de fondo de ojo iluminado</i>	13.74 mm
<i>Campo de observación</i>	36°
<i>Diámetro de fondo de ojo observado</i>	11.09 mm
<i>Amplificación total del sistema</i>	0.49
<i>Apertura Numérica</i>	0.119
<i>F/#</i>	4.2
<i>Resolución (central)</i>	24 lp/mm

Para fines de análisis, segmentaremos el diseño propuesto en tres principales partes: la lente positiva doble esférica, el sistema de observación y el sistema de iluminación.

Lente positiva esférica

Se utiliza, como lente positiva L_{obj} , una lente doble esférica con una potencia total Φ_{lente} de 20 D y diámetro d_{oph} de 49 mm. En particular se usa una lente de la marca Volk, que son ampliamente utilizadas para observar el fondo del ojo con oftalmoscopios indirectos. La lente Volk se utiliza a 55 mm del ojo observado, lo que representa una distancia de trabajo L_{wd} de aproximadamente 58 mm (de la pupila de entrada del ojo E a la lente oftálmica L_{obj}). El campo de observación α_{FOV} se calcula a partir de d_{oph} y L_{wd} según la relación (13). El α_{FOV} teórico calculado es de aproximadamente 46°. Sin embargo, como se verá más adelante, el α_{FOV} del sistema quedará limitado por el sistema de observación utilizado. Como la pupila de entrada del ojo E está muy próxima al punto nodal anterior N se tiene una vista Maxwelliana y se hace la aproximación de que los rayos que convergen en E salen sin cambiar su dirección del punto nodal posterior N' . La distancia del punto nodal posterior del ojo N' al punto focal posterior F' (retina) es según (8) igual a la distancia focal efectiva f que es aproximadamente 17 mm. Considerando esta distancia y α_{FOV} se deduce que el diámetro de la retina iluminada d_{FOV} es de 14.43 mm ($2 * 17 \text{ mm} * \tan(\frac{\alpha_{FOV}}{2})$). La amplificación de la imagen intermedia es -3 (a partir de (14)) por lo que su tamaño esperado es de 43.29 mm.

Se seleccionó una lente L_{obj} Volk porque son lentes comerciales de alta calidad optimizadas para la formación de la imagen del sistema de iluminación en la pupila del ojo, y al mismo tiempo para la formación de una imagen intermedia del fondo del ojo poco aberrada. Una de las razones por la que la imagen intermedia es de muy buena calidad es porque su distancia focal efectiva (50 mm aproximadamente) es muy grande con respecto al diámetro de apertura efectivo utilizado. Si consideramos un diámetro de apertura efectivo del tamaño de nuestro campo de observación en la pupila del ojo (2 mm) la lente Volk estaría trabajando con un $f/\# = 25$, lo que minimiza aberraciones como la esfericidad. Las principales aberraciones que se corrigen con las dos superficies esféricas en la imagen intermedia son: curvatura de campo, distorsión y astigmatismo. Esto quiere decir que esta lente permitirá formar una imagen intermedia plana de la retina poco aberrada con el uso de solo dos superficies esféricas. Utilizar el menor número de superficies posibles es de interés debido a que el sistema utiliza iluminación interna. Por tanto, mientras más superficies se tengan mayor será el número de reflexiones que degraden la calidad de la imagen final. La imagen intermedia de la retina se forma a la distancia focal posterior de la lente Volk f'_{obj} , que es de 48.1 mm. En la Figura 34 se compara los planos conjugados de la pupila del ojo e imágenes intermedias formadas por lentes con Φ_{lente} de 20 D y diámetro d_{oph} de 49 mm con superficie esférica (constante de conicidad de segunda superficie de -2.7) y sin superficie esférica. Se puede apreciar como la imagen intermedia formada por una lente esférica es muy aberrada por curvatura de campo y no se tiene un plano conjugado de la pupila E de buena calidad.

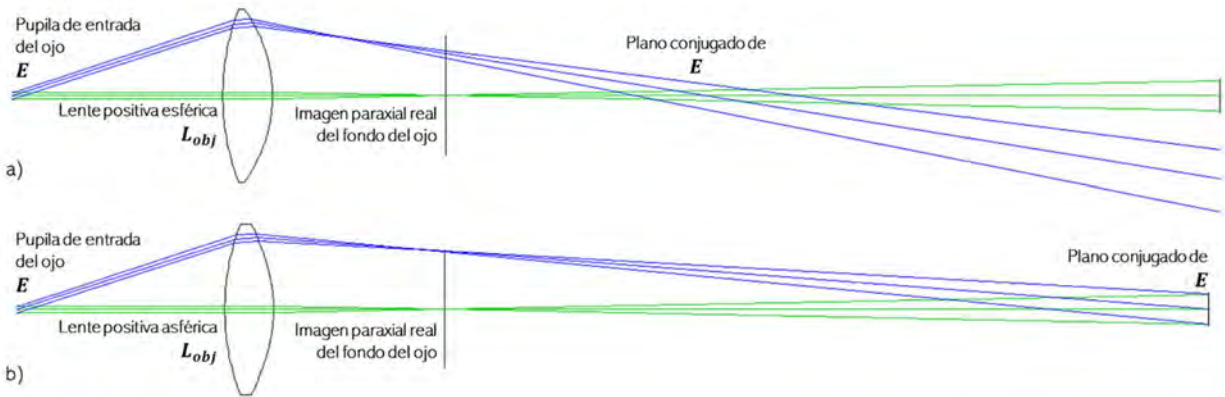


Figura 34. Comparación de los planos conjugados de la pupila de entrada del ojo E e imágenes intermedias formadas utilizando una lente positiva de 20 D y diámetro de 49 mm con: a) superficies esféricas y b) superficie esférica (constante de conicidad de -2.7 en segunda superficie). Trazos generados en OSLO.

Conocer la posición de la imagen de la pupila del ojo formada por la lente Volk L_{obj} (plano conjugado de E) es muy importante pues la cámara trabaja con principio de pupilas coincidentes (ver sección Oftalmoscopio indirecto del Capítulo 2). La pupila de entrada del ojo E se encuentra a aproximadamente 3 mm del vértice del ojo por lo que E se encuentra en el diseño a 58 mm de L_{obj} . Con ayuda del software OSLO se determinó que la posición donde mejor se forma el plano conjugado de la pupila del ojo observado es a 263 mm como se aprecia en la Figura 34 b). En la Figura 35 se muestra como L_{obj} forma la imagen en la pupila del ojo E de un objeto colocado en el plano conjugado de E . En la posición del objeto de la Figura 35 (plano conjugado de E) es donde se coloca el sistema de iluminación y pupila de entrada de sistema observación. La amplificación de la imagen en E será según (10) de aproximadamente 0.22 (1/4.53). De igual forma podemos analizar que la imagen de E en su plano conjugado estará amplificada por un factor de 4.53. Esto implica que, para un ojo con pupila de 7 mm de diámetro, en su plano conjugado tendrá 31.22 mm de diámetro. En este espacio se coloca el sistema de iluminación y pupila de entrada del sistema de observación

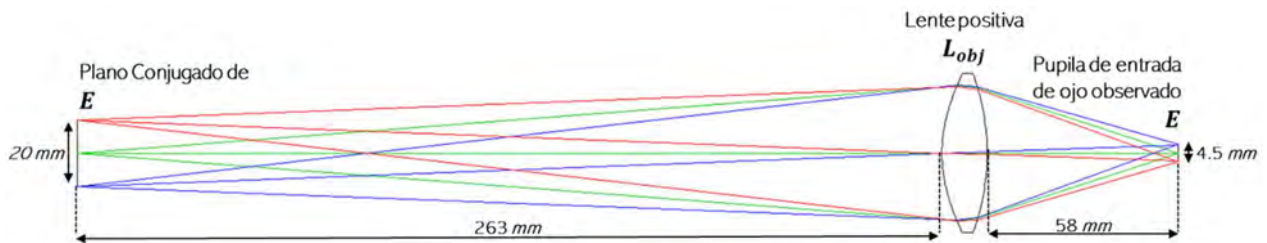


Figura 35. Trazo de rayos (generado en OSLO) de la imagen formada por la lente positiva L_{obj} en la pupila de entrada del ojo observado E de un objeto en el plano conjugado de E . Los rayos verdes definen la posición del sistema de observación, mientras que los azules y rojos definen la del sistema de iluminación.

Sistema de observación

El sistema de observación está compuesto por un diafragma, un doblete acromático y una cámara digital. La pupila de entrada del sistema de observación se coloca en la posición donde se forma la imagen de la pupila de entrada del ojo E , esto es 263 mm con respecto a la lente Volk L_{obj} o 214.9 mm con respecto a la imagen intermedia de la retina. DeHoog y Schwiegerling determinan que el tamaño óptimo (considerando cantidad de luz y aberraciones) de la imagen de la pupila de entrada del sistema de observación en el plano de la pupila del ojo es de 2 mm ³². Atendiendo a esta recomendación, y considerando que la amplificación por L_{obj} ($1/4.53$), se coloca como primer elemento en el sistema de observación un diafragma con diámetro de aproximadamente 9 mm .

En seguida del diafragma, con el fin de mantener un sistema simple, se utiliza un doblete acromático para la proyección de la imagen intermedia de la retina sobre el sensor de la cámara. La cámara digital utilizada es el modelo eo-1312C el cual tiene un área de detección de $6.79 \text{ mm} \times 5.43 \text{ mm}$. Como el tamaño de la imagen intermedia de la retina es de 43.29 mm se requiere una amplificación del sistema de observación de $1/7.97$. Esto sugiere el uso de un doblete de aproximadamente 24 mm de distancia focal efectiva. Se utilizó en el diseño un doblete con distancia focal efectiva de 30 mm , pues era el doblete comercial al que se tenía acceso con características más parecidas. El doblete utilizado es de la marca Edmund Optics con número de parte #32-720. Considerando su distancia focal y a la distancia que se encuentra de la imagen real, de acuerdo a (9) y (10), la imagen proyectada en el sensor se encuentra aproximadamente a 34.87 mm por lo que la amplificación del sistema de observación es de $(1/6.16)$. Esto quiere decir que la imagen proyectada en el sensor es de una imagen de la retina intermedia de 33.26 mm , que representa un diámetro en la retina d_{FOV} de 11.09 mm y un α_{FOV} de aproximadamente 36° . Por lo tanto, aunque por la lente Volk se ilumina con α_{FOV} de 44° , el sistema de iluminación limita el campo de observación α_{FOV} a 36° .

En la Figura 36 se puede observar el sistema de observación descrito y gráficas de análisis de sus aberraciones realizado con OSLO. El sistema de observación tiene una distancia focal efectiva de 30 mm , una apertura numérica NA de 0.129 y $f/\#$ de 3.87 . Se puede observar que el tamaño de las aberraciones en eje es de 0.02 mm y fuera de eje son de alrededor de 0.1 mm y que su principal aberración es la de esfericidad. Se puede aproximar la NA como el tamaño del disco de Airy del sistema en μm por lo que para que el sistema de observación sea un sistema limitado por difracción las aberraciones deben ser menores a $0.129 \mu\text{m}$. Por tal motivo es claro que este sistema no es limitado por difracción y puede ser optimizado. Sin embargo, no es de interés que el sistema sea limitado por difracción, debido a que el tamaño del pixel de la cámara es aproximadamente 41 veces más grande que el disco de airy. El sensor de la cámara tiene $1,280 \times 1,024$ pixeles en $6.79 \times 5.43 \text{ mm}$ por lo que el tamaño del pixel es de aproximadamente $5.3 \mu\text{m}$. El tamaño del pixel definirá la frecuencia espacial de muestreo que, de acuerdo al teorema de Nyquist⁶², limita a detectar resoluciones máximas de aproximadamente 94 pares de líneas por milímetro lp/mm . Sin embargo,

el contraste presentado en el límite del teorema será muy pobre reduciendo la calidad de las imágenes. Una imagen de calidad aceptable puede obtenerse considerando una frecuencia máxima equivalente al inverso de la longitud de 3 pixeles porque evita estar en el límite del teorema. Esto significa que esta cámara puede detectar imágenes de buena calidad con resoluciones de aproximadamente 63 lp/mm , que es mayor a las especificaciones de resolución establecidas en la ISO 10940-2009. En el sistema de observación la magnitud de la aberración transversal TA en el centro es equivalente al tamaño de 4 pixeles lo que representaría una resolución máxima de 24 lp/mm aproximadamente. En la periferia resolución es de 5 lp/mm pues la TA representa aproximadamente 19 pixeles. Esto sugiere que este sistema es sujeto a mejoras con la implicación de tener que utilizar más elementos ópticos o superficies esféricas. En la Figura 37 se muestra una imagen de un objeto real, papel milimétrico, en el plano de la imagen intermedia de la retina lo que demuestra de manera cualitativa como afectan las aberraciones del sistema de observación.

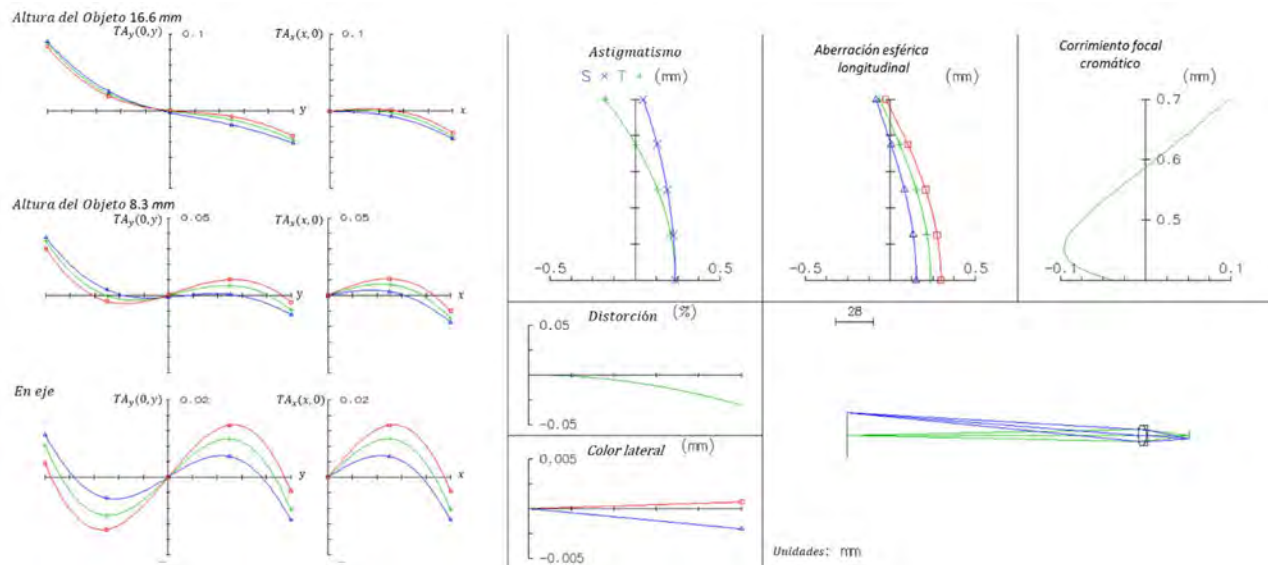


Figura 36. Análisis de aberraciones del sistema de observación, sin considerar lente positiva esférica, de la cámara de fondo de ojo. Gráficas generadas con OSLO

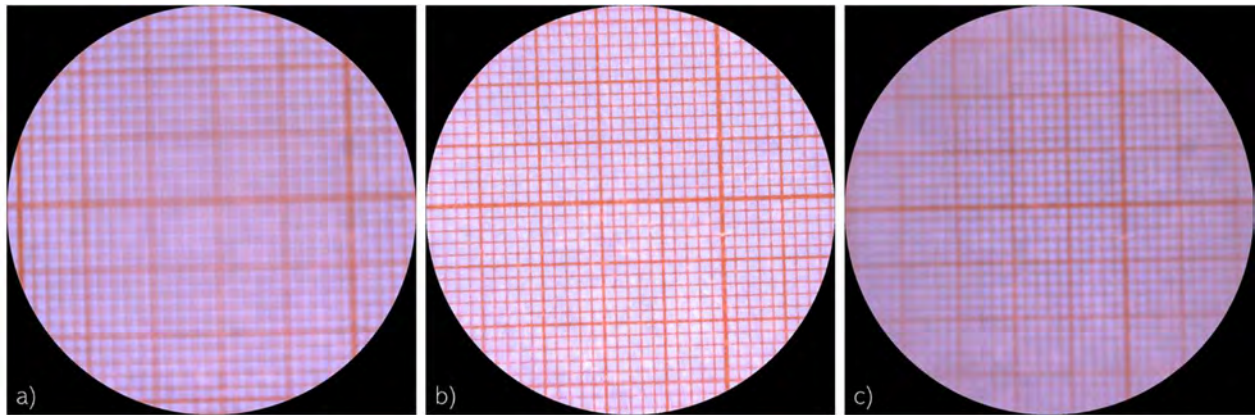


Figura 37. Imágenes adquiridas por el sistema de observación de una hoja milimétrica colocada en: a) 2 cm antes, b) en y c) 2 cm después del plano de la imagen intermedia de la retina.

Sistema de iluminación

El sistema de iluminación propuesto es un anillo de LEDs blancos e infrarrojos en el plano conjugado de la pupila del ojo y concéntricos a la pupila de entrada del sistema de observación y eje óptico (sistema de iluminación coaxial). El sistema de iluminación consta de cuatro LEDs de montaje superficial (SMD) blancos y cuatro infrarrojos SMD colocados de manera alternada sobre una circunferencia de diámetro de aproximadamente 20.2 mm. De esta forma, el anillo de LEDs en el plano de la pupila del ojo será de aproximadamente 4.5 mm diámetro (2.25 mm de radio). La separación entre los LEDs y el campo de observación es suficiente para que no se interponga la iluminación en el plano de la pupila de entrada del ojo *E*. En la Figura 38 se observa el sistema de iluminación descrito y en la Figura 39 se observa la iluminación sobre una hoja milimétrica en el plano *E*. Como se puede apreciar la imagen del sistema de iluminación en el plano del ojo es muy aberrada. Esto se debe a que la lente Volk de 20 D tiene muy mala calidad en la periferia por defecto de fábrica, situación comprobada en la sección posterior: Verificación de calidad de lente objetivo. Sin embargo puede observarse que el centro de la imagen no está iluminada por lo que no se sobrepone con el campo de observación (radio de 2 mm aproximadamente) y hace posible observar el fondo del ojo.

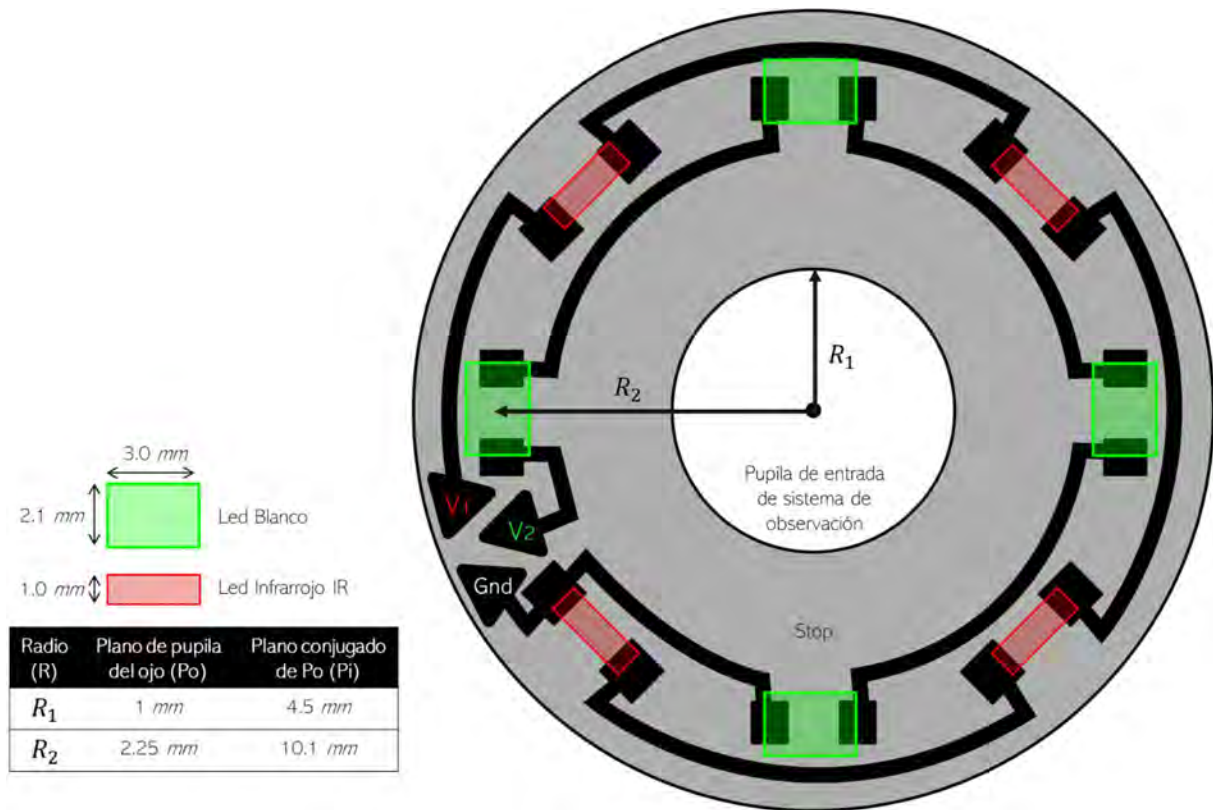


Figura 38. Diseño de sistema de iluminación del prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto.

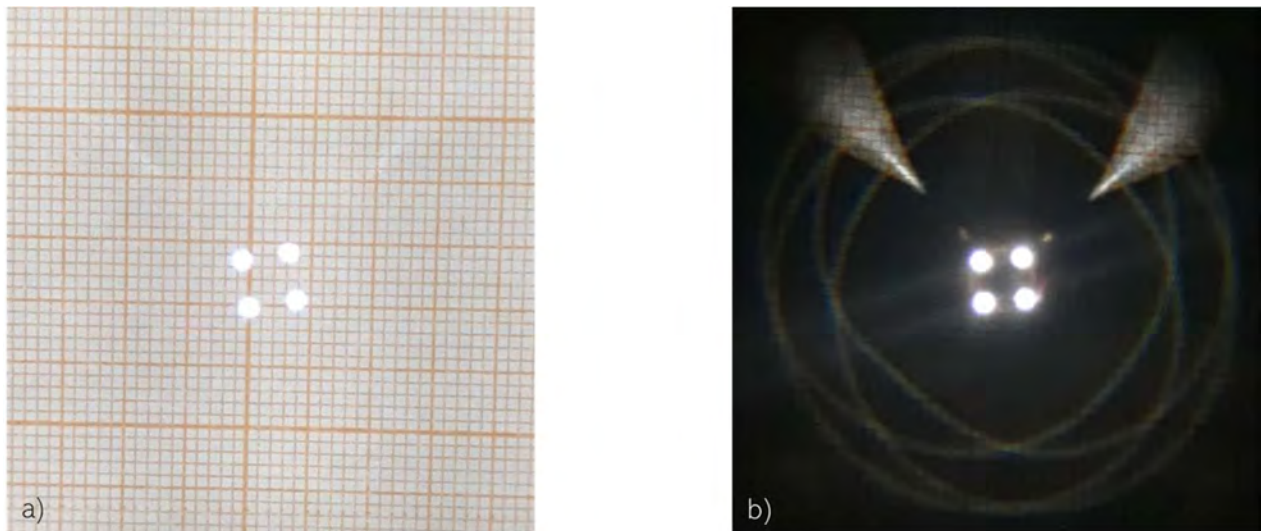


Figura 39. Imagen formada por lente positiva Volk de 20 D del sistema de iluminación, con LEDs blancos encendidos, en el plano de la pupila de entrada del ojo: a) iluminación externa encendida e b) iluminación externa apagada.

El modelo de LED blanco utilizado es el modelo 158302260 de la marca Würth Elektronik. Este LED utiliza una corriente típica de 60 mA y voltaje 3.2 V. Tiene un flujo luminoso de 22 lm y una

temperatura de color de 6000 K y un índice de reproducibilidad del color (CRI) del 80%. Este modelo es de SMD y tiene dimensiones de $3 \times 2.1 \text{ mm}$ y emite en un ángulo de 120° .

El modelo de LED infrarrojo utilizado es el VSMG10850 de la marca Vishay. Este LED tiene una longitud de onda pico de 850 nm, longitud que no es sensible para el ojo humano pero si para la cámara utilizada. La corriente y voltaje típico con el que funciona es de 65 mA y 1.9 V respectivamente. La intensidad radiante de este LED es de 1 mW/sr y emite a un ángulo de 150° aproximadamente. Las dimensiones de este LED de SMD son de $3 \times 1 \text{ mm}$.

El sistema de iluminación coaxial descrito, tiene como principal ventaja la simplificación del sistema de iluminación en una cámara de fondo de ojo. Los LEDs infrarrojos funcionan como fuente de luz continua y permiten que la cámara pueda ser no midriática. Los LEDs blancos funcionan como luz pulsada o flash para adquirir imágenes a color del fondo del ojo. La configuración de anillo de los LEDs permite que se tenga una iluminación aproximadamente uniforme en la retina como se puede comprobar al iluminar un modelo de ojo semitransparente (ver Figura 40). Una de las desventajas de la iluminación coaxial propuesta, es que no es un sistema eficiente pues se pierde mucha luz antes de llegar a la lente Volk.

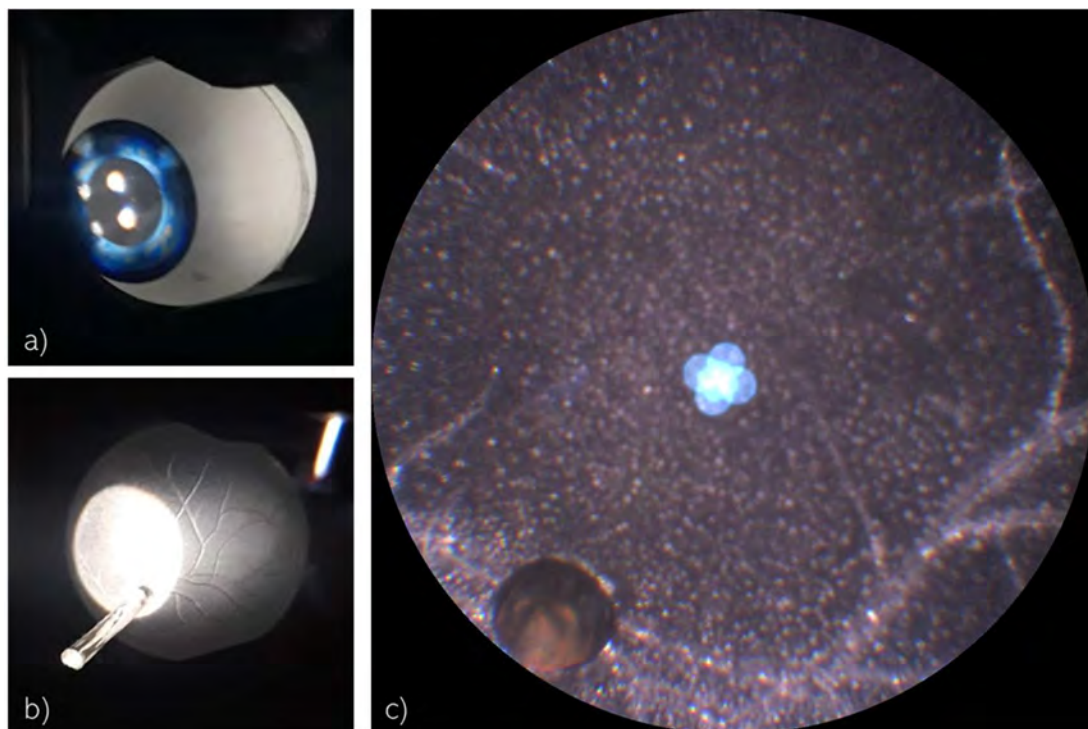


Figura 40. Iluminación de un modelo de ojo durante una fotografía del fondo de ojo: a) Imagen de sistema de iluminación en el plano de la pupila del ojo, b) Iluminación aproximadamente homogénea del fondo del ojo y c) fotografía del fondo del ojo.

En la Figura 40 se muestra la iluminación en el plano de la pupila del ojo y la iluminación homogénea en el fondo del ojo cuando se adquiere una fotografía del fondo de ojo de un modelo semitransparente de ojo. Para la toma de esta fotografía, con el fin de mostrar su principio de funcionamiento, fue tomada utilizando los LEDs blancos como iluminación continua. La imagen del sistema de iluminación es de menor tamaño que la pupila del modelo de ojo y el área iluminada en el fondo del ojo es definida y aproximadamente homogénea. La iluminación de la fotografía del fondo del ojo también se observa homogénea y se pueden observar la estructura del nervio óptico y vasos sanguíneos del modelo. De la fotografía del fondo del ojo se pueden apreciar cuatro reflejos al centro que corresponde a los reflejos de la primera y segunda superficie de la lente Volk con el sistema de iluminación. Estos reflejos provienen exclusivamente de estas superficies y no de la córnea o elementos del segmento anterior del ojo. Esto puede comprobarse al tomar una fotografía sin tener ningún ojo o modelo frente a la lente positiva como se muestra en la Figura 41.

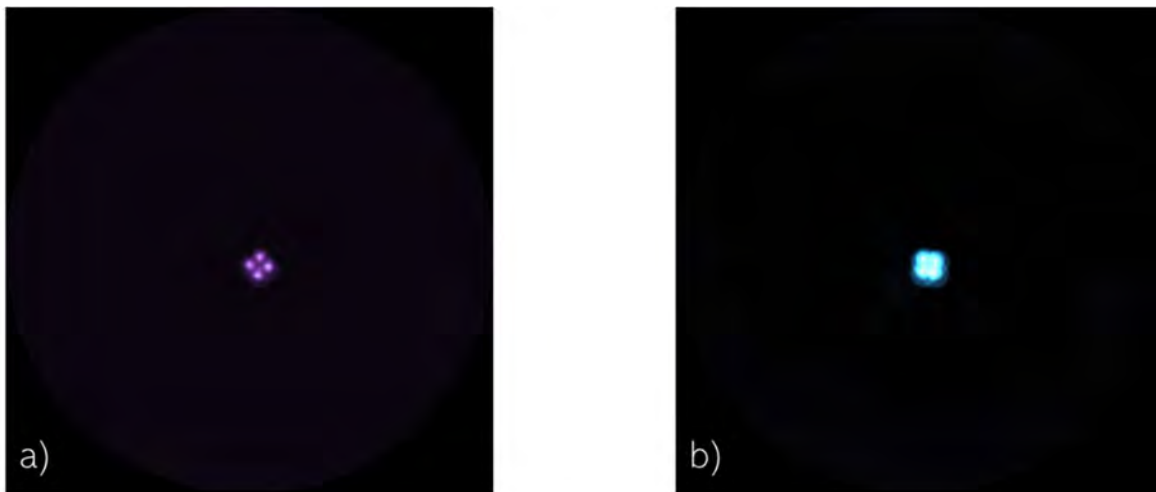


Figura 41. Reflejos del sistema de iluminación producidos por la primera y segunda superficie de la lente positiva esférica (Volk 20 D): a) LEDs Infrarrojos y b) LEDs blancos. Fotografías adquiridas sin ningún elemento frente a lente positiva.

Resoluciones teóricas

Se realizó un análisis de las aberraciones del prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto (ver Figura 42) para determinar las resoluciones teóricas del sistema. El prototipo trabaja con un $f/\#$ de 4.20 y apertura numérica NA de 0.119 considerando el diámetro de campo de observación de 2 mm. En eje se presenta predominantemente aberración de esfericidad, la magnitud de la aberración transversal y sagital es de aproximadamente 20 μm que equivale a aproximadamente 4 pixeles de la cámara o 24 lp/mm . La resolución máxima limitada por el sensor es de 63 lp/mm por lo que la resolución central está limitada por el sistema óptico. Los estándares internacionales según la ISO 10940:2009, establecen un mínimo de resolución central en el fondo del ojo de 60 lp/mm (ver Tabla 5), esto representa aproximadamente un pixel de la cámara. Esto significa que teóricamente la resolución central está 43% por debajo de los estándares internacionales. Analizando

en términos de pixeles se excede en tres pixeles y, para cumplir estos estándares, se debe disminuir las aberraciones hasta cubrir solo un pixel que significaría tener resolución máxima de 94 lp/mm . Las aberraciones a la mitad del campo, 9° , es de aproximadamente $60 \mu\text{m}$ o 12 pixeles que representan una resolución máxima de 8 lp/mm . El estándar ISO establece 40 lp/mm que representan a lo mucho 2 pixeles lo que implica reducir las aberraciones en 83.3%. En la periferia, se tienen aberraciones de $200 \mu\text{m}$ que representan una resolución de 2.5 lp/mm ya que abarca 38 pixeles. El estándar ISO establece 25 lp/mm que representan a lo mucho 3 pixeles lo que implica reducir las aberraciones en 92.1%. En Tabla 10 se presenta un resumen de las resoluciones teóricas calculadas y sus diferencias con la norma ISO. Se puede apreciar como la aberración sagital es menor que la transversal y además predomina aberración cromática, distorsión y esfericidad. En eje el sistema no está muy alejado de los estándares internacionales pero fuera la diferencia con estos es considerable.

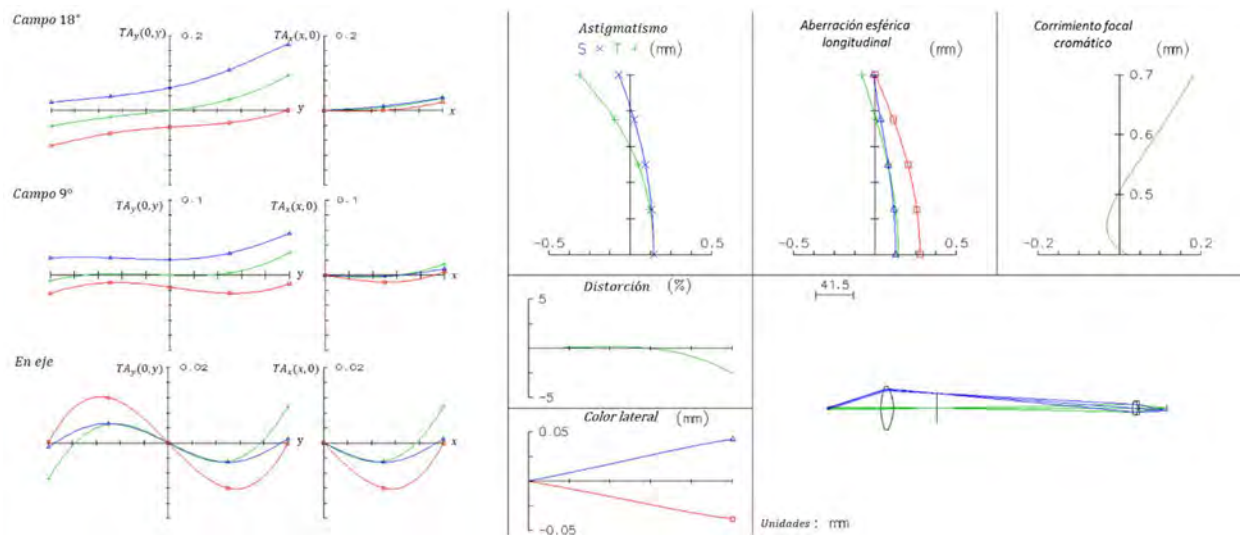


Figura 42. Análisis de aberraciones del prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto. Gráficas generadas con OSLO

Tabla 10. Resoluciones teóricas del prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto

Región	Resolución teórica (pixeles)	Resolución teórica (lp/mm)	Especificación ISO (lp/mm)	Diferencia con estándar ISO (%)
Centro 0°	4	24	60	60
Mitad Campo 9°	12	8	40	80
Periferia 18°	38	2.5	25	90

En la Figura 43 se observan un diagrama de puntos del sistema con corrimiento del foco en 0.1 mm . El área en que se proyectan los diagramas son equivalentes al área de aproximadamente 75×75 pixeles. Se puede apreciar como la aberración transversal es la de mayor magnitud que la sagital especialmente fuera de eje y como en estas zonas la coma se acentúa. También se observa como la

aberración cromática afecta la imagen en especial para longitudes de onda en el azul. El corrimiento en 0.1 mm del foco no varía las aberraciones de manera importante debido a la profundidad de campo del sistema pues tiene una NA pequeña (0.119).

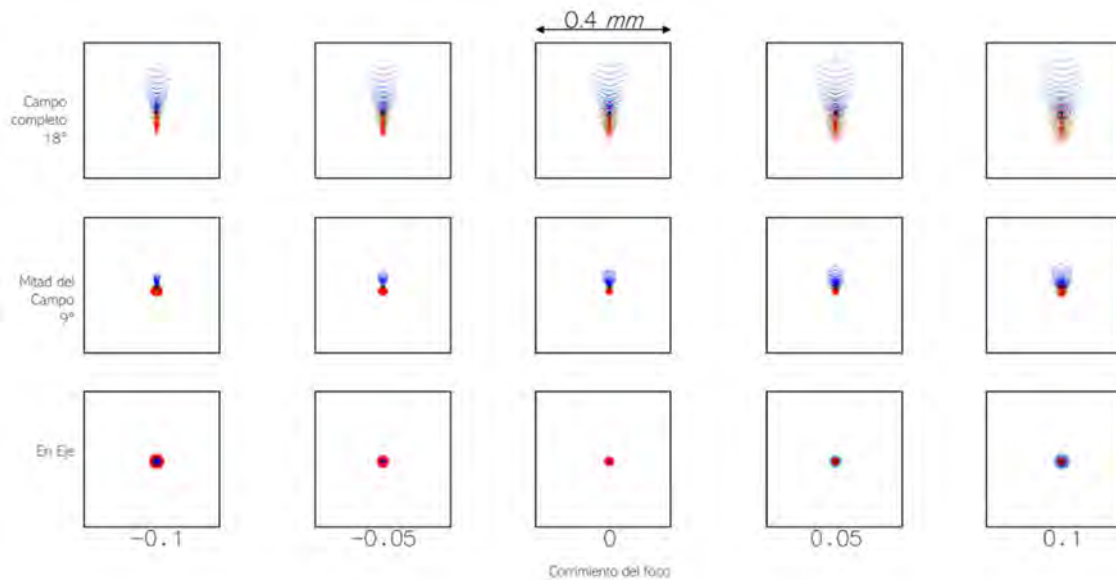


Figura 43. Diagramas de punto con corrimiento de foco en 0.1 mm del sistema de cámara de fondo de ojo propuesto. Gráficas generadas con OSLO.

Teóricamente, el diseño del sistema es sujeto a mejoras especialmente para las aberraciones fuera de eje: astigmatismo, distorsión y coma. Esto puede lograrse reduciendo el tamaño de la pupila de entrada del sistema para incrementar $f/\#$ y reducir aberraciones teniendo la cantidad de luz suficiente para generar imágenes con iluminación aceptable. También puede diseñarse sistemas más complejos que un doblete para el sistema de observación, por ejemplo una lente Dagor o doble Gauss²⁴ o sistemas de lentes compactos con lentes esféricas⁶³ y materiales plásticos⁶⁴ como los reportados por Gross en su libro Handbook of Optical Systems volumen 4⁶⁵.

Electrónica

En la Figura 44 se muestra un diagrama donde se presenta la relación de los componentes electrónicos del prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto. Como elemento de control central se tiene un Raspberry pi 3 modelo B+ (RPI). El RPI se comunica con la cámara digital eo-1312C vía serial (puerto USB) y por su puerto DSI con la pantalla oficial touch de 7 in de la fundación Raspberry pi. A través de sus puertos de entrada salida GPIO, se conecta con un módulo diseñado para la cámara de fondo de ojo el cual tiene las siguientes funciones:

- Regular el voltaje y la corriente para alimentar el RPi de manera segura.
- Regular la corriente que será utilizada en el sistema de iluminación del prototipo.

- Controlar el sistema de iluminación a través de los puertos GPIO.
- Interfaz de emisión de señal para accionar toma de fotografías.
- Encender y apagar el prototipo de cámara de fondo de ojo.

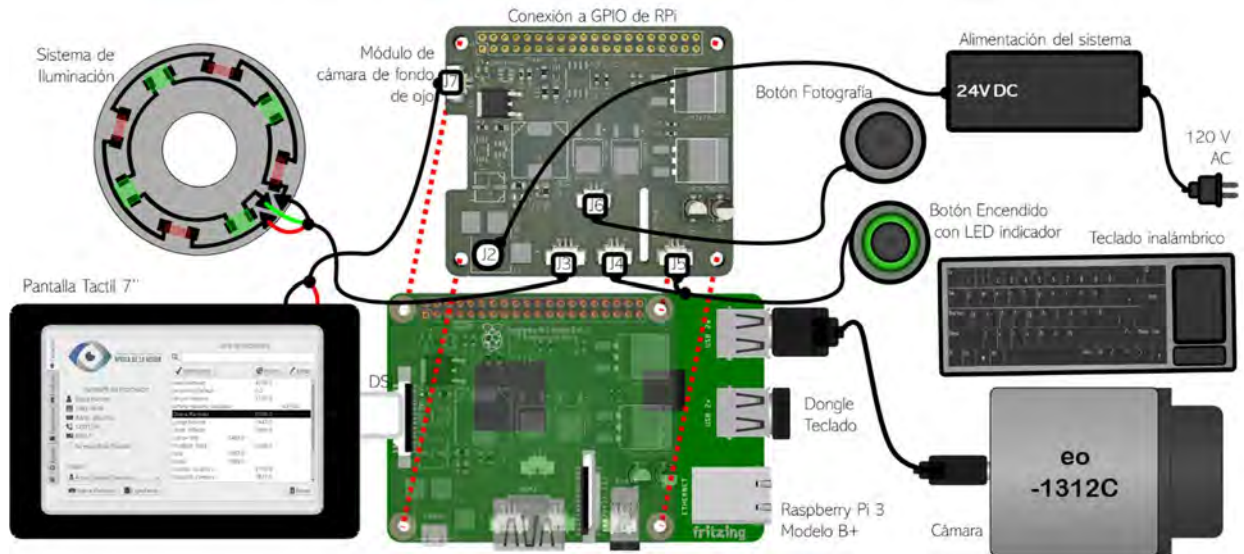


Figura 44. Diagrama de relación de componentes electrónicos de cámara de fondo de ojo propuesta.

En la Figura 45 se muestra el detalle del esquema eléctrico del módulo de la cámara de fondo de ojo diseñado. El sistema debe ser alimentado por una fuente de poder de 24 V. El módulo tiene una entrada Jack tipo barril de 2 mm utilizada para conectar la alimentación, esta es una fuente comúnmente encontrada en cargadores de laptop por ejemplo. Se utiliza un regulador lm3489 de Texas Instruments para limitar el voltaje a 5 V y 2.1 A utilizados para alimentar el RPi (Ver bloque Fuente de poder DC/DC de la Figura 45). La alimentación del RPi se lleva a cabo mediante el pin 2 de los GPIO al cual se añade previamente la protección recomendada por la fundación de Raspberry Pi. La configuración descrita alimenta de forma segura el RPi, y su diseño se basó en el proyecto "Raspberry Pi Hat Template" de Julien en la página de Hackaday.io ⁶⁶.

Para controlar la corriente que será utilizada en el sistema de iluminación se utiliza un par de reguladores LM317BD2TG. Se utilizan dos reguladores porque uno controlará la corriente utilizada por los LEDs IR del sistema de iluminación y el otro regulador la corriente para los LEDs blancos. La corriente utilizada por ambos LEDs es de 65 mA aproximadamente, por lo que R9 y R13 del esquemático se calculan con valor de 18 Ω . El sistema de iluminación se encuentra en una tarjeta independiente al módulo, ver Figura 38, conectada a través de la conexión J3 del tipo Molex pico Blade de 3 pines. Los cuatro LEDs IR se encuentran en serie al igual que los cuatro LEDs blancos, de manera que, 65 mA produce una caída de voltaje aproximado en cada circuito de 7.6 V y 12.8 V respectivamente. Esta parte del diseño se realizó con la asesoría y recomendaciones del grupo de soluciones en ingeniería del CIO, especialmente del M.I. Ricardo Valdivia Hernández.

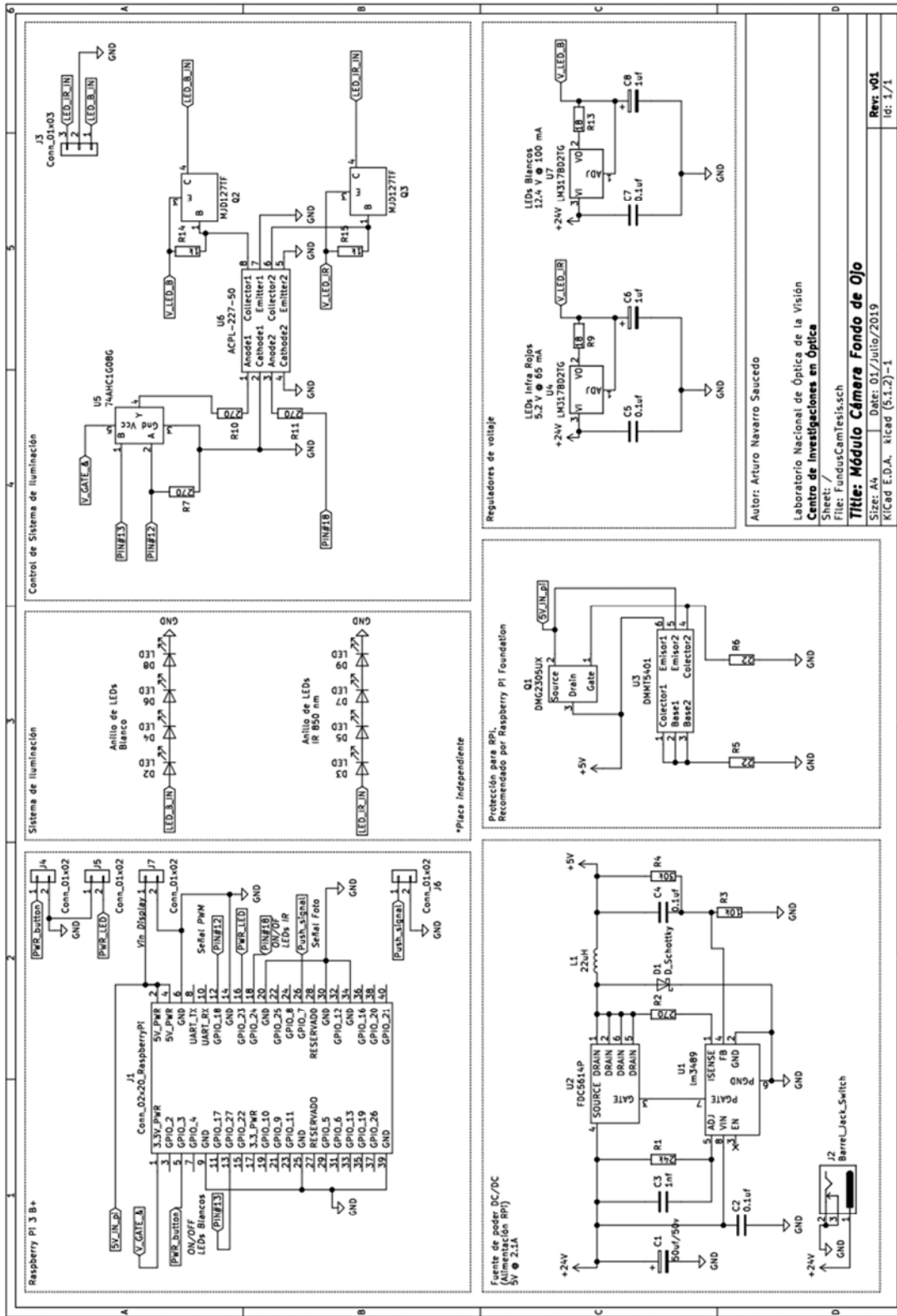


Figura 45. Esquemático de módulo para cámara de fondo de ojo.

El sistema de iluminación de la cámara de fondo de ojo se activa a través de los GPIO del RPi. Específicamente se utilizan el pin 12, 13 y 18. A través del pin 12 se transmite de manera constante una señal PWM 100 *KHz*, la cual tiene la finalidad de controlar la intensidad de los LEDs blancos mediante la variación de su ciclo de trabajo. El pin 13, mediante el uso de una compuerta lógica AND, permite o niega el paso de la señal PWM que prenderán los LEDs blancos. El pin 18 prende o apaga los LEDs IR. La señal emitida a través de los GPIO, llega a un optoacoplador que altera el estado de la base de un transistor Darlington PNP (Q2 y Q3) para controlar el paso de la corriente proveniente de reguladores LM317BD2TG al sistema de iluminación. Cuando se activa un optoacoplador, la base del transistor pasa a 0 V o tierra (Gnd por sus siglas en inglés) y permite el paso de la corriente del emisor al colector que está conectado al circuito de LEDs blancos o IR del sistema de iluminación. Este diseño permite proteger al RPi al aislar y controlar con poca corriente la alimentación del sistema de iluminación.

Adicionalmente al control de la toma de fotografías a través de la pantalla touch y/o ratón o teclado, el módulo cuenta con una adaptación para utilizar un botón en la toma de fotografías. El botón se conecta a través del conector J6 al pin 26 del RPi.

Para prender o apagar todo el sistema, se agregó un segundo botón normalmente abierto al conector J4. Cuando se presiona el botón de encendido, el pin 5 se conecta a Gnd, lo cual emite una señal para prender o apagar de manera segura el RPi según sea el caso. Formalmente el RPi no se apaga, sino que entra a un estado de muy bajo consumo de energía llamado estado halt. La reactivación del RPi se da al poner de manera momentánea el pin 5 a Gnd. Una vez activado el RPi mediante software se programa para que al volver a presionar el botón de encendido, se apague de manera segura o entre en su estado halt el RPi. Además se tiene un LED indicador integrado en el botón de encendido que se controla con el pin 16 del RPi.

El módulo para la cámara de fondo de ojo descrito, se diseñó con ayuda del software Kicad. Además de los esquemáticos, se realizó el diseño de la tarjeta electrónica del módulo. Este módulo se conecta a los GPIO del RPi a través de pines hembra de 2x20. En la Figura 46 se muestra el diseño de la tarjeta. Mediante la generación de los archivos Gerber correspondientes, se mandó hacer la tarjeta por medio de un servicio externo. Posteriormente se soldaron sus componentes.

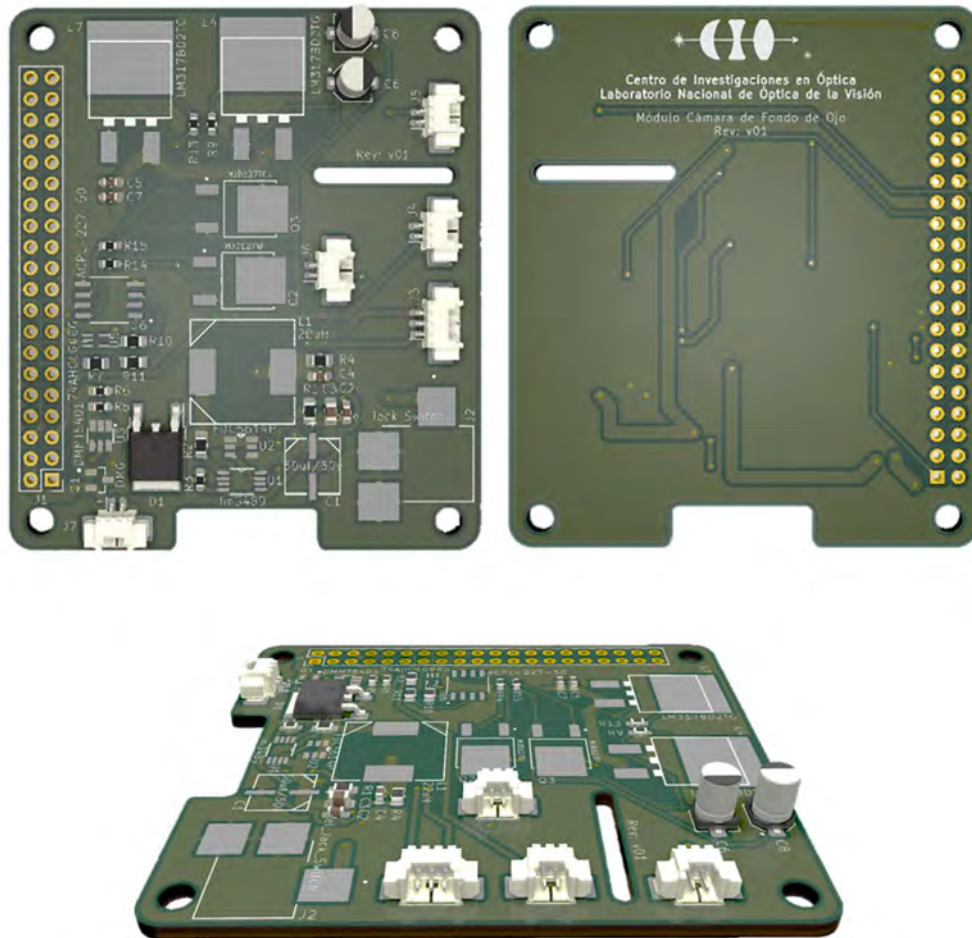


Figura 46. Modelo 3D del módulo para el prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto.

Software

Se realizó una interfaz gráfica de usuario para el control y manejo de la cámara de fondo de ojo. El RPi se programó para ser encendido y apagado mediante su botón de encendido. Además, se configuró RPi para personalizar el arranque inicial y comenzar con la aplicación para el prototipo de manera automática. El sistema operativo utilizado en el RPi es el Raspbian y la aplicación se programó utilizando el lenguaje de programación Python 3. La interfaz gráfica se basó en la librería de Qt para Python, PyQt5. La aplicación se divide en cinco principales ventanas:

- Paciente (pantalla de inicio).
- Medición.
- Expediente.
- Ajustes.
- Apagar.

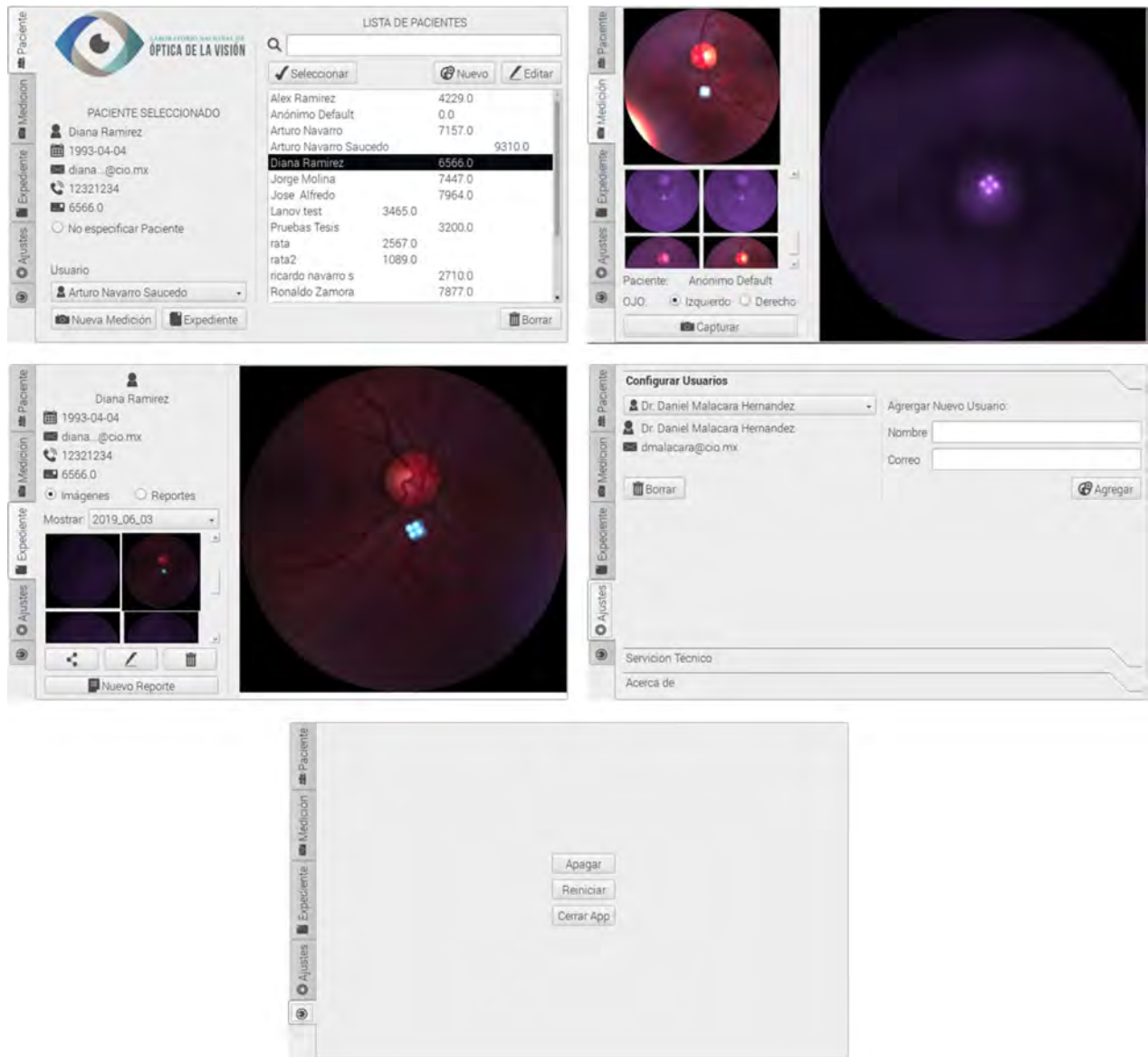


Figura 47. Principales ventanas de aplicación diseñada para el prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesta.

En la pantalla de Paciente se selecciona el sujeto al que se realizará la prueba y quién la realiza. En la sección derecha de la pantalla se presenta una lista de pacientes que se encuentran en la base de datos del equipo (ver Figura 47). Para el manejo de las bases de datos se utilizó la librería de SQLite para Python. En esta ventana se puede agregar un nuevo paciente, editarlo y borrarlo con los botones respectivos. Además, se puede buscar y seleccionar al paciente de interés. Cada paciente tiene asociado un nombre, apellidos, fecha de nacimiento, correo electrónico, número de teléfono y un número de identificación único del paciente (id). El id es un número de 0 a 9999 que se genera de

manera automática al crear un paciente. En la parte izquierda de la ventana se presentan los datos del paciente seleccionado y se elige al usuario o persona que realiza la medición.

La ventana de Medición permite la toma de las fotografías del fondo de ojo del paciente seleccionado (ver Figura 47). La cámara se controla con las librerías PyuEye desarrolladas por IDS Imaging Development Systems GmbH. La cámara solo transmite video cuando esta ventana está activa y se reproduce en tiempo real en la sección de la derecha. El video transmitido es de alrededor de 15 cuadros por segundo y la cámara tiene un tiempo de exposición de 66 ms. Con el botón digital capturar, el botón físico o tecla de espacio se emite la señal para captura de imagen. Se guardan los 10 cuadros del video después de la emisión de la imagen y se previsualizan en la sección izquierda de la ventana. Al emitir la señal, el RPi apaga los LEDs IR y prende los LEDs blancos por 0.20 segundos, después los apaga y vuelve a prender los LEDs IR. El control de los puertos de entrada y salida se realiza con las librerías RPi.GPIO. Las imágenes guardadas son de 1000 x 1000 pixeles (1Mpx) y son procesadas para mostrar solo el área de interés, área del círculo que circunscribe la imagen. Las imágenes se asocian a la sesión paciente, y las sesiones se crean de manera automática con la fecha en que se toman las imágenes. De esta forma cada paciente puede tener varias sesiones si se le tomaron fotografías en distintos días.

La información asociada a cada paciente, así como sesiones y fotografías asociadas se pueden visualizar en la ventana Expediente (ver Figura 47). Al seleccionar la sesión específica se previsualizan las fotografías de esa sesión y al seleccionar una imagen en particular se despliega en la parte derecha para poder observar a detalle. Aquí también se pueden borrar fotografías que ya no se necesiten y se pueden editar, generar reportes en PDF y compartir la información por correo electrónico.

Seleccionando el botón de editar en la pantalla de Expediente, abre una ventana denominada Modo Edición (ver Figura 48). En esta ventana se puede editar las fotografías de los pacientes. En el Modo Edición se presenta la fotografía original a editar en la parte superior izquierda y a un costado se presenta una previsualización de las modificaciones que se van realizando. Con el botón Aplicar se visualiza la fotografía editada en la sección derecha. Entre las funciones principales se encuentra aplicar pseudocolor a las imágenes lo que puede ayudar a visualizar más fácilmente los detalles, ajustes de brillo, contraste y ecualización, así como escalar la imagen para mostrar secciones específicas. Las principales librerías que ayudan a realizar estas funciones son las de OpenCV y Pillow. El método de ecualización utilizado es CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) de OpenCV, lo que ayuda a mejorar el contraste de manera local en la imagen. De igual manera se puede modificar el contraste y brillo de manera global, con la librería de Pillow. Estas funciones son muy útiles en el sistema pues mejoran mucho la calidad de las imágenes de fondo de ojo y permiten que el operador pueda decidir en el momento si se tiene la información necesaria.

A partir de las fotografías originales y editadas se pueden crear reportes en PDF. Para generar los PDFs se debe seleccionar el botón de Nuevo Reporte de la ventana Expediente. El sistema abre el

Modo Generador de Reporte donde se indica el operador y paciente (ver Figura 48). Se selecciona en la parte inferior izquierda las fotografías de las sesiones que se desean agregar y se presiona el botón Agregar a Reporte. En la parte superior derecha se muestran las imágenes a reportar y en la parte inferior se pueden agregar notas al reporte. Al presionar Generar Reporte se crea un PDF con los datos agregados (ver Figura 48). La generación de los PDF se hace con ayuda de la librería Reportlab. En la ventana de Expediente también se puede visualizar los PDF que se han generado seleccionando en el radio Button de Reportes.

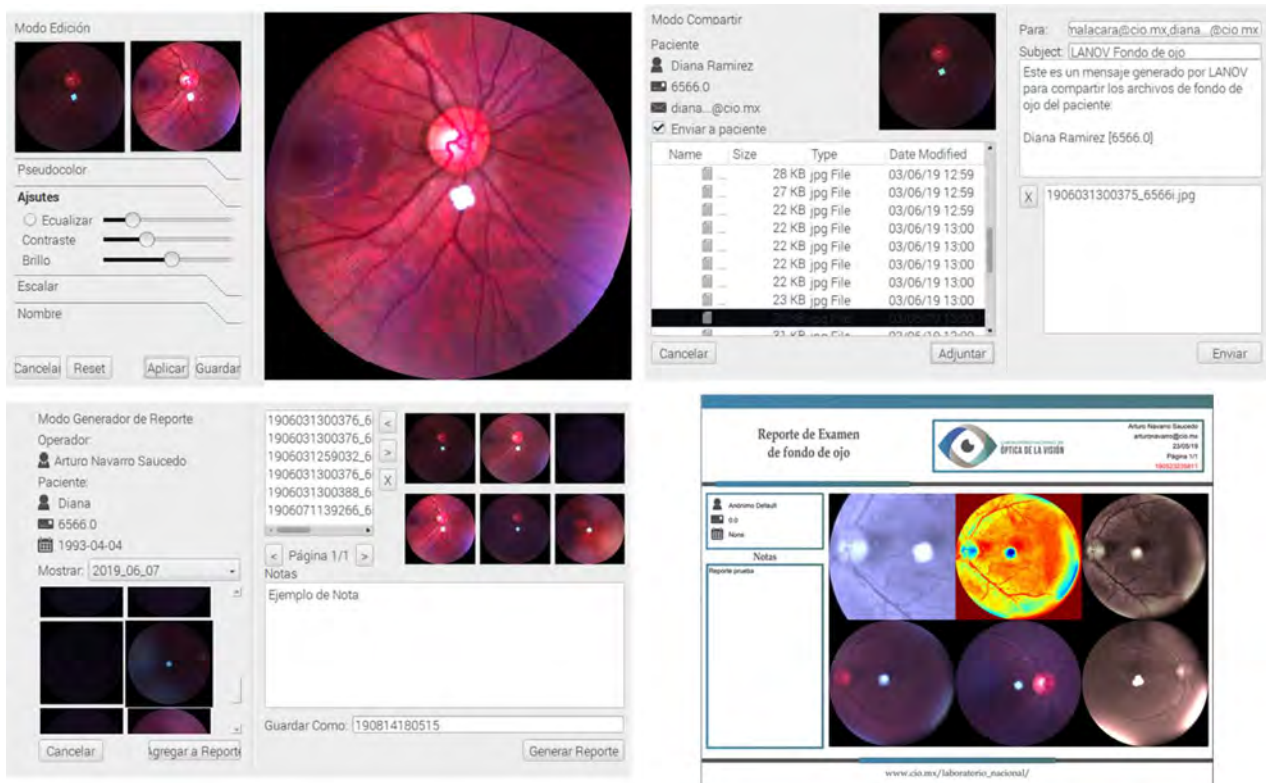


Figura 48. Modo Edición, Modo Compartir, Modo Generador de Reporte y ejemplo de Reporte de la cámara de fondo de ojo propuesta.

Para exportar las imágenes y reportes se utiliza el Modo Compartir a partir de la ventana de Expediente. En el Modo Compartir se muestran los datos del paciente y se tiene acceso a todas sus imágenes y reportes (ver Figura 48). Con el botón adjuntar se incluyen en un correo electrónico los archivos seleccionados. En la parte superior derecha se agregan los correos de los destinatarios, y se envían de parte del correo lanovcio@gmail.com. Se puede editar también el cuerpo y asunto del correo. Para esta función se utilizó principalmente la librería email de Python.

En la ventana de Ajustes (ver Figura 47) se puede crear o borrar usuarios así como tener información general de la aplicación y librerías utilizadas. Además, en esta ventana se agregó una sección de servicio técnico que permite tener un control sobre el sistema de iluminación y otras funciones a las

que se tienen acceso controlado. Existe un usuario predeterminado llamado Servicio que solo puede ser seleccionado por medio de contraseña. El usuario de Servicio tiene privilegios que ningún otro usuario posee. Por ejemplo, la aplicación está diseñada para que no se pueda entrar al sistema del RPi pero el Usuario puede hacerlo de ser necesario presionando el botón Cerrar App de la ventana Apagar. En esta ventana cualquier usuario puede apagar o reiniciar el equipo con los botones correspondientes (ver Figura 47).

Mecánica

El diseño mecánico del prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto brinda una gran estabilidad en la toma de fotografías del fondo del ojo que permite obtener imágenes de calidad de manera rápida. Las principales partes del sistema mecánico son la mentonera, cabezal y estructura para desplazamiento (ver Figura 49). Los diseños mecánicos de la mentonera y estructura de desplazamiento fueron realizados por el departamento de soluciones en ingeniería, de manera particular por el M.O. Diego Torres Armenta. La elaboración de la mentonera y estructura de desplazamiento fueron realizados por el departamento de manufactura mecánica del CIO, el cual es conformado por los técnicos: Luis Martínez Escobedo, José de Jesús Ortiz Ramírez y Marco Antonio Troncoso Torres. El diseño y construcción del cabezal lo realizó el M.C. Julio César Sánchez Roldán.

La mentonera permite al paciente tener un menor número de movimientos involuntarios al ofrecer una posición cómoda en la toma de imagen. En el poste derecho de la mentonera se encuentra un mecanismo giratorio para el desplazamiento de soporte de la barbilla. Este mecanismo permite un ajuste de la altura de aproximadamente 10 cm. En el soporte superior se recarga la frente del paciente y la base se atornilla a una plataforma que sostiene el equipo.

El cabezal mantiene todos los elementos del diseño óptico centrados. Este cabezal tiene 2 pares de barras que ayudan a sostener las monturas para el lente objetivo, sistema de iluminación, doblete y cámara. Además, tiene un par de monturas que se atornillan a la base superior de la estructura para desplazamiento.

La estructura para desplazamiento tiene tres grados de libertad. Tiene la posibilidad de acercarse hasta 1 cm o alejarse hasta 15 cm con respecto de la mentonera. Este movimiento es adecuado considerando que la distancia de trabajo del equipo es de 5.8 cm. Puede desplazarse ± 5 cm del centro de la mentonera, movimiento suficiente considerando la distancia interpupilar típica: 5.5 a 7.5 cm. También, al girar la palanca de desplazamiento, se tiene un ajuste fino de la altura con un rango de movimiento de 4 cm aproximadamente. El poste central también sirve de soporte para la pantalla táctil que sostiene a su vez al Raspberry Pi y módulo de la cámara (ver sección Electrónica).

Todo el sistema mecánico (ver Figura 50) ayuda a que las tomas de las imágenes puedan obtenerse de manera rápida, sencilla y estable. Este sistema sigue en desarrollo, de manera particular en el diseño de una carcasa que cubra a todo este mecanismo.

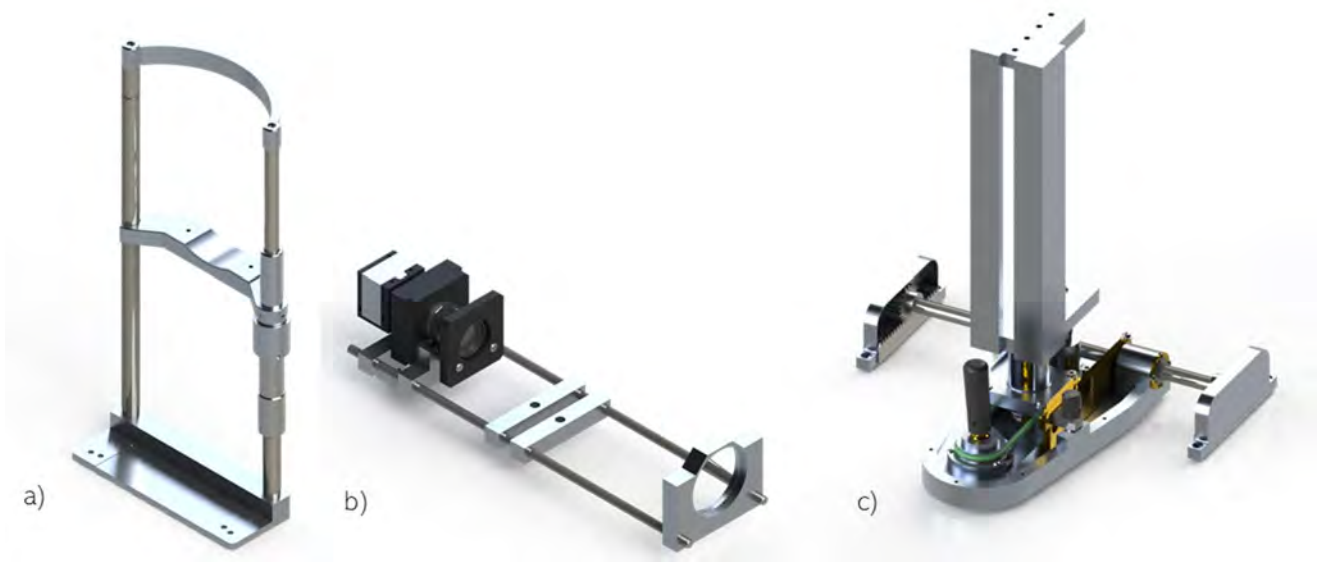


Figura 49. Diseños mecánicos de cámara de fondo de ojo: a) Mentonera b) Cabezal y c) Estructura para desplazamiento.

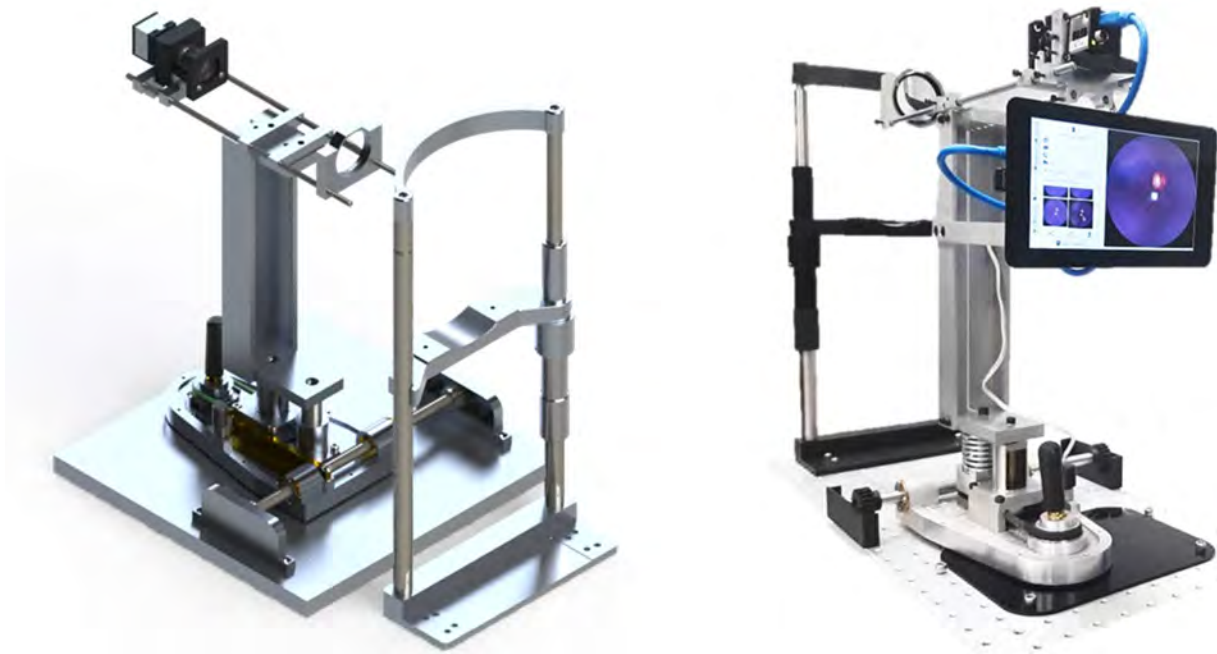


Figura 50. Prototipo de cámara de fono de ojo ensamblada: modelo 3D (izquierda) y apariencia física (derecha).

Caracterización de la cámara de fondo de ojo

Se caracterizó el prototipo de cámara de fondo de ojo según lo establecido por los estándares internacionales ISO 10940:2009 e ISO 15004-2:2007. En la sección Estándares internacionales del Capítulo dos se discutió los requerimientos de las propiedades ópticas y seguridad de luz en el ojo. En seguida se presentará la metodología, resultados y comparación con los requerimientos antes discutidos. Además, se verifica la calidad de la lente esférica Volk de 20 D mediante la prueba de Ronchi.

Determinación de propiedades ópticas

Se determinó experimentalmente la resolución de la cámara de fondo de ojo, su FOV, la amplificación de la imagen y el tamaño del pixel del sensor de la cámara en la retina. Para todas las propiedades ópticas se utilizó la configuración que se muestra en la Figura 51. Esta configuración consistió en colocar un objeto prueba, flexómetro o carta de prueba de la Fuerza Aérea (USAF Test chart), perpendicular al eje óptico a un metro de la pupila de entrada de la cámara de fondo ojo (1.058 mm de la lente Volk). En la Tabla 11 se muestra el resumen de estos resultados.

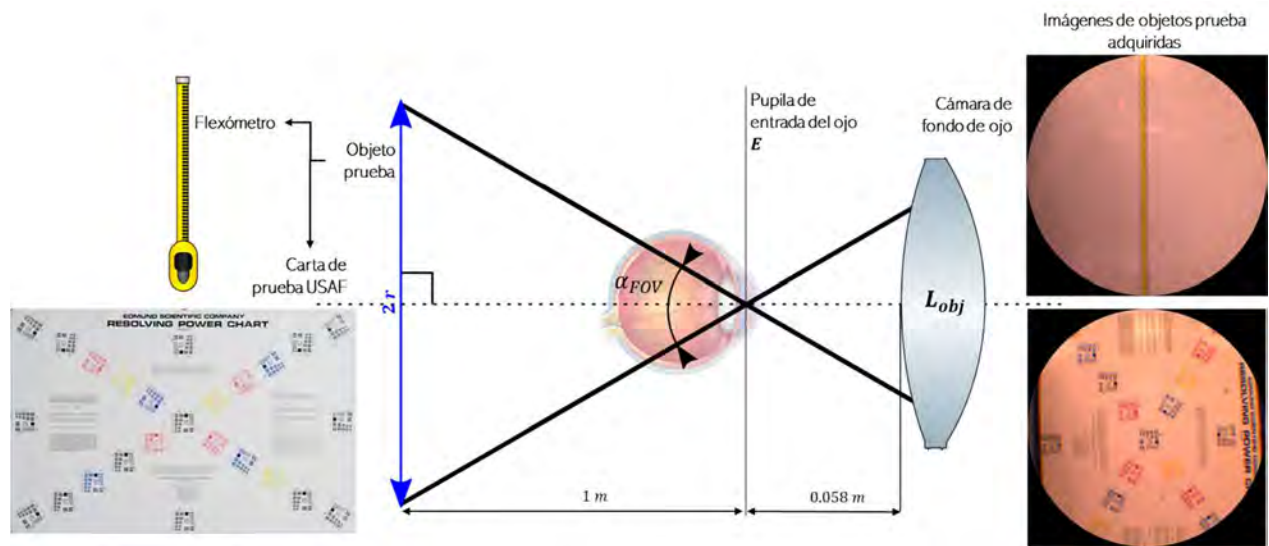


Figura 51. Montaje experimental en la caracterización de las propiedades ópticas de la cámara de fondo de ojo propuesta.

Tabla 11. Resumen de resultados de la caracterización de las propiedades ópticas de la cámara de fondo de ojo propuesta de acuerdo a las especificaciones de la ISO 10940-2009

Parámetro	Resultado Teórico	Resultado Práctico	Especificación	Comentario
FOV	36°	35.5°	$\pm 5 \%$	Conforme. Debajo del límite.
Amplificación	0.49	0.5	$\pm 7 \%$	Conforme. Debajo del límite

Tamaño pixel en el ojo	10.8	10.6	$\pm 7 \%$	Conforme. Debajo del límite
Resolución central (lp/mm)	24	36.4	60	Inconforme. Debajo del límite
Resolución medio campo (lp/mm)	8	32.4 - 22.9*	40	Inconforme. Debajo del límite
Resolución periferia (lp/mm)	2.5	18.	25	Inconforme. Debajo del límite

*Resultados medidos a $r/3 - 2r/3$ donde r representa la altura del campo.

Campo de observación FOV

Se colocó un flexómetro como objeto en la determinación de FOV (ver Figura 51). Con la cámara de fondo de ojo se fotografió el flexómetro. El tamaño del objeto que aparece en la imagen ($2r$) es de 64 cm por lo que:

$$\alpha_{FOV} = 35.5^\circ,$$

según la relación:

$$\alpha_{FOV} = 2 * \tan^{-1} \left(\frac{r}{1000} \right), \quad (27)$$

donde r es la altura con respecto al eje óptico del objeto observada en mm . La altura y la distancia a la que se posicionó el objeto prueba se midió utilizando el propio flexómetro, cuya resolución es de 1 mm . Esto es acorde con lo establecido con la ISO 10940:2009 que dice que todas las distancias se deben determinar con tolerancias menores o iguales a 5 mm .

Teóricamente se calculó un α_{FOV} de 36° , experimentalmente el α_{FOV} medido es de 35.5° , esto representa una diferencia de 2.8% con respecto al teórico.

Amplificación de la imagen

La amplificación de la imagen se calculó utilizando la fotografía utilizada para calcular el FOV, (Figura 51). 100 mm del flexómetro (distancia de 30 a 40 cm) abarca 16% del sensor, esto representa un tamaño de la imagen de la hoja L de 0.86 mm Por lo tanto la amplificación M es de:

$$M = \frac{1}{2} = 0.5,$$

según la relación:

$$M = L/1.7 \quad (28)$$

donde el valor de 1.7 se deduce según la ISO 10940:2009 de considerar un ojo emétrepe con distancia focal efectiva en el aire de 17 *mm*.

El diámetro de la retina d_{FOV} proyectada en el sensor de 5.43 *mm* de altura es de 11.09 *mm* por lo que la amplificación total del sistema teórico es de $M_{teórico} = \frac{1}{2.04} = 0.49$. Esto representa un error del 2% con respecto a la amplificación del sistema medida experimentalmente M .

Tamaño de pixel en el fondo del ojo

El tamaño de pixel en el fondo del ojo P puede calcularse considerando el tamaño de pixel reportado por el fabricante P_s y la amplificación del sistema medida experimentalmente M , por lo que:

$$P = 10.6 \mu m,$$

según la relación:

$$P = P_s / M \tag{29}$$

Donde P_s es igual a 5.3 μm . Esto puede verificarse si se considera el número de pixeles N en 100 *mm* de la hoja milimétrica utilizado para la determinación de M . El número de pixeles N es de 160 aproximadamente por lo que:

$$P = 10.6 \mu m,$$

según la relación:

$$P = 1700 / N \tag{30}$$

donde el valor de 1700 se deduce según la ISO 10940:2009 de considerar un ojo emétrepe con distancia focal efectiva en el aire de 17 *mm*. De (29) podemos deducir que el error con respecto al tamaño de pixel en el fondo del ojo teórico es igual que el de la amplificación, 2%.

Resolución

Para determinar la resolución del prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto se utilizó como objeto la carta de prueba de la Fuerza Aérea (Carta USAF 1951) según la configuración descrita en la Figura 51. Con la cámara de fondo de ojo se fotografió la Carta USAF y se analizaron los patrones encerrados en rojo que representan aproximadamente centro, $r/3$, $2r/3$ y r del objeto prueba. Para determinar la resolución en el fondo del ojo, se identificó el elemento y grupo hasta donde las líneas de los patrones eran distinguibles. Este elemento tiene una resolución definida en la carta de pares de líneas por milímetro (LPM_c). Considerando la distancia a la que se posicionó la carta USAF de E

($D=1\text{ m}$), y considerando la distancia focal en aire de un ojo emétrepe 0.017 m el poder de resolución óptico de la cámara en el fondo del ojo R se calcula según:

$$R = LPM_c * \frac{D-0.017}{0.017} = LPM_c * 57.8 \quad (31)$$

R tiene unidades de pares de líneas por milímetro (lp/mm) debido a que LPM_c tiene estas unidades. En la tabla se muestran las resoluciones R calculadas a partir LPM_c identificadas en cada grupo.

Tabla 12. Resultados de la caracterización de la resolución en el fondo del ojo del prototipo propuesto mediante el uso de la carta USAF.

<i>Región</i>	<i>Patrón límite (grupo, elemento)</i>	<i>Resolución en carta USAF LPM_c (lp/mm)</i>	<i>Resolución de cámara en el fondo del ojo R (lp/mm)</i>
<i>Centro</i>	(-1,3)	0.629	36.4
<i>r/3</i>	(-1,2)	0.561	32.4
<i>2r/3</i>	(-2,5)	0.397	22.9
<i>r</i>	(-2,3)	0.315	18.2

Determinación de riesgo de la luz

La cámara de fondo de ojo tiene una fuente continua que son los LEDs infrarrojos y una fuente pulsada que son los LEDs blancos. Por tal motivo, es necesario que el arreglo de LEDs IR del sistema de iluminación de la cámara (ver Figura 38) cumpla con los requerimientos de la Tabla 6. Los LEDs blancos del sistema de iluminación son considerados luz pulsada porque su duración es menor a un cuarto de segundo (0.20 segundos) y por lo tanto deben cumplir con los requerimientos de la Tabla 7. En la Tabla 13 y Tabla 14 se muestra un resumen de los resultados.

Tabla 13. Resultados de evaluación de riesgos de luz en el ojo para luz continua (LEDs infrarrojos)

<i>Parámetro</i>	<i>Especificación</i>	<i>Resultado</i>	<i>Comentario</i>
<i>Irradiancia de radiación UV pesada en cristalino y cornea, E_{S-CL}</i>	0.4 $\mu W/cm^2$	–	Medición no necesaria (fuente LED no emite en UV)
<i>Irradiancia de radiación UV sin pesar en cristalino y cornea, E_{UV-CL}</i>	1 mW/cm^2	–	Medición no necesaria (fuente LED no emite en UV)
<i>Riesgo Fotoquímico Afáquico en Retina: Irradiancia en retina pesada E_{A-R}</i>	220 $\mu W/cm^2$	0.3 $\mu W/cm^2$	Debajo del límite
<i>Riesgo Térmico por radiación visible e infrarroja en Retina: Irradiancia en retina pesada, E_{VIR-R}.</i>	0.7 W/cm^2	12.5 $\mu W/cm^2$	Debajo del límite

<i>Irradiancia de radiación infrarroja sin pesar en cristalino y cornea, E_{IR-CL}</i>	20 <i>mW/cm²</i>	1.3 <i>mW/cm²</i>	Debajo del límite
<i>Irradiancia de radiación visible e infrarroja sin pesar en el segmento anterior, E_{VIR-AS}</i>	4 <i>W/cm²</i>	1.3 <i>mW/cm²</i>	Debajo del límite

Tabla 14. Resultados de evaluación de riesgos de luz en el ojo para luz pulsada (LEDs blancos)

<i>Parámetro</i>	<i>Especificación</i>	<i>Resultado</i>	<i>Comentario</i>
<i>Exposición radiante de radiación visible e infrarroja pesada en la retina, H_{VIR-R}</i>	0.3 <i>J/cm²</i>	4.8 <i>μJ/cm²</i>	Debajo del límite
<i>Exposición radiante de radiación infrarroja sin pesar en cristalino y córnea, H_{IR-CL}</i>	0.7 <i>J/cm²</i>	6.8 <i>μJ/cm²</i>	Debajo del límite
<i>Exposición radiante de radiación visible e infrarroja sin pesar en segmento anterior, H_{VIR-AS}</i>	9.4 <i>J/cm²</i>	0.3 <i>mJ/cm²</i>	Debajo del límite

Calibración de instrumento de medición

Antes explicar los procedimientos por los cuales se obtuvieron los resultados de la Tabla 13 y Tabla 14, es necesario explicar cuáles fueron los instrumentos de medición utilizados y cómo se calibraron. Se utilizó un espectrómetro modelo USB4000 de Ocean Optics. El espectrómetro tiene un rango de medición de 345 nm a 1045 nm. Para calibrar ambos espectrómetros se utilizó una fuente de luz de irradiancia conocida: lámpara FEL de 1000W de la marca Osram.

El procedimiento de calibración se realizó atendiendo a las sugerencias del NIST (National Institute of Standards and Technology) ⁶⁷. En la Figura 52 se observa la configuración del sistema utilizado en la calibración del espectrómetro. Se colocó la lámpara FEL a 50 cm distancia de una esfera integradora modelo IS236A-4 de Thorlabs. En la entrada de la esfera integradora se colocó un diafragma de abertura variable ajustada a 7mm de diámetro. Una fibra óptica modelo P200-2-UV/VIS de Ocean Optics se conectó a la esfera integradora perpendicularmente con respecto a la entrada de la esfera. El extremo de la fibra se conectó al espectrómetro para transmitir la radiación a analizar. El espectrómetro se comunicó con una computadora a través de su puerto USB y se controló con el software OceanView de Ocean Optics. Se realizó un balance de negros de manera que a los espectros subsecuentes adquiridos con el espectrómetro se restó la señal producida por el ambiente del laboratorio. Se encendió la lámpara FEL por 30 minutos y luego con el software se adquirió su espectro en unidades de número de cuentas. El espectro se adquirió con el espectrómetro configurado para promediar 10 espectros con tiempos de integración de 50 ms.

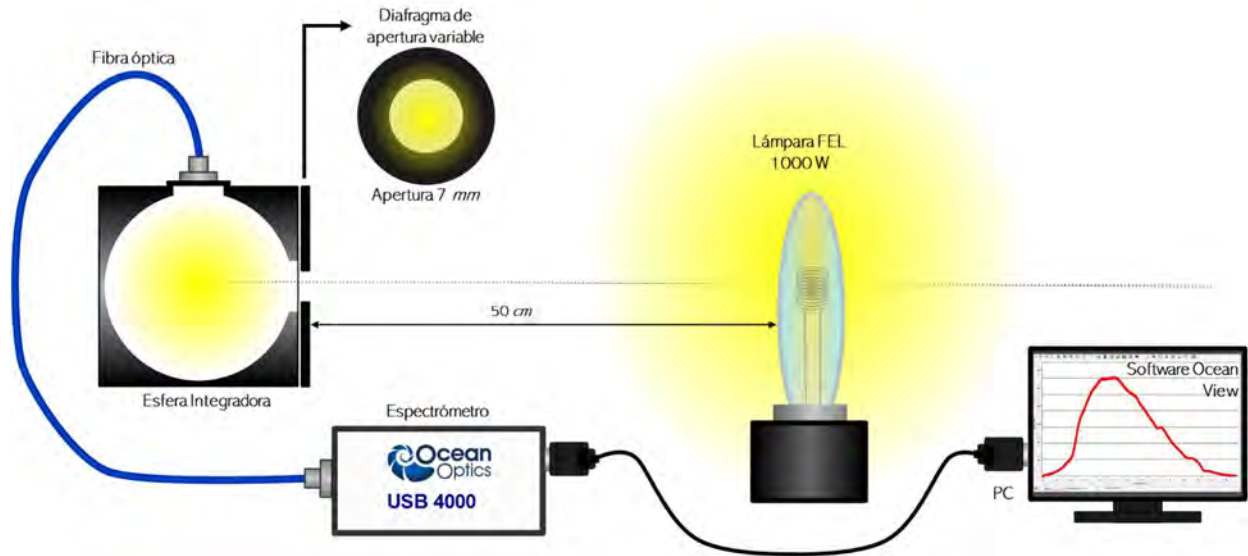


Figura 52. Configuración utilizada en la calibración del sistema de medición utilizado para determinar riesgo de luz en el ojo.

A partir del espectro medido de la lámpara FEL y los valores de su irradiancia espectral, reportados por el NIST ⁶⁷, se dedujo la función de calibración para el espectrómetro (ver Figura 53). Se realizó un procesamiento para todos los espectros adquiridos el cual consistió en dividir los espectros entre su tiempo de integración y aplicar el filtro de Savitzky-Golay con ancho de ventana de 101 elementos y con polinomio de grado 5. Posteriormente, se realizó una interpolación por splines cúbicos de manera que se predice el valor medido para cualquier longitud de onda de entre 350 *nm* a 1040 *nm*. A los valores de irradiancia espectral de la lámpara FEL utilizados como referencia, también se les realizó interpolación por splines cúbicos. Para calcular la función de calibración, se calculó el flujo radiante multiplicando el área de la abertura del diafragma en la esfera integradora (0.385 cm^2) por los valores de referencia y luego, se dividió el flujo radiante entre los valores medidos procesados. De esta manera, del producto de los valores medidos procesados y la función de calibración, se conoce el flujo radiante espectral de una fuente desconocida. Medir el flujo radiante espectral del sistema de iluminación utilizado en el prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto, permite evaluar el riesgo de la luz en el ojo para fuentes continuas o pulsadas como se describe a continuación.

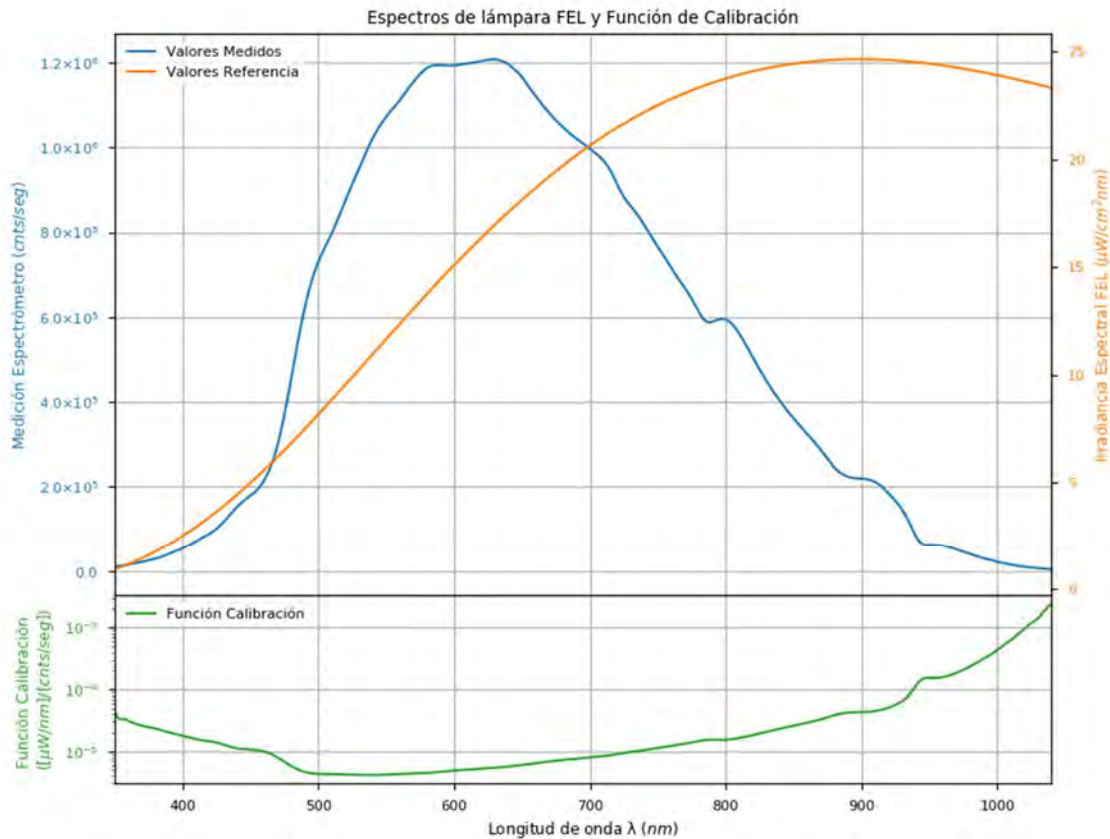


Figura 53. Espectro de lámpara FEL adquirida con espectrómetro (azul), Irradiancia espectral conocida de la lámpara (naranja) y Función de Calibración (verde) obtenida a partir de los espectros de la lámpara FEL.

Fuente continua (LEDs IR)

Para determinar el riesgo de la luz en el ojo de la fuente continua de la cámara se midió E_{A-R} , E_{VIR-R} , E_{VIR-AS} y E_{IR-} . La medición de la Irradiancia de radiación UV pesada (ponderada) y sin pesar en cristalino y córnea, E_{S-CL} y E_{UV-CL} , no es necesario realizarla puesto que los LEDs IR no emiten con longitudes de onda menores a 400 nm (ver Figura 55). La omisión de estos puntos en situaciones como la que se ha planteado es permisible por la ISO 15004-2:2007 ⁴⁵.

La irradiancia en la retina pesada para casos afáquicos E_{A-R} se evaluó para evitar daños en la retina por mecanismos fotoquímicos. Según la relación (17) es necesario conocer la irradiancia espectral en la retina $E_{\lambda-R}$, la función de peso de peligro fotoquímico afáquico $A(\lambda)$ y el intervalo de la sumatoria $\Delta\lambda$. $\Delta\lambda$ está determinado por $A(\lambda)$ siendo esta una función conocida (ver sección de Seguridad en el ojo del Capítulo dos). Para medir $E_{\lambda-R}$ fue necesario medir el flujo radiante espectral ϕ_{λ} del sistema de iluminación de la cámara en el plano de la córnea con una apertura de 7 mm de diámetro (ver Figura 55) y medir el área de la retina iluminada a_r .

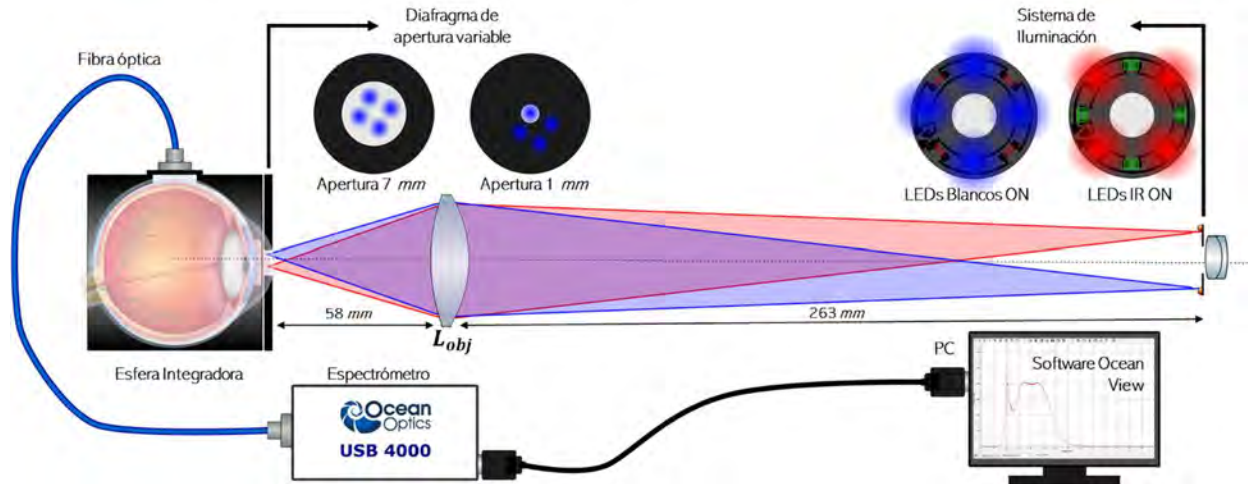


Figura 54. Montaje experimental para determinar el riesgo de la luz en el ojo producida por el sistema de iluminación del prototipo propuesto.

El montaje experimental para medir ϕ_λ se observa en la Figura 54. Este es el mismo montaje que el utilizado en el proceso de calibración, Figura 54, pero se quitó la lámpara FEL y se colocó la cámara de fondo de ojo a 5.8 cm de la esfera integradora (plano imagen de sistema de iluminación) con apertura de 7 mm . Se prendieron los LEDs IR y se adquirieron sus espectros configurando el espectrómetro para promediar 10 espectros con tiempos de integración de 2 s . Se calculó ϕ_λ procesando los espectros de los LEDs IR y multiplicándolos por la función de calibración como se describió en el proceso de calibración. En la Figura 55 se muestran los espectros de los LEDs IR en cuentas por segundo y su ϕ_λ . Se consideró que la iluminación en la retina era uniforme, situación comprobada cualitativamente mediante la iluminación y observación de un modelo de ojo transparente (ver Figura 40). Al considerar una iluminación homogénea, no fue necesario promediar el flujo radiante más alto que incide en áreas circulares en la retina con diámetros de 0.18 mm o menores. Esto quiere decir que $E_{\lambda-R}$ será la razón de ϕ_λ calculado y a_r .

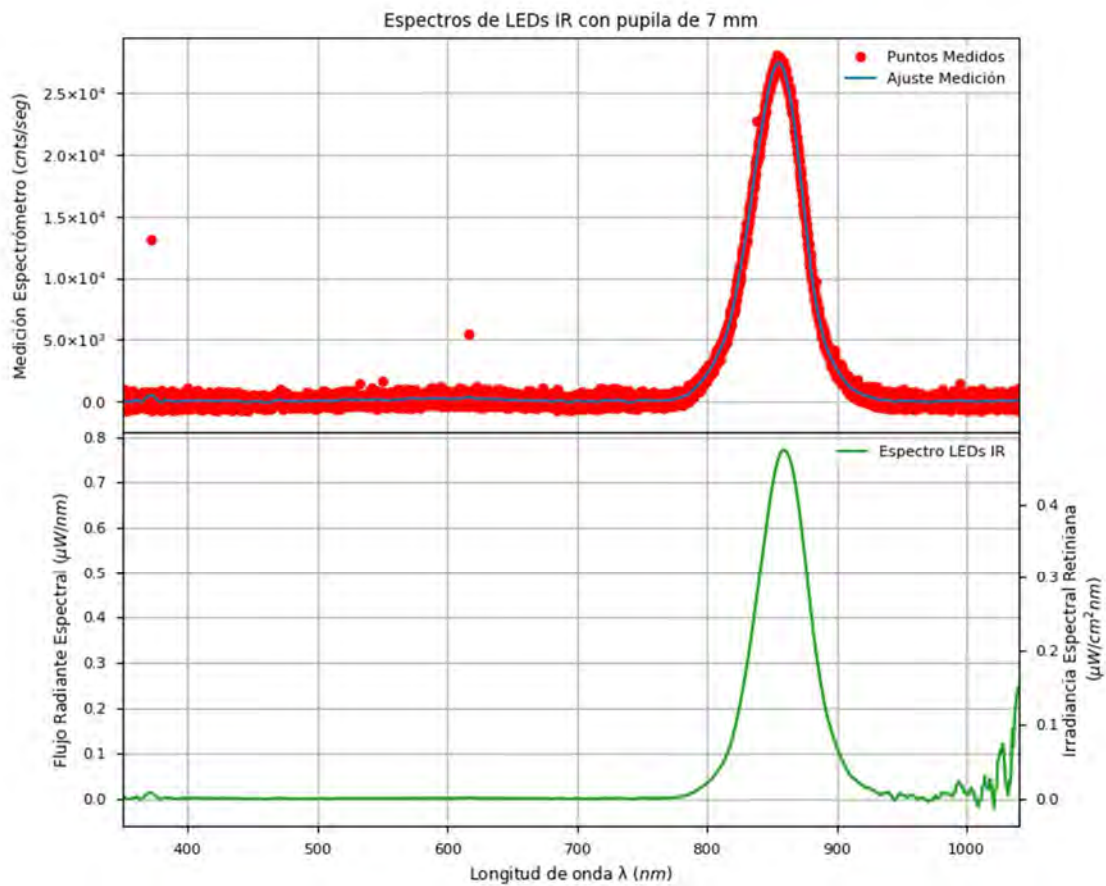


Figura 55. Espectros de la luz continua (LEDs IR) con pupila de 7 mm: crudo (superior) y calibrado (inferior).

Para calcular α_r fue necesario medir el ángulo θ que se muestra en la Figura 56. El ángulo θ es equivalente al α_{FOV} determinado por la lente Volk L_{obj} (46° teóricamente) pero es diferente al determinado por el sistema de observación (36°). Esto significa que se ilumina un área mayor de la retina que la observada. Se calculó el valor de θ (49°) mediante la medición del radio r_1 (2.5 cm) formado por el cono de iluminación de luz blanca a una distancia l (5.5 cm) después del plano conjugado del sistema de iluminación según:

$$\theta = 2 * \tan^{-1} \frac{r_1}{l}. \quad (32)$$

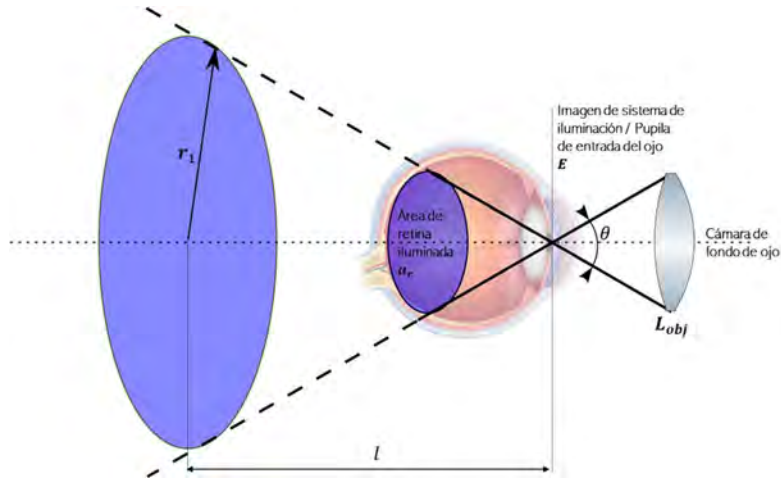


Figura 56. Relación de área de la retina iluminado a_r por el ángulo del campo de observación θ definido por la lente positiva L_{obj} y tamaño de cono de iluminación r_1 a una distancia l del plano imagen del sistema de iluminación E .

Posteriormente se calculó el ángulo sólido Ω_s utilizando la expresión:

$$\Omega_s = 4\pi * \sin^2(\theta/4), \quad (33)$$

obteniendo como resultado un Ω_s de 0.56 sr. Finalmente considerando la distancia focal efectiva de un ojo emétrope en el aire d_e de 1.7 cm se calculó:

$$a_r = 1.63 \text{ cm}^2,$$

según la relación:

$$a_r = d_e^2 \Omega_s \quad (34)$$

Ahora de dividir el flujo radiante ϕ_λ entre a_r se determinó la irradiancia espectral en la retina $E_{\lambda-R}$. Aplicando la relación (17) se encontró que:

$$E_{A-R} = 0.3 \mu\text{W}/\text{cm}^2.$$

La Irradiancia térmica de radiación visible e infrarroja pesada en retina E_{VIR-R} también se midió a partir de $E_{\lambda-R}$ calculada y de la función de peso de peligro térmico $R(\lambda)$ obteniendo según la relación (21):

$$E_{VIR-R} = 12.5 \mu\text{W}/\text{cm}^2.$$

La Irradiancia de radiación infrarroja sin pesar en cristalino y córnea E_{IR-C} y la Irradiancia de radiación visible e infrarroja sin pesar en el segmento anterior E_{VIR-A} se calcularon cambiando la abertura del diafragma en la entrada de la esfera integradora a 1 mm de diámetro. La configuración

del sistema fue la misma que para E_{A-R} pero se movió la esfera integradora en el plano hasta encontrar la posición con mayor flujo radiante. Se midió el flujo radiante ϕ_λ máximo encontrado en el plano de la córnea con una abertura de diámetro de 1 mm (Ver Figura 57). Dividiendo ϕ_λ entre el área de la abertura, $7,9 \times 10^{-3} \text{ cm}^2$, se calculó la irradiancia espectral en el segmento anterior $E_{\lambda-AS}$. Aplicando las relaciones (19) y (20) se determinó que:

$$E_{VIR-AS} = 1.3 \text{ mW/cm}^2$$

$$E_{IR-CL} = 1.3 \text{ mW/cm}^2$$

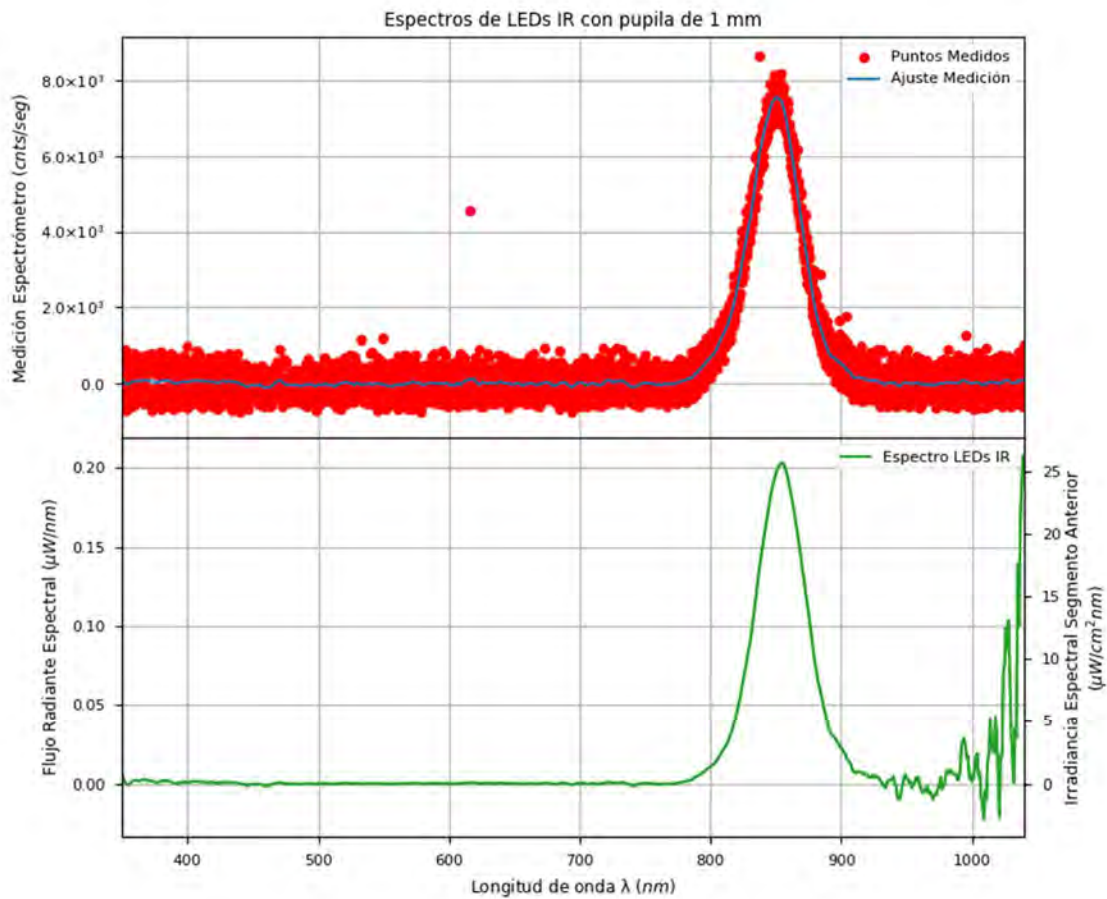


Figura 57. Espectros de luz continua (LEDs IR) con pupila de 1 mm: crudo (superior) y calibrado (inferior).

La fuente continua de luz de la cámara no representa riesgo para el ojo pues todas las mediciones están por debajo de los límites establecidos por la ISO 15004-2:2007 como puede observarse en la Tabla 13. Es importante hacer notar que solo se consideraron longitudes de onda que van de los 350 *nm* a los 1040 *nm* por las limitaciones de nuestro sistema de medición. Sin embargo los resultados son una buena representación de la realidad pues se sabe que los LEDs utilizados no emiten fuera del rango medido. En los flujos radiantes espectrales obtenidos (Figura 57 y Figura 55) existe mucho ruido después de los 900 *nm* atribuido a la fibra óptica utilizada de tipo UV-VIS. La fibra atenúa mucho el infrarrojo por lo que en esta región la función de calibración tiene valores muy grandes con respecto al visible y UV (ver Figura 53). Estas mismas consideraciones se hicieron en la evaluación de riesgos para luz pulsada.

Fuente pulsada (LEDs Blancos)

Para determinar el riesgo de la luz en el ojo de la fuente continua de la cámara se midió H_{VIR-R} , H_{VIR-AS} y H_{IR-CL} .

La exposición radiante de radiación visible e infrarroja pesada en la retina H_{VIR-R} se calculó a partir de la medición de la exposición radiante espectral retiniana $H_{\lambda-R}$, la función de peso de peligro térmico $R(\lambda)$ y el intervalo de la sumatoria $\Delta\lambda$ según (23). $H_{\lambda-R}$ se calcula del producto de la irradiancia espectral retiniana $E_{\lambda-R}$ producida por los LEDs blancos y el tiempo de duración del pulso de luz Δt (20 ms). $E_{\lambda-R}$ se mide utilizando el mismo procedimiento que el descrito con luz continua pero se utilizó los LEDs blancos en lugar de los LEDs IR y el espectrómetro se configuró con un tiempo de integración de 129 ms. En la Figura 58 se muestra el espectro medido de LEDs blancos con pupila de 7 mm en cuentas por segundo, el flujo radiante espectral en plano de la pupila ϕ_λ y $H_{\lambda-R}$. A partir de (23) se calculó que:

$$H_{VIR-R} = 4.8 \mu\text{J}/\text{cm}^2.$$

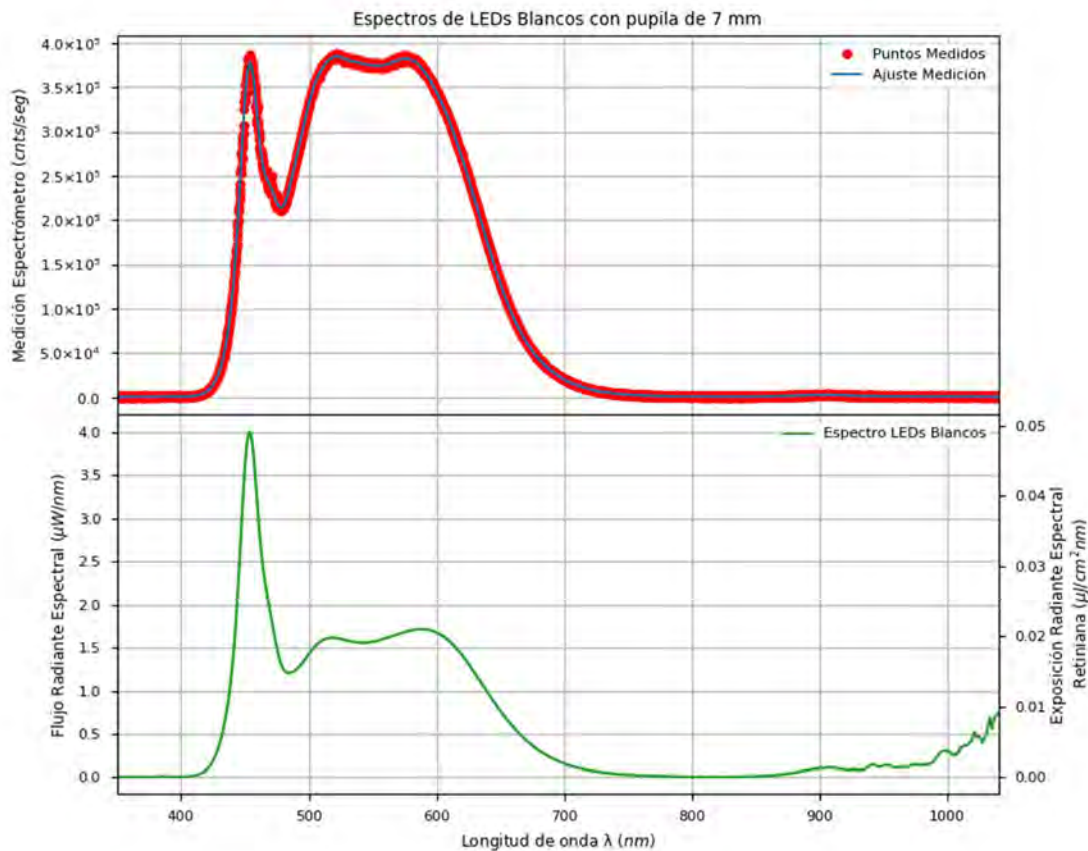


Figura 58. Espectros de luz pulsada (LEDs blancos) con pupila de 7 mm: crudo (superior) y calibrado (inferior).

La exposición radiante de radiación infrarroja sin pesar en cristalino y córnea H_{IR-CL} y la exposición radiante de radiación visible e infrarroja sin pesar en segmento anterior H_{VIR-AS} se calculó a partir de la medición de la exposición radiante espectral en segmento anterior $H_{\lambda-AS}$ y $\Delta\lambda$ según (25) y (26) respectivamente. $H_{\lambda-AS}$ se calcula del producto de la irradiancia espectral en segmento anterior $E_{\lambda-AS}$ producida por los LEDs blancos y el tiempo de duración del pulso de luz Δt (20 ms). $E_{\lambda-AS}$ se mide utilizando el mismo procedimiento que el descrito con luz continua pero se utilizaron los LEDs blancos en lugar de los LEDs IR y el espectrómetro se configuró con un tiempo de integración de 550 ms. En la Figura 59 se muestra el espectro medido de LEDs blancos con pupila de 1 mm en cuentas por segundo, el flujo radiante espectral en plano de la pupila ϕ_{λ} y $H_{\lambda-AS}$. A partir de (25) y (26) se calculó que:

$$H_{IR-CL} = 6.8 \mu\text{J}/\text{cm}^2.$$

$$H_{VIR-AS} = 271.3 \mu\text{J}/\text{cm}^2$$

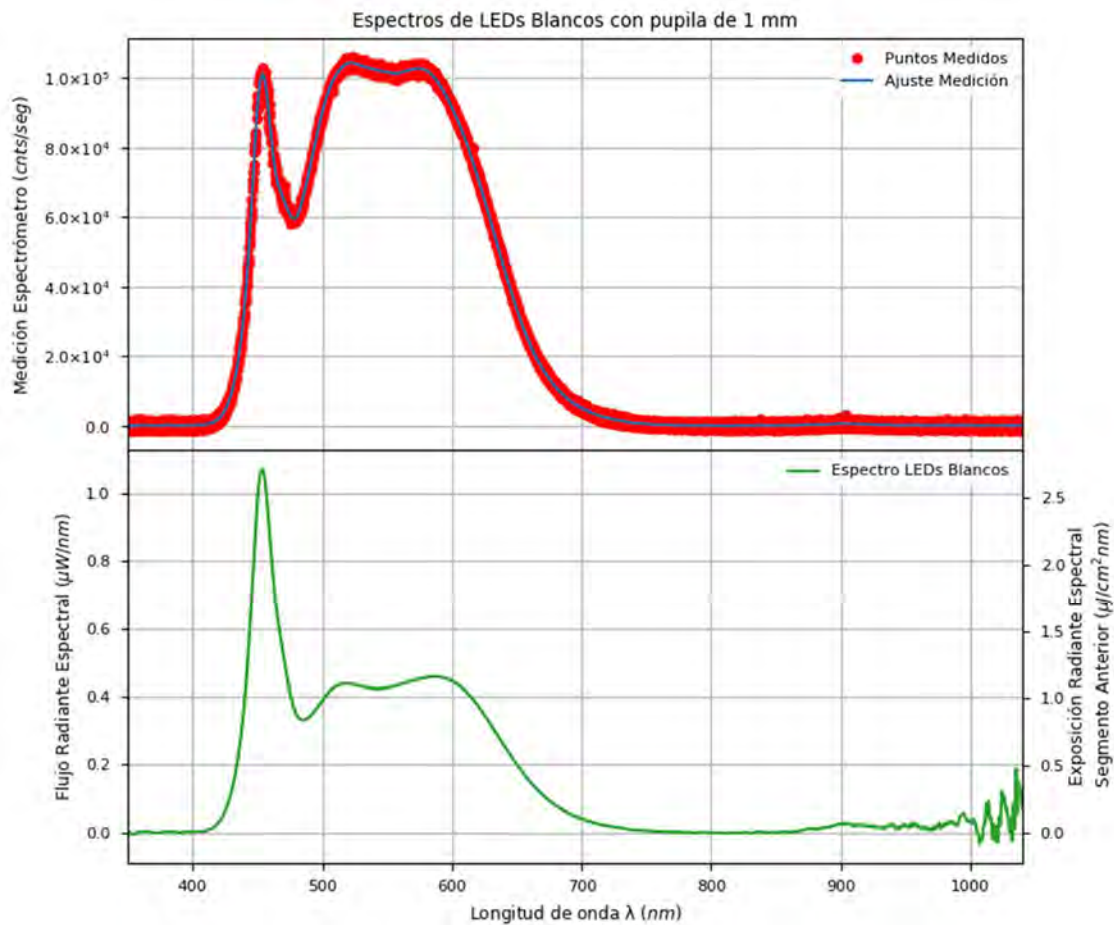


Figura 59. Espectros de luz pulsada (LEDs blancos) con pupila de 1 mm: crudo (superior) y calibrado (inferior).

La fuente pulsada de luz de la cámara no representa riesgo para el ojo pues todas las mediciones están por debajo de los límites establecidos por la ISO 15004-2:2007 como puede observarse en la Tabla 14. Se ha considerado que la cámara solo emite un pulso de duración de 20 ms en un periodo de 20 segundos por lo que los límites establecidos la Tabla 14 se calculan a partir de la Tabla 7 y $t = 0.02 \text{ s}$. De los flujos radiantes de las figuras podemos comprobar que la función de calibración funciona correctamente pues los LEDs blancos utilizados tienen temperatura de color frío (6000 K). Solo hasta aplicar la función de calibración, los espectros corresponden según lo reportado por el fabricante. Otro aspecto que se hace notar es que tanto con LEDs IR como blancos, los flujos radiantes espectrales con pupila de 7 mm son aproximadamente 4 veces más grandes que con pupila de 1 mm. Esto se debe a que con la pupila de 7 mm se tiene la contribución de los 4 LEDs del sistema de iluminación, mientras que con la de 1 mm se tiene solo la de un LED.

De acuerdo a los resultados obtenidos, el prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto es clasificado según la ISO 15004-2:2007 como instrumento oftálmico del Grupo 1, es decir no representa un peligro potencial para el ojo.

Verificación de calidad de lente objetivo.

Como se discutió en la descripción del sistema de iluminación, la lente Volk de 20 D utilizada forma una imagen del sistema de iluminación en el plano de pupila de entrada del ojo E muy aberrada (ver Figura 39). Esto no coincide con el diseño en OSLO discutido pues se espera que la lente esté optimizada para formar una buena imagen del sistema de iluminación. Este comportamiento anómalo sugiere que la lente Volk de 20 D está defectuosa por lo que se realizó la prueba de Ronchi para verificar la calidad de ésta.

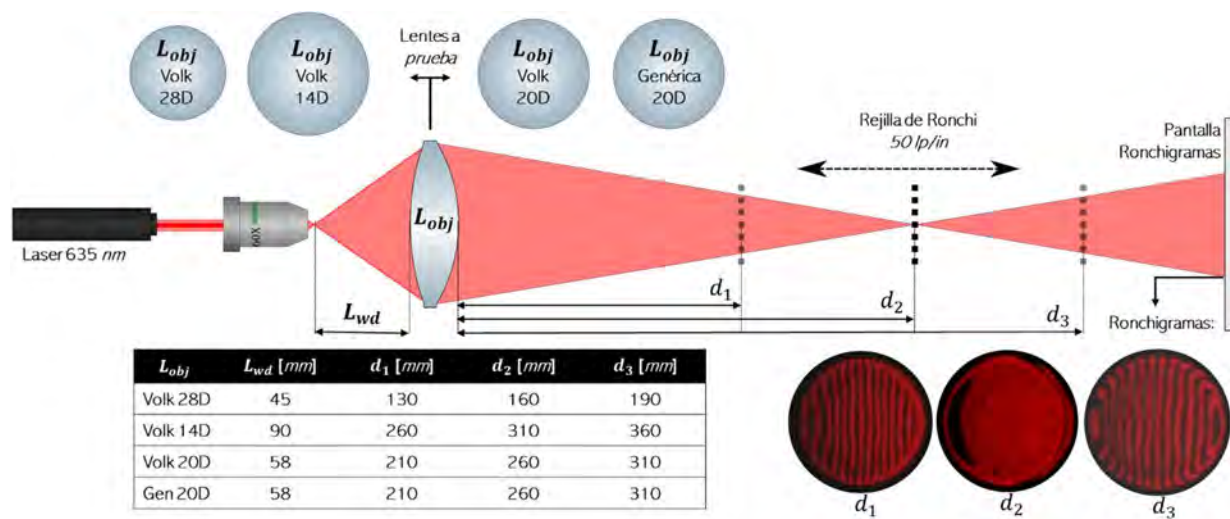


Figura 60. Diagrama del montaje experimental utilizado en la prueba de Ronchi para la determinación de la calidad de lentes esféricas.

Se hizo la prueba de Ronchi a tres lentes Volk de poder dióptrico 14 D , 20 D y 28 D y a una lente esférica genérica de 20 D . El montaje experimental de las pruebas se muestra en la Figura 60. Un diodo láser colimado (635 nm) modelo CPS635R de Thorlabs se dirigió a un objetivo de microscopio de 60X. Delante del objetivo de microscopio se colocó la lente esférica a probar asegurando que el haz de luz que diverge del objetivo cubriera toda la lente. La lente se colocó a la distancia de trabajo L_{wd} particular de las lentes de manera que el plano conjugado de la fuente puntual estuviera entre 15 cm y 30 cm de la segunda superficie de la lente esférica. Se colocó una rejilla de Ronchi de 50 líneas por pulgada lp/in en el plano conjugado de la fuente puntual, d_2 , de tal forma que el haz que atraviesa la rejilla forma un Ronchigrama que se proyectó en una pantalla a aproximadamente 60 cm de la lente esférica. La posición de d_2 se determinó encontrando la posición que produjo menor número de franjas en el Ronchigrama generado, lo que confirma la posición del plano conjugado de

la fuente puntual L_{wd} de la lente. Moviendo la rejilla de Ronchi antes (d_1) y después (d_3) del plano conjugado se generó otro par de Ronchigramas. En la Figura 61 se observan los ronchigramas obtenidos.

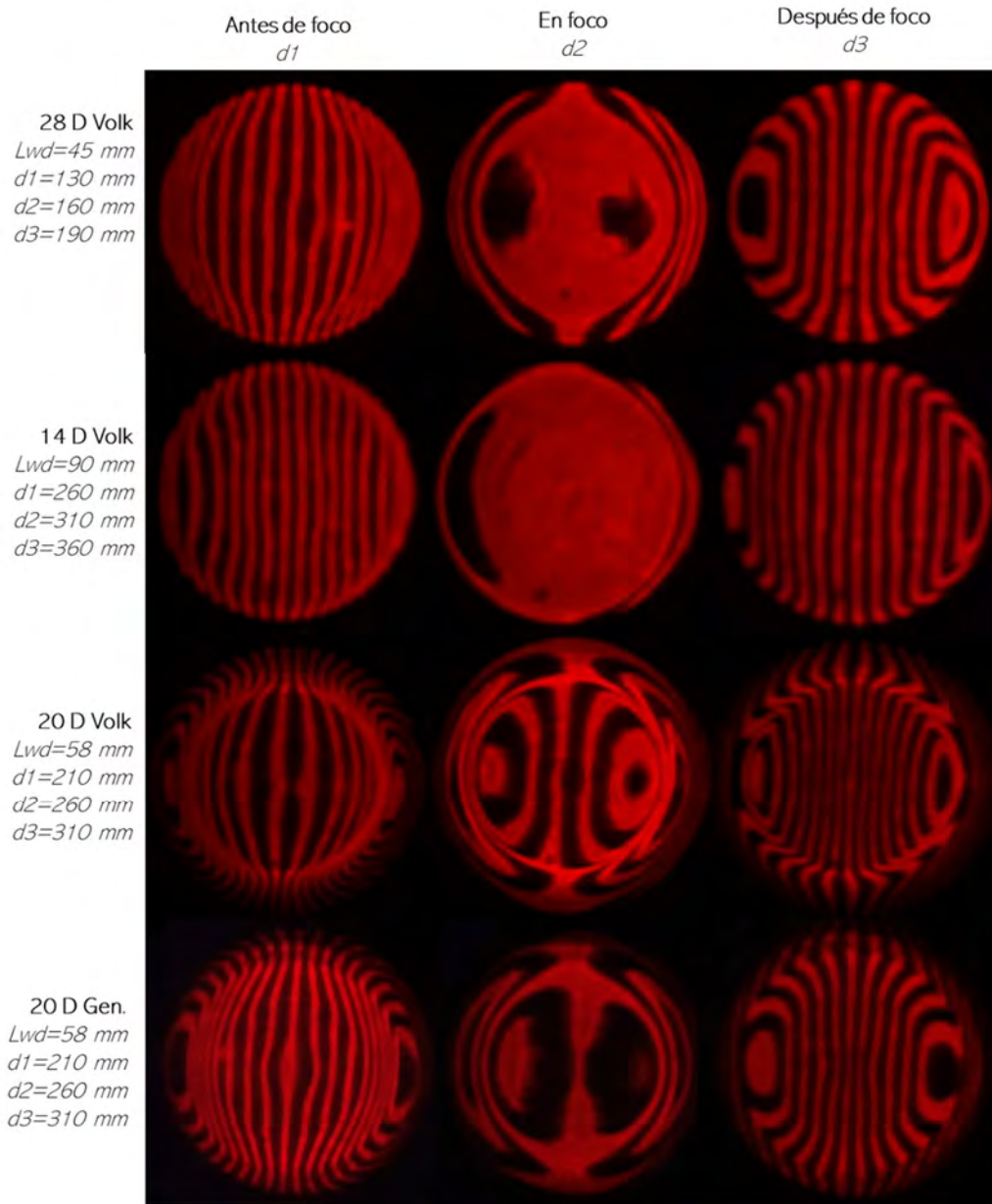


Figura 61. Ronchigramas obtenidos en la verificación de la calidad de lentes objetivos.

Mediante la prueba de Ronchi se confirmó que la lente Volk de 20 D con que se cuenta es defectuosa. Si comparamos solo las lentes de la marca Volk, se aprecia que la calidad de la de 20 D está muy comprometida. Solo la lente de 20 D tiene un anillo en sus Ronchigramas, que, según la descripción

en el libro de Optical Shop Testing de Malacara ⁶⁸, es típico de superficies esféricas con fuerte depresión en su periferia debido generalmente a un exceso de pulido en esta zona. La parte central de la lente de 20 D presenta un patrón aceptable cuando se observa a una distancia d_1 . Las lentes de 28 D y 14 D presentan un patrón similar en prácticamente toda su superficie. Cuando se observan los Ronchigramas generados en d_2 se observa que el plano conjugado de mejor calidad es el producido por la de 14 D . La de 28 D y 20 D presentan el patrón típico de esfericidad teniendo en mayor proporción la de 20 D aunque se compare solo la región central del anillo. Si comparamos las lentes de 20 D , genérica y Volk, se aprecia que la genérica tiene problemas muy parecidos a la Volk pero en menor proporción.

Los defectos de lente Volk de 20 D afectan principalmente en la formación de la imagen del sistema de iluminación. La imagen del sistema de iluminación, aunque es muy aberrada, mantiene el campo de observación separado de el de iluminación en el plano de la pupila de entrada del ojo. Esto quiere decir que permitirá observar la retina sin tener reflexiones provenientes de la córnea. Sin embargo estructuras como el iris también se iluminarán. Se notó que al fotografiar el fondo de ojo en personas con iris claro, con este sistema, la calidad de las fotografías se veían muy comprometidas y aparecían algunos resplandores no deseados. Se atribuye que este problema se resalta en el prototipo utilizado debido al defecto de la lente Volk de 20 D debido a que un iris claro transmite y refleja mayor cantidad de luz del sistema que un iris de color oscuro. Para los fines de este trabajo se decidió continuar utilizando provisionalmente la lente defectuosa, suponiendo que su sustitución mejorará principalmente la iluminación de las fotografías, resolución en periferia y reducirá el efecto observado con iris claros.

Operación de cámara de fondo de ojo

En seguida se describe cómo adquirir una fotografía del fondo del ojo de un paciente con el prototipo de cámara propuesto.

- Primero debe verificarse que la alimentación del equipo esté conectada a la corriente. El equipo se enciende de manera automática si se conecta a la corriente y si ya estaba conectado se presiona el botón de encendido. La aplicación de la cámara iniciará de manera automática en la ventana de Paciente.
- Se selecciona al paciente (o se crea uno nuevo) y usuario (operador). Se verifica que la información del paciente corresponda al descrito en sección Paciente Seleccionado de la ventana Paciente (ver Figura 47).
- Se asegura que las luces del cuarto estén apagadas o que las condiciones sean de poca luz, esto para ayudar a que la pupila del paciente sea de mayor tamaño y que la fotografía sea de mejor calidad. Se pide al paciente sentarse y recargar su barbilla en la mentonera.
- Se posiciona el equipo alejado del paciente (aproximadamente 15 cm) y se abre la ventana de Medición de la aplicación. Se selecciona el ojo a ser estudiado y, desplaza el equipo en

sus tres dimensiones para centrar en la imagen el ojo de interés como se muestra en la Figura 62 a). Para centrar en eje z, modificar la altura de la mentonera o equipo si fuera necesario.

- Una vez centrada de la imagen de lejos, se comienza desplazando el equipo hacia adelante hasta observar predominantemente la pupila del ojo observado y sus reflejos en la córnea. Se reajusta la posición en x y en z si es necesario para centrar nuevamente la pupila del ojo en la imagen (ver Figura 62 b)). Los reflejos de los LEDs IR sobre la córnea pueden servir de guía para un buen centrado.
- Se vuelve a acercarse lentamente el equipo hacia el paciente y se observará como el iris y reflejos de los LEDs IR salen del campo de observación hasta que solo se esté observando el fondo del ojo. El contraste de las venas y retina ayuda a verificar que se está observando el fondo del ojo pero la estructura más visible será el disco óptico (ver Figura 62 c)). Es posible que no se observe dependiendo de hacia donde esté dirigiendo la mirada el paciente, así que se le puede pedir al paciente que observe hacia objetos lejanos en distintas direcciones hasta encontrar en la imagen las estructuras de interés. Para observar el nervio óptico se puede pedir al paciente que con el ojo que no se esté analizando vea la oreja del lado contrario del operador, estando el operador detrás del equipo. El cambio de la dirección de observación del paciente puede descentrar la imagen provocando reflejos no deseados en la imagen por lo que una vez fija la dirección se puede retroceder con la cámara y volver a acercarse lentamente con la pupila centrada hasta ver el fondo del ojo.
- Cuando ya solo se observa las estructuras del fondo del ojo de interés centradas en la imagen, el equipo está muy cerca de la distancia de trabajo de la cámara L_{wd} . Una buena imagen puede lograrse si se continúa acercando lentamente la cámara hasta comenzar a observar que comienzan a aparecer reflejos por la periferia de la imagen, entonces se debe retroceder hasta que no se observen los reflejos y las estructuras del fondo puedan distinguirse.
- Se le indica al paciente que verá un resplandor blanco y se toma la fotografía. Las imágenes adquiridas por el equipo pueden visualizarse en la misma ventana de medición y si es necesario se repite la medición. Es aconsejable esperar un par de minutos para que la pupila del paciente se relaje y vuelva a adaptarse a la oscuridad después del flash. En la Figura 63 se observa una imagen del fondo del ojo con iluminación IR y luz blanca.
- Se puede revisar en la ventana de Expediente que se tenga la información suficiente, editar imágenes o generar reportes de ser necesario. Para exportar las fotografías se envían por correo electrónico mediante el Modo Compartir de la aplicación (ver sección de Software).

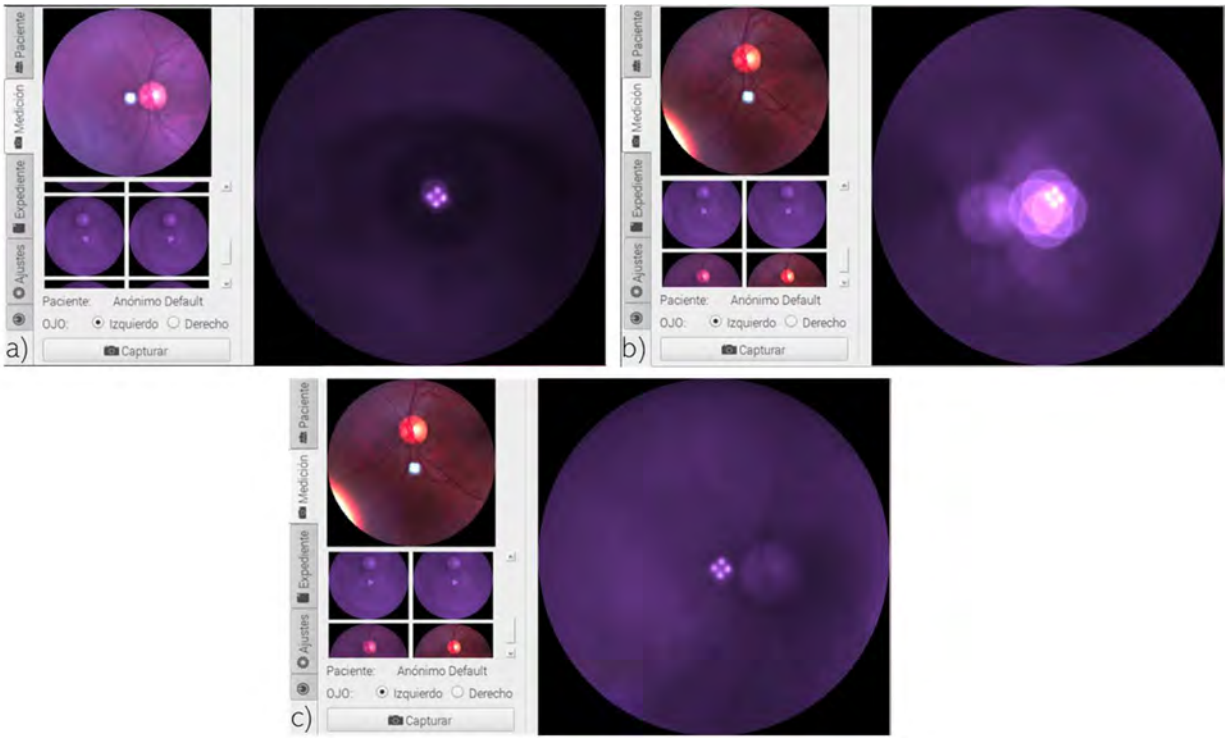


Figura 62. Imágenes de posiciones guía durante la toma de fotografía de fondo de ojo: a) ojo del paciente centrado con prototipo alejado, b) reflejos en córnea centrados con prototipo cercano a su distancia de trabajo y c) prototipo a su distancia de trabajo con estructuras de fondo de ojo en foco.

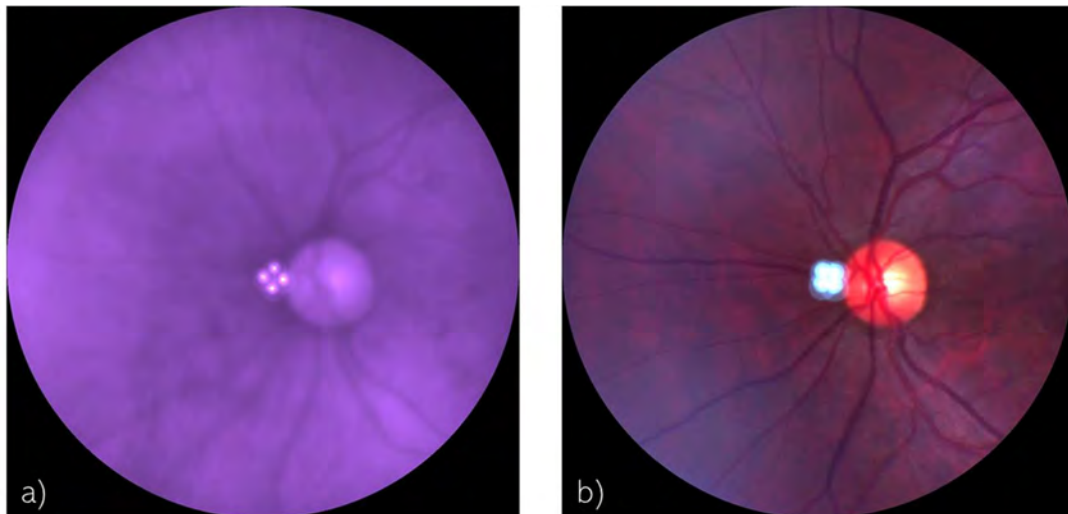


Figura 63. Imagen del fondo del ojo izquierdo de paciente con: a) luz infrarroja y b) luz blanca.

Comparación con otras cámaras de fondo de ojo.

El prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto se comparó con algunas cámaras comerciales y prototipos. Los parámetros que se compararon son el tipo de cámara, el campo de observación, pantalla/sensor de imagen y precio. Además, se compararon imágenes de fondo de ojo reportadas por los fabricantes de cada equipo. De manera particular se realizó una comparación más detallada entre imágenes de fondo de ojo de un mismo paciente adquiridas con el prototipo propuesto y la cámara Visucam 500.

Tabla 15 Comparación de ´prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto con otros prototipos y cámaras comerciales.

Cámara/id#	Tipo	Fabricante / marca	FOV	Pantalla /Sensor de Imagen	Precio USD	Referencia
<i>Propuesta / #1</i>	No midriática, Escritorio, Prototipo.	CIO	36°	Pantalla touch 7 in / 1 Mpx	\$ 2,000 USD	CIO
<i>Visucam 500 / #2</i>	No midriática, Escritorio, Comercial	Zeiss	45° y 30°	19 in / 5 MP	\$ 31,500 USD	Zeiss ^{40,69}
<i>iCam / #3</i>	No midriática, Escritorio, Comercial	Optovue	45°	Laptop / 5.2 MP	-	Optovue ⁷⁰
<i>3nethra classic / #4</i>	No midriática, Escritorio, Comercial	Forous Health	40°	Laptop / 3 MP	\$ 17,500 USD	Forous Health ⁷¹
<i>Drs / #5</i>	No midriática, Escritorio, Comercial	CenterVue	45°x40°	10.4 in/ 5 MP	\$19,900 USD	CenterVue ⁷²
<i>TRC-NW8F plus / #6</i>	No midriática, Escritorio, Comercial.	Topcon	45° y 30°	Monitor/ 16.2 MP	-	Topcon ^{73,74}
<i>Nonmyd8 / #7</i>	No midriática, Escritorio, Comercial	Kowa	45°	5.7 in / 24 MP	\$18,000 USD	Kowa ⁷⁵

<i>Pictor plus / #8</i>	No midriática, Sistema integrado, Comercial	Volk	40°	2.4 in / 5 MP	\$ 10,000 ⁴¹ USD	Volk Optical Inc. ⁷⁶
<i>VersaCam DS-20 / #9</i>	No midriática, Sistema integrado, Comercial	Nidek	40°	3.5 in / 2 MP	\$17,400 USD	Nidek ⁷⁷
<i>Smart Scope PRO / #10</i>	No midriática, Sistema integrado, Comercial	OPTOMED	40°	2.4 in / 5 MP		OPTOMED ⁷⁸
<i>Modulo adaptación a Lumix G2 / #11</i>	Midriática, Adaptador, Prototipo	Universidad de Virginia	50°	Display de cámara / 12 MP	\$ 2,000 (incluyendo cámara)	⁷⁹
<i>Ocular CellScope / #12</i>	No midriática, Adaptador, prototipo	UC, Berckley	55°	Display iPhone 4S / 8 MP	\$1,500 (incluyendo celular)	⁸⁰
<i>Adaptación a RPi / #13</i>	No midriática, Sistema Semi-integrado, Prototipo.	Universidad de Illinois / Escuela de medicina de Harvard	25° a 30°	5 in / 8 MP	\$185.20	³⁶
<i>Adaptador impreso 3D / #14</i>	Midriática, Adaptador, Prototipo.	Universidad Standford	30° aprox. (no especificado)	Display iPhone 5S/ 8 MP	\$900 (incluyendo celular)	⁸¹
<i>Peek Retina / #15</i>	Midriática, Adaptador, Comercial	Peek	20° aprox (no especificado)	Display Celular/ Cámara Celular	\$ 200 (no incluye celular)	Peek Vision ⁸²

En la Tabla 15 se muestra la comparación de distintas cámaras de fondo ojo con la propuesta. Se compara el tipo de cámaras considerando si son no midriáticas o midriáticas, de escritorio, sistema integrado o adaptador y prototipo o comerciales. El sistema que se propone es no midriática, de escritorio y prototipo.

Al comparar los campos de observación (FOV) encontramos que sólo una cámara comercial (#15, Peek Retina) de diez cámaras comerciales, 10%, tiene un FOV menor que nuestro prototipo y dos de cuatro prototipos, 50 %, tiene un mayor FOV. Esto quiere decir que el 21.4% tiene mayor FOV de en una fotografía. El prototipo propuesto puede llegar fácilmente a los 40° de FOV sustituyendo el doblete acromático por otro comercial con distancia focal efectiva de 25 *mm* por ejemplo. Con un campo de 40° el 50 % de las cámaras comparadas tendría un campo mayor. Esto sin considerar que algunas de las cámaras comerciales y prototipos tienen la funcionalidad de poder reconstruir campos mayores a partir de varias imágenes. Esta función no la tiene por el momento el prototipo pero no hay nada que impida poder añadirla.

Todas las cámaras que son del tipo sistema integrado o adaptador tienen un tamaño de display más pequeño que el utilizado. Esto es porque uno de los objetivos de estos sistemas es la portabilidad mientras que en las cámaras de escritorio la portabilidad no es prioridad. En este sentido, solo una de las seis cámaras de escritorio, 16.7%, tiene una pantalla más pequeña. Esto sugiere que para un adaptador o sistema integrado la pantalla de 7 *in* puede ser relativamente grande, mientras que para una de escritorio sea reducida.

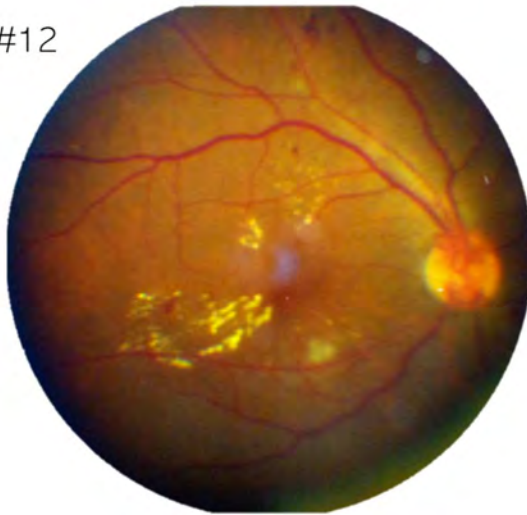
El sensor de la cámara utilizada tiene la menor cantidad de píxeles que las cámaras comparadas. Sin embargo, como se discutió en la sección Resoluciones teóricas, el tamaño del sensor no está limitando la resolución a la que puede llegar el prototipo propuesto, sino el sistema óptico de observación. Aunque, aumentando la densidad de píxeles si puede ayudar a mejorar la resolución, no sería suficiente solo ese cambio para cumplir con estándares internacionales.

El costo aproximado del prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto es de \$40,000 MXN. En la Tabla 16 se desglosa el costo aproximado de la cámara. La cámara eo-1312c es el componente más caro y representa alrededor de 45% del costo total. El sistema mecánico y la Lente Volk 20 *D* también representan un porcentaje importante del costo total 40% aproximadamente. Esto significa que aproximadamente 15 % del costo es por el RPi, pantalla, módulo y sistema de iluminación. Comparando el costo del prototipo propuesto con las cámaras de escritorio su precio es entre 10 y 15 veces más barato. Con respecto a los sistemas integrados comerciales aproximadamente 5 veces más barato. Los dos prototipos más elaborados están en el orden de precio que nuestro prototipo (#11 y #12) y los otros dos prototipos son 10 y 2 veces más baratos. El adaptador comercial Peek es aproximadamente 10 veces más barato pero es el único donde no se considera precio del celular ya que a diferencia de los otros adaptadores puede usarse con más marcas de celulares. La opción más económica es el prototipo #13, basado en un RPi, ya que el precio reportado incluye todo lo necesario para la adquisición de la imagen de fondo de ojo.

Tabla 16 Costo de cámara de fondo de ojo propuesto.

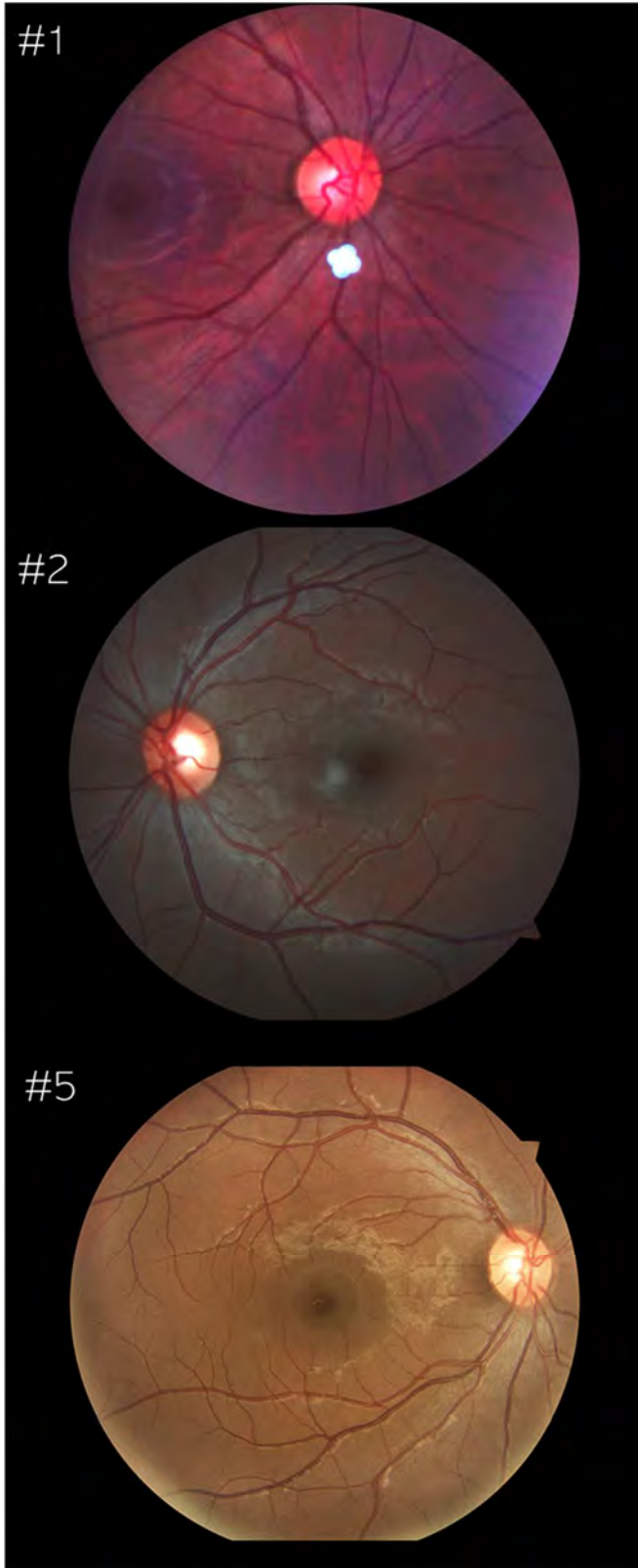
Componente	Costo MXN	Costo USD	Costo % total
Lente Volk 20 D	6800	340	17
Cámara EO	17900	895	44.75
Doblete acromático	1600	80	4
RPi	700	35	1.75
Display	1600	80	4
Modulo y sistema Iluminación	2000	100	5
Sistema mecánico	9400	470	23.5
TOTAL	40000	2000	100

#12



#11





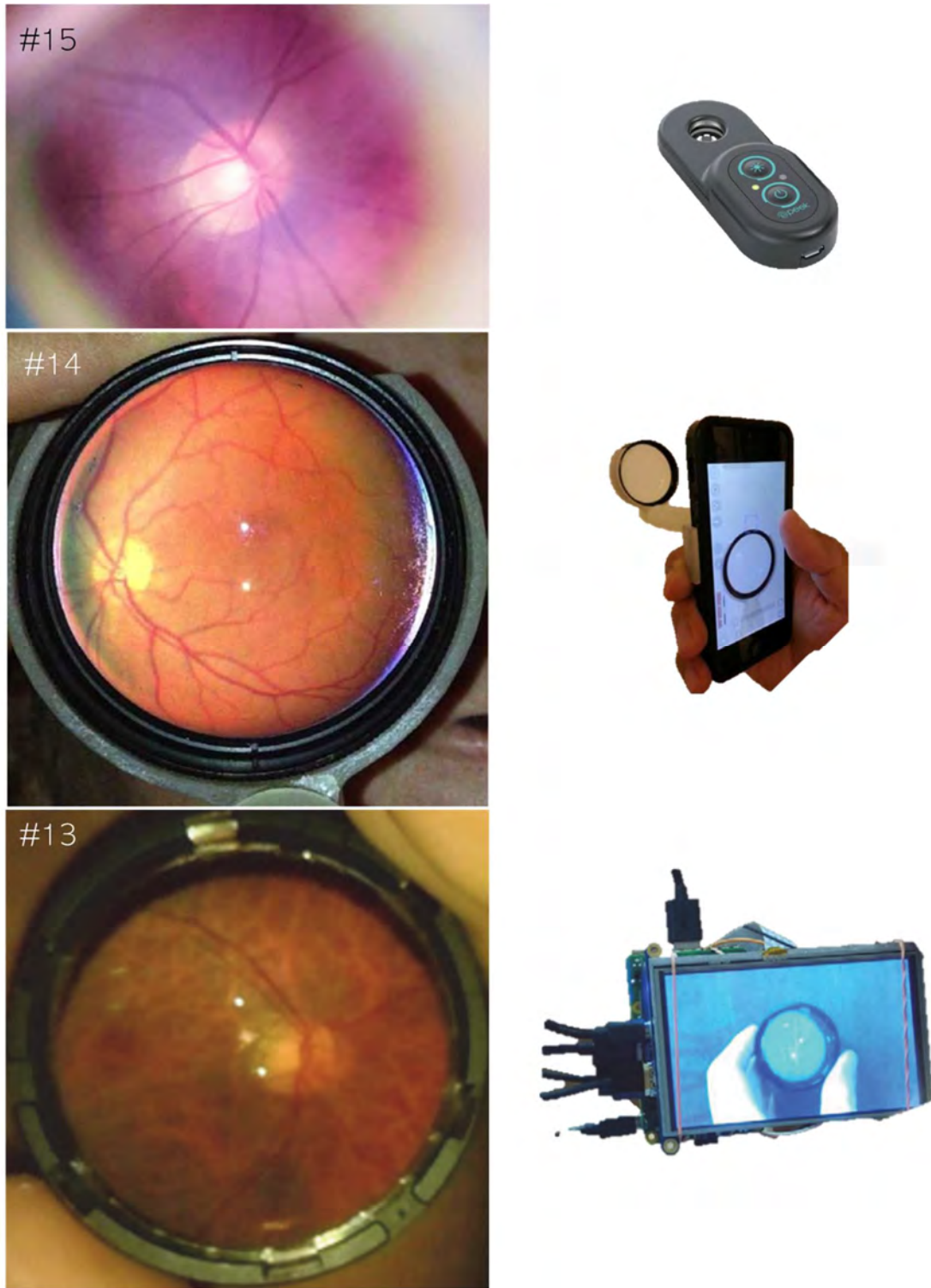


Figura 64 Comparación de imágenes de fondo de ojo adquiridas con distintas cámaras de fondo de ojo reportadas por su fabricante/marca. Imágenes modificadas a partir de referencias de Tabla 15. Imágenes de #1 y #2 adquiridas con equipos del Laboratorio Nacional de Óptica de la Visión del Centro de Investigaciones y Óptica.

En la Figura 64 se observan las imágenes de fondo de ojo adquiridas por algunas de las distintas cámaras de fondo ojo. En la columna de Referencias de la Tabla 15 se encuentra la cita de donde pueden consultarse más fotografías de fondo de ojo adquiridas con las cámaras correspondientes. No todas las cámaras reportan la resolución óptica de estas en el fondo del ojo por lo que se comparan visualmente imágenes de fondo de ojo reportadas por el Fabricante / Marca de cada dispositivo. Como primera impresión se pueden distinguir que la calidad de las fotografías de las cámaras comerciales es superior a la de los prototipos, exceptuado la cámara Peek #15 que tiene por característica ser muy económica. También, en general, se puede distinguir una mejora en las imágenes de las cámaras de escritorio que los sistemas integrados. Esto es coincidente con lo discutido en la sección Cámaras de fondo de ojo en la actualidad.

De las cámaras comerciales en ninguna se observan reflejos del sistema de iluminación como se observan el prototipo presentado. En el caso del #3 y #4 utilizan un sistema de iluminación LED externa para evitar los reflejos con la lente positiva por ejemplo. En los demás casos no se especifica, pero como se discutió es común que utilicen puntos negros, recubrimientos antirreflejantes de buena calidad o polarizadores. Los prototipos #11 y #12 por ejemplo utilizan técnica de polarización cruzada para disminuir o eliminar los reflejos de la primera y segunda superficie del sistema^{79,80,83}. El caso de la cámara #13 y #14 son ejemplos con el problema de reflexión presentado en nuestro prototipo. De sus imágenes puede apreciarse que su sistema de iluminación es un solo LED que provoca dos reflejos. Por el contrario, nuestro prototipo utiliza 4 LEDs donde la reflexión de un LED con la segunda superficie está en la misma zona que la reflexión del LED opuesto con la primera superficie. Esto representa una pérdida de información de aproximadamente 0.5 % de las imágenes adquiridas con nuestro prototipo.

Con respecto a los prototipos, las calidades parecen ser similares o peores. Comparando con los prototipos más económicos, la presentación de la imagen no es buena pues se muestra mucha información que no es de interés. El prototipo más económico #13 aparenta tener menor calidad, mientras que #14 presenta algunos detalles de viñeting y reflejos en periferia. Además en el caso del #14 se debe considerar que es una cámara midriática mientras que los demás son no midriática. En ninguno de estos prototipos se reportan resoluciones. El prototipo #12 y #11 reportan resoluciones mayores al prototipo presentado (ver Tabla 11. Resumen de resultados de la caracterización de las propiedades ópticas de la cámara de fondo de ojo propuesta de acuerdo a las especificaciones de la ISO 10940-2009) y según lo reportado cumplen con los estándares internacionales. Sin embargo, no se observa una diferencia significativa en la calidad de sus imágenes y la nuestra. Además, el reporte de sus resoluciones se justifica en base al tamaño del sensor y campo de observación pero no mencionan si las aberraciones del sistema de observación es mayor al tamaño de un pixel. En otras palabras, se reporta la resolución máxima alcanzada con su sensor pero no se especifica si las aberraciones de su sistema limitan esta resolución. Al ver las imágenes se podría suponer que incluso la imagen del prototipo #12 es de menor calidad. Las condiciones bajo las

cuales se tomaron las fotografías mostradas en la Figura 64 pueden variar mucho por lo que si bien puede darnos una idea del desempeño de nuestro prototipo con respecto a los demás, es una evaluación algo subjetiva.

El manejo de los equipos es otra cuestión que debe considerarse. El prototipo presentado no tiene como prioridad la portabilidad, sino brindar un mecanismo cómodo y estable que ayuden al operador a adquirir fotografías de calidad de manera sencilla y rápida. Debido a que no se tienen los prototipos en físico, no es posible hacer una comparación. Lo que si puede asegurarse es que el prototipo es un equipo completo que cumple con estos objetivos.

No parece existir una diferencia grande en calidad entre las imágenes adquiridas con nuestro prototipo y cámaras comerciales, en especial de sistema integrado. Considerando relación de precio y calidad de imagen, el prototipo presentado es una opción muy interesante.

Para tener una comparación más objetiva sobre el desempeño del prototipo propuesto, se comparan las imágenes del fondo del ojo de un sujeto sano adquirida con el prototipo propuesto y la cámara Zeiss Visucam 500. En la Figura 65 se muestra la comparación. Al comparar las imágenes podemos notar la diferencia en el campo de observación, 36° del prototipo y 45° reportado por Zeiss. La imagen del fondo del ojo del prototipo abarca aproximadamente 5.9 veces el diámetro mayor del disco óptico, que típicamente es de alrededor de 7° (ver Figura 7). En el caso del campo de Zeiss, la relación es de 6.7. Si el campo de nuestro prototipo es de 36° entonces el campo de Zeiss, comparando ambas imágenes, sería de aproximadamente 41° . Podemos observar que las fotografías de Zeiss aunque tienen un campo más grande presentan también sombra en la periferia que reduce la calidad de la imagen en esas zonas. Las imágenes del prototipo presentan por el contrario algunos destellos en periferia. En ambas fotografías puede apreciarse el reflejo de la membrana limitante externo característico de personas jóvenes, aunque es más notorio con la cámara Zeiss. De igual forma en ambas fotografías puede distinguirse la coloración diferente característica de las arterias y las venas. Se distingue claramente en ambos casos la fovea, aunque en la Figura 7 a) parte está fuera del campo de observación. También, se puede apreciar un mejor contraste y calidad de las imágenes de la cámara Zeiss pero haciendo una amplificación en el disco óptico del ojo izquierdo podemos observar que nuestro prototipo también hace un buen trabajo. Pueden apreciarse en ambos casos mucho detalle como vasos sanguíneos delgados. El prototipo aunque con un menor contraste es capaz de reproducir la mayoría del detalle de las estructuras en el nervio óptico que se observan con la cámara Zeiss.

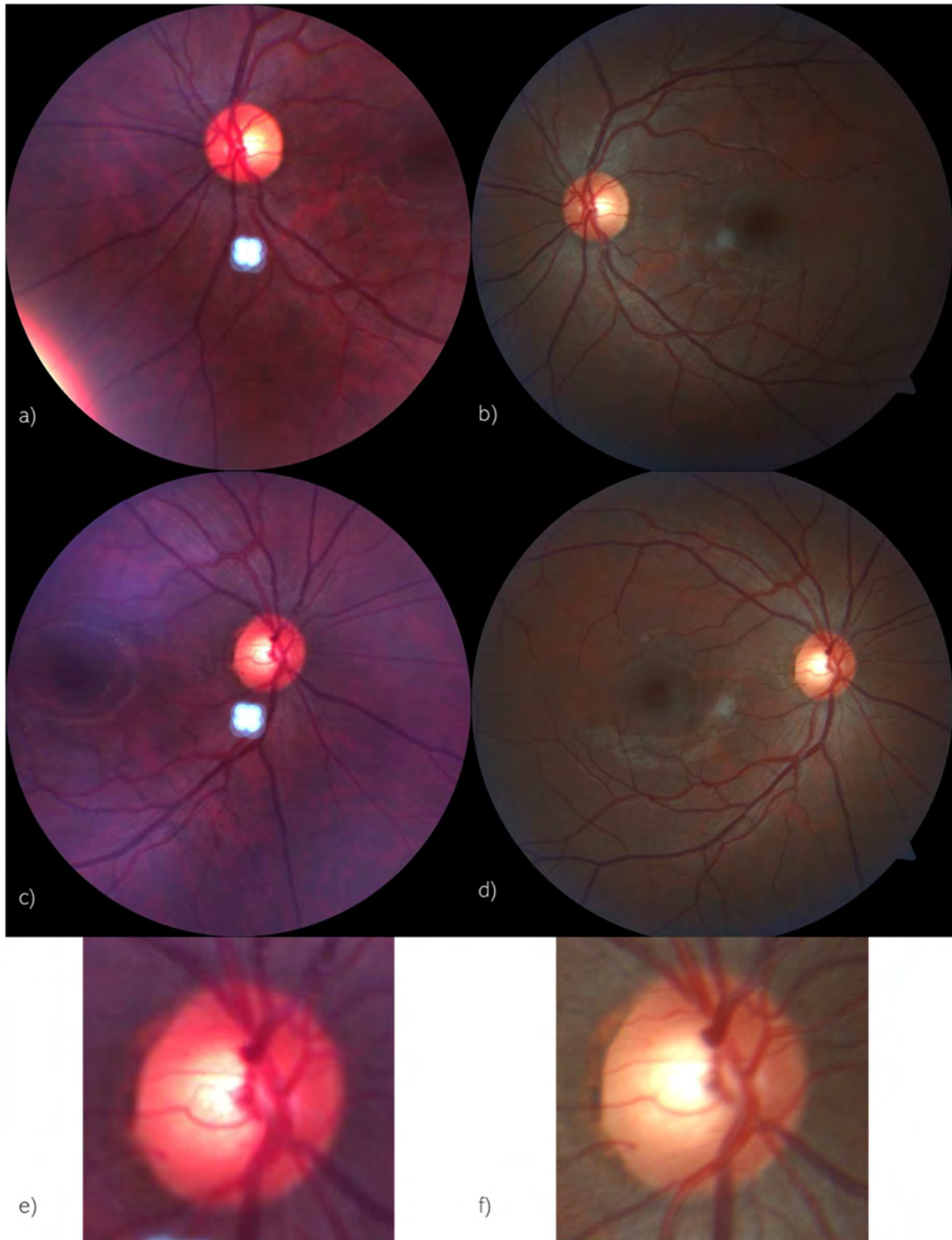


Figura 65 Comparación de imágenes de fondo de ojo adquiridas con prototipo propuesto (izquierda) y Visucam 500 de Zeiss (derecha): a,b) ojo derecho, c,d) ojo izquierdo, e,f) ampliación de disco óptico de ojo izquierdo.

Capítulo 4 CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

Se diseñó, implementó, caracterizó y comparó de manera satisfactoria el prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto.

Se presentaron las bases y fundamentos del principio de funcionamiento de las cámaras de fondo de ojo. El estudio del ojo desde el punto de vista biológico y físico (óptico) es de gran utilidad para comprensión de los dispositivos utilizados para su análisis. El fondo del ojo es un lugar muy rico en información y es ampliamente usado en estudios clínicos de gran relevancia. Entre los dispositivos utilizados para analizar el fondo del ojo destacan las cámaras de fondo de ojo que se han venido desarrollando desde hace casi un siglo. Del estudio de las cámaras de fondo de ojo en la actualidad se confirmó la necesidad de cámaras de fondo de ojo que permitan la adquisición de imágenes de fondo de ojo de alta calidad a costos accesibles.

El diseño óptico del prototipo de cámara de fondo de ojo propuesto fue sustentado a detalle explicando la importancia de cada uno de sus elementos. El lente objetivo fue pieza clave en el diseño pues forma parte del sistema de observación e iluminación. Su elección marcó el punto de partida del diseño en donde con una distancia de trabajo adecuada se definió el campo de observación máximo y la posición de los demás elementos por principio de pupilas coincidentes. La decisión de utilizar iluminación interna motivó a elegir una lente doble asférica y tener así un mínimo de superficies. El diseño del sistema de iluminación coaxial basado en un anillo de LEDs IR y blancos ayudó a reducir el número de componentes sin comprometer el desempeño de la cámara de fondo de ojo no midriática. De igual forma un doblete acromático comercial reduce el número de componentes ópticos que proyectan la imagen intermedia de la pupila sobre el sensor de la cámara. Desde el diseño, se identificó que el sistema de observación debe ser mejorado si se pretende cumplir con estándares internacionales.

La implementación del diseño óptico permitió identificar el desempeño de cada uno de sus componentes, encontrando que el lente objetivo era defectuoso. Todos los componentes ópticos funcionaron según lo esperado con excepción del lente objetivo Volk. Se comprobó una marca reconocida o precio alto de componentes ópticos no siempre es garantía de calidad y es muy importante verificar. Se presentó la aplicación de la prueba de Ronchi en la lente Volk para demostrar sus defectos sobre todo en la periferia. De este análisis se pudo comprender que el defecto de la lente impactaba más en la formación de la imagen del sistema de iluminación en la pupila del ojo. La prueba de Ronchi fue una prueba óptica aplicada a lentes asféricas muy útil y eficaz en la determinación de la calidad de éstas.

El diseño electrónico y de software ayudaron en gran parte a presentar al prototipo como una cámara de fondo de ojo integral y robusta. El RPi fue de gran importancia para el control del equipo y, además, brindó al prototipo toda la funcionalidad y potencial de una computadora por un costo muy bajo. La electrónica se logró diseñar e implementar de manera que se tuviera un sistema compacto. Su diseño brinda la posibilidad de poder ser utilizado no solo con una cámara de fondo de ojo de escritorio sino también con una portátil de sistema integrado. El desarrollo del software fue un reto alcanzado de manera satisfactoria porque brinda una interfaz de usuario muy útil, intuitiva y práctica. Además agrega funcionalidades relevantes como manejo de base de datos de pacientes, edición de fotografías, generación de reportes y exportar vía correo electrónico lo que brinda un gran potencial en aplicaciones como telemedicina. Por su diseño y construcción, será relativamente fácil agregar nuevas funcionalidades que permitan ser al prototipo aún más robusto.

El diseño y construcción mecánico del equipo ayudaron de manera importante a tener un equipo de escritorio ergonómico y estable que facilita la toma de imágenes de fondo de ojo de buena calidad. El trabajo continúa en el desarrollo de una carcasa que recubra al equipo para una mejor presentación.

Se caracterizó de manera adecuada la cámara de fondo de ojo propuesta conforme a los estándares internacionales ISO. Gracias a la caracterización se pudo comprobar que el sistema construido corresponde con su diseño. Las propiedades ópticas cumplen con las especificaciones internacionales exceptuando la resolución como ya se esperaba del diseño. Se pudo asegurar que el equipo no representa ningún riesgo para el paciente. Se probó que la cámara de fondo de ojo propuesta es del Grupo 1 según la ISO. Se tiene un gran margen con respecto a los límites establecidos por el estándar que hacen factible incrementar la potencia del sistema de iluminación. El trabajo de caracterización también sirve como un ejemplo de gran utilidad en la interpretación de estos estándares internacionales.

Se logró obtener imágenes de buena calidad del fondo del ojo de personas sanas. La obtención de las buenas imágenes del fondo del ojo en una persona es el resultado de un buen diseño e implementación. Uno de los problemas con las imágenes es la presencia de los reflejos al centro derivados de la primera y segunda superficie del lente objetivo, sin embargo, esto implica el desperdicio de solo el 0.5% del área útil de la imagen. Otra limitación importante encontrada fue que en personas con ojo iris claros se acentúan artefactos en la periferia de la imagen que son atribuidos a la obstrucción del iris al paso de luz. En un iris claro la luz podrá ser transmitida, reflejada en mayor cantidad que uno oscuro por lo que el efecto del iris claro se acentúa en nuestro dispositivo con lente Volk defectuosa.

La comparación del prototipo propuesto con otros prototipos y cámaras comerciales motiva a continuar con el desarrollo del equipo pues se encuentra un gran potencial en éste. La calidad de las cámaras comerciales es superior al prototipo presentado, pero si se considera el costo beneficio, el prototipo presentado resalta de manera muy positiva. Es importante recordar que se están

comparando costos de los prototipos contra los precios de los equipos comerciales, que puede ser balanceado por el hecho de que los prototipos no se construyen a gran escala. Se puede decir que los demás prototipos son de calidad similar o peor en el entendido que para un juicio más preciso y objetivo hace falta un estudio donde se prueben de igual forma.

El desarrollo de este trabajo ha permitido identificar oportunidades de mejora en el diseño del prototipo de cámara de fondo de ojo no midriática propuesto. Primero, mejorar la resolución del prototipo a cumplir con los estándares internacionales. Esto puede lograrse mediante el uso de un mejor sistema de observación. Sustituir la cámara digital es también una buena alternativa pues tan solo ésta representa el 40% del costo total y por su cantidad de pixeles puede llegar a limitar su resolución. También se debe eliminar los reflejos centrales de las imágenes. Se piensa que esto es posible mediante la implementación de un buen recubrimiento antirreflejante en el lente objetivo y/o el uso de polarización cruzada, que aunque reducirá la cantidad de luz que llega al sensor, puede compensarse incrementando potencia de los LEDs y/o tiempos de exposición en el sensor. Otra funcionalidad relevante, será la reconstrucción de campos de observación a partir de varias imágenes que se podrá lograr integrando un buen sistema de objetivos para fijar la vista y el desarrollo del software que puede utilizar técnicas de registro de imagen.

Una de las principales perspectivas del trabajo será su validación para ser utilizada como herramienta diagnóstica en enfermedades como la retinopatía diabética y otras enfermedades. Además, este trabajo abre la posibilidad al diseño de más tipos de cámaras de fondo de ojo como de sistema integrado o adaptadores que puedan llegar a ser utilizados no solo por oftalmólogos, sino personal de la salud, como endocrinólogos, que estén en contacto con pacientes susceptibles a daños en fondo del ojo, como los diabéticos. Implementar los canales y herramientas necesarias para hacer uso efectivo de la telemedicina con instrumentos de calidad y bajo costo, como pretende este desarrollo, beneficiará enormemente a un gran sector de la población.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. C. A. McCannel, "Retina and Vitreous," in 2016-2017 Basic and Clinical Science Course, American Academy of Ophthalmology, California (2016).
2. I. C. O. OPHTHALMOLOGY, "Guías Clínicas para el manejo de la patología ocular del diabético," Int. Counc. Ophtalmol. (2017).
3. G. J. Tortora and B. Derrickson, "The special senses," in Principles of anatomy & physiology, 13th ed., pp. 635–679, John Wiley & Sons, Inc. (2012).
4. Guniita, "Anatomy of eye," <123RF.com>.
5. L. A. Remington, *Clinical anatomy and physiology of the visual system*, 3ra ed., Butterworth-Heinemann, St. Louis, Missouri (2012).
6. M. W. Ansari and A. Nadeem, "The Eyeball: Some Basic Concepts," in Atlas of Ocular Anatomy, pp. 11–27, Springer International Publishing, Cham (2016) [doi:10.1007/978-3-319-42781-2_2].
7. M. Kaschke, K.-H. Donnerhacke, and M. S. Rill, "Structure and Function," in Optical Devices in Ophthalmology and Optometry, First, pp. 3–15, WILEY-VCHVerlagGmbH& Co.KGaA (2014).
8. J. E. Hall, "The Eye: II. Receptor and Neural Function of the Retina," in Guyton and Hall Textbook of Medical Physiolog, 13th ed., pp. 647–660, Elsevier, Philadelphia (2016).
9. M. A. Freed, "The retina," in Handbook of Visual Optics: Fundamentals and Eye Optics, Volume One, P. Artal, Ed., pp. 141–158, Taylor & Francis Group, Boca Raton, FL (2017).
10. D. Malacara, *Óptica básica*, 3a ed., Fondo de cultura economica, México (2015).
11. L. Yannuzzi, *The Retinal Atlas*, Española, Elsevier (2011).
12. E. Decencièrè et al., "FEEDBACK ON A PUBLICLY DISTRIBUTED IMAGE DATABASE: THE MESSIDOR DATABASE," Image Anal. Stereol. 33(3), 231 (2014) [doi:10.5566/ias.1155].
13. J. Schwiegerling, *Field guide to visual and ophthalmic optics*, Volume FG04, SPIE—The International Society for Optical Engineering, Washington (2004).
14. L. Levine, "Fundamentals and Principles of Ophthalmology," in 2016-2017 Basic and Clinical Science Course, American Academy of Ophthalmology, California (2016).
15. M. Goldbaum, "The STARE Project," <<http://cecas.clemson.edu/~ahoover/stare/>> (accessed 15 October 2019).

16. E. J. Carmona et al., "Identification of the optic nerve head with genetic algorithms," *Artif. Intell. Med.* 43(3), 243–259 (2008) [doi:10.1016/j.artmed.2008.04.005].
17. M. Kaschke, K.-H. Donnerhacke, and M. S. Rill, "Optics of the Human Eye," in *Optical Devices in Ophthalmology and Optometry, First*, pp. 15–49, WILEY-VCHVerlagGmbH& Co.KGaA (2014).
18. D. A. Atchison, "Schematic eyes," in *Handbook of Visual Optics: Fundamentals and Eye Optics, Volume One*, P. Artal, Ed., pp. 235–248, Taylor & Francis Group (2017).
19. J. Schwiegerling, "The Human Eye and Its Aberrations," in *Advanced Optical Instruments and Techniques Volume 2, second*, D. Malacara Hernández and B. J. Thompson, Eds., pp. 543–560, Taylor & Francis Group (2017).
20. R. Navarro, J. Santamaría, and J. Bescós, "Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics," *J. Opt. Soc. Am. A* 2(8), 1273, Optical Society of America (1985) [doi:10.1364/JOSAA.2.001273].
21. J. Schwiegerling, "Geometrical optics," in *Handbook of Visual Optics: Fundamentals and Eye Optics, Volume One*, P. Artal, Ed., pp. 27–38, Taylor & Francis Group (2017).
22. F. L. Pedrotti, L. M. Pedrotti, and L. S. Pedrotti, *Introduction to optics*, Cambridge university press (2018).
23. J. E. Greivenkamp, *Field guide to Geometrical Optics*, SPIE—The International Society for Optical Engineering, Washington (2004).
24. D. Malacara-Hernández and Z. Malacara-Hernández, *Handbook of OPTICAL DESIGN*, 3rd ed., Taylor & Francis Group (2013).
25. N. J. Wade, "Image, eye, and retina (invited review)," *J. Opt. Soc. Am. A* 24(5), 1229 (2007) [doi:10.1364/josaa.24.001229].
26. M. D. Abràmoff, M. K. Garvin, and M. Sonka, "Retinal imaging and image analysis.," *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 3, 169–208, NIH Public Access (2010) [doi:10.1109/RBME.2010.2084567].
27. B. R. Masters, "Hermann von Helmholtz: A 19th Century Renaissance Man," *Opt. Photonics News* 21(3), 34 (2010) [doi:10.1364/OPN.21.3.000034].
28. N. Panwar et al., "Fundus Photography in the 21st Century—A Review of Recent Technological Advances and Their Implications for Worldwide Healthcare," *Telemed. e-Health* 22(3), 198–208 (2016) [doi:10.1089/tmj.2015.0068].
29. M. Kaschke, K.-H. Donnerhacke, and M. S. Rill, "Optical Visualization, Imaging, and Structural Analysis," in *Optical Devices in Ophthalmology and Optometry, First*, pp. 147-, WILEY-VCHVerlagGmbH& Co.KGaA (2014).

30. G. Westheimer, "The maxwellian view," *Vision Res.* 6(11–12), 669–682 (1966) [doi:10.1016/0042-6989(66)90078-2].
31. B. Bengtsson and C. E. T. Krakau, "Some essential optical features of the zeiss fundus camera," *Acta Ophthalmol.* 55(1), 123–131 (1977).
32. E. DeHoog and J. Schwiegerling, "Optimal parameters for retinal illumination and imaging in fundus cameras," *Appl. Opt.* 47(36), 6769 (2008) [doi:10.1364/ao.47.006769].
33. E. Dehoog and J. Schwiegerling, "Fundus camera systems: a comparative analysis" (2009).
34. D. Volk, "Lens for indirect ophthalmoscopy," 4738521, United States (1988).
35. D. Volk, "Indirect ophthalmoscopy lens system and adapter lenses," 5479222, United States (1995).
36. B. Y. Shen and S. Mukai, "A Portable, Inexpensive, Nonmydriatic Fundus Camera Based on the Raspberry Pi® Computer," *J. Ophthalmol.* 2017, Hindawi (2017) [doi:10.1155/2017/4526243].
37. B. Wang et al., "Contact-free trans-pars-planar illumination enables snapshot fundus camera for nonmydriatic wide field photography," *Sci. Rep.* 8(1), 1–9, Springer US (2018) [doi:10.1038/s41598-018-27112-x].
38. A. B. Jain, J. Prakash, and M. Bhende, "Techniques of Fundus Imaging," *Sci J Med Vis Res Foun XXXIII*(2), 100–107 (2015).
39. M. E. Tyler, "Stereo Fundus Photography: Principles and Technique" (1996).
40. I. Carl Zeiss Meditec, "VISUCAM 500 AI completo" (2013).
41. P. Soliz et al., "Comparison of the effectiveness of three retinal camera technologies for malarial retinopathy detection in Malawi," *Ophthalmic Technol.* XXVI 9693 (2016) [doi:10.1117/12.2213282].
42. ISO, "INTERNATIONAL STANDARD ISO 10940:2009 Ophthalmic instruments - Fundus cameras" (2009).
43. R. J. Landry et al., "Retinal phototoxicity: A review of standard methodology for evaluating retinal optical radiation hazards," *Health Phys.* 100(4), 417–434 (2011) [doi:10.1097/HP.0b013e3181f4993d].
44. D. Sliney et al., "Adjustment of guidelines for exposure of the eye to optical radiation from ocular instruments: statement from a task group of the International Commission on Non-ionizing Radiation Protection (ICNIRP).," *Appl. Opt.* 44(11), 2162–2176 (2005).
45. ISO, "INTERNATIONAL STANDARD ISO 15004-2: 2007 Ophthalmic instruments -

- Fundamental requirements and test methods- Part 2: Light hazard protection" (2007).
46. A. Dubra and Y. Sulai, "Reflective afocal broadband adaptive optics scanning ophthalmoscope," *Biomed. Opt. Express* 2(6), 1757 (2011) [doi:10.1364/boe.2.001757].
 47. D. Malacara Hernández and P. Artal, "Active and Adaptive Optics," in *Advanced Optical Instruments and Techniques Volume 2*, D. Malacara Hernández and B. J. Thompson, Eds., pp. 256–270, Taylor & Francis Group (2018).
 48. S. A. Burns et al., "Adaptive optics imaging of the human retina," *Prog. Retin. Eye Res.* 68(August 2018), 1–30, Elsevier (2019) [doi:10.1016/j.preteyeres.2018.08.002].
 49. Z. Popovic, "Adaptive optics ophthalmoscopes," in *Handbook of Visual Optics: Instrumentation and Vision Correction, Volume Two*, P. Artal, Ed., pp. 91–102, Taylor & Francis Group (2017).
 50. B. Zhang et al., "Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy in fundus imaging, a review and update," *Int. J. Ophthalmol.* 10(11), 1751–1758 (2017) [doi:10.18240/ijo.2017.11.18].
 51. ImagineEyes, "The power of Adaptive Optics in the hands of clinicians" (2019).
 52. R. H. Webb and G. W. Hughes, "Scanning Laser Ophthalmoscope," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* BME-28(7), 488–492 (1981) [doi:10.1109/TBME.1981.324734].
 53. A. Roorda et al., "Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy," *Opt. Express* 10(9), 405 (2002) [doi:10.1364/OE.10.000405].
 54. W. J. Donnelly and A. Roorda, "Optimal pupil size in the human eye for axial resolution.," *J. Opt. Soc. Am. A. Opt. Image Sci. Vis.* 20(11), 2010–2015 (2003).
 55. EasyScan, "EasyScan Specifications Sheet" (2019). <<https://easyscantest.com/es/easyscan/>> (accessed 29 June 2019).
 56. Optos, "Daytona plus Brochure" (2018). <<https://www.optos.com/en/products/daytona-plus/>> (accessed 29 June 2019).
 57. H. E. GmbH, "Three pearls in one shell Heidelberg Retina Tomograph HRT – the practice builder HRT for every practice" (2019). <<https://business-lounge.heidelbergengineering.com/ag/en/products/hrt/>> (accessed 29 June 2019).
 58. N. Doble, "Adaptive optics optical coherence tomography (AO-OCT)," in *Handbook of Visual Optics: Instrumentation and Vision Correction, Volume Two*, P. Artal, Ed., pp. 103–123, Taylor & Francis Group (2017).
 59. M. Kaschke, K.-H. Donnerhacke, and M. S. Rill, "Optical Coherence Methods for Three-Dimensional Visualization and Structural Analysis," in *Optical Devices in Ophthalmology and*

- Optometry, First, pp. 277–344, WILEY-VCHVerlagGmbH& Co.KGaA (2014).
60. I. Carl Zeiss Meditec, “Especificaciones técnicas Cirrus™ HD-OCT Especificaciones técnicas” (2012).
 61. D. T. Miller et al., “Adaptive optics and the eye (super resolution OCT),” *Eye* 25(3), 321–330, Nature Publishing Group (2011) [doi:10.1038/eye.2011.1].
 62. D. Malacara, M. Servin, and Z. Malacara, *Interferogram Analysis for Optical Testing*, second, Taylor & Francis Group (2005).
 63. M. J. Kidger, *Intermediate Optical Design*, SPIE Press, Bellingham (2004).
 64. J. B. Caldwell, “Compact wide-angle LCD projection lens,” in Proc. SPIE 3482, L. R. Gardner and K. P. Thompson, Eds., p. 269 (1998) [doi:10.1117/12.322013].
 65. H. Gross, “Photographic Lenses,” in Handbook of Optical Systems: Vol.4 Survey of Optical Instruments, H. Gross, Ed., pp. 362–365, WILEY-VCHVerlagGmbH& Co.KGaA, Weinheim (2008).
 66. Julien, “Raspberry Pi Hat Template | Hackaday.io,” 2015, <<https://hackaday.io/project/8985-raspberry-pi-hat-template>> (accessed 9 September 2019).
 67. H. W. Yoon and C. E. Gibson, “NIST MEASUREMENT SERVICES: Spectral Irradiance Calibrations,” NIST Spec. Publ. 250(89) (2011).
 68. A. Cornejo Rodriguez, “Ronchi Test,” in Optical Shop Testing, 3rd ed., D. Malacara, Ed., pp. 317–350, WILEY-VCHVerlagGmbH& Co.KGaA (2007).
 69. Carl Zeiss Meditec, “VISUCAM FAF Cases - Medical Technology | ZEISS International,” 2019, <<https://www.zeiss.com/meditec/int/product-portfolio/fundus-imaging/visucam-fundus-imaging/visucam-faf-cases.html>> (accessed 30 September 2019).
 70. optovue, “iCam - Optovue - PDF Catalogs | Technical Documentation,” <<https://pdf.medicaexpo.com/pdf/optovue/icam/80174-151307.html>> (accessed 30 September 2019).
 71. Forus Health Pvt Ltd, “3nethra classic | Forus Health,” 2018, <<https://www.forushealth.com/3nethra-classic.html>> (accessed 30 September 2019).
 72. CENTERVUE S.P.A., “DRS - easiest non-mydratic, digital retinal imager - Centervue,” 2019, <<https://www.centervue.com/products/drs/>> (accessed 30 September 2019).
 73. T. Corporation, “TRC-NW8F plus Non-Mydratic Retinal Camera | Brochure” (2011).
 74. Topcon Canada Inc., “TRC-NW8F Plus, Mydratic/Non-Mydratic Fundus Camera with Fluorescein Angiography and Spaide Retinal AutoFluorescence,” 2019,

- <<https://topcon.dev.penega.com/product/trc-nw8f-plus-non-mydratic-imaging-system-with-fluorecein-angiography-and-spaide-fundus-autofluorescence>> (accessed 30 September 2019).
75. Kowa Company, "nonmyd 8 | Fundus Cameras | KOWA Technology for Life Science," <<https://www.kowa.co.jp/e-life/product/nonmyd8.htm>> (accessed 30 September 2019).
 76. Volk Optical Inc, "Volk Pictor Plus | Handheld Fundus Camera - Ophthalmic Cameras - Products," <<https://volk.com/index.php/volk-products/ophthalmic-cameras/volk-pictor-plus-digital-ophthalmic-imager.html>> (accessed 30 September 2019).
 77. Nidek Co., "Digital Medical Scope VersaCam™ α | Retina & Glaucoma | NIDEK CO.,LTD.," <https://www.nidek-intl.com/product/ophthalptom/diagnostic/dia_retina/ds-20f.html> (accessed 30 September 2019).
 78. OPTOMED LTD, "Optomed Oy (Ltd.) | Smartscope PRO," <<https://www.optomed.com/smartscopepro>> (accessed 30 September 2019).
 79. K. Tran et al., "Construction of an inexpensive, hand-held fundus camera through modification of a consumer 'point-and-shoot' camera," *Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.* 53(12), 7600–7607 (2012) [doi:10.1167/iovs.12-10449].
 80. R. N. Maamari et al., "A mobile phone-based retinal camera for portable wide field imaging," *Br. J. Ophthalmol.* 98(4), 438–441 (2014) [doi:10.1136/bjophthalmol-2013-303797].
 81. D. Myung et al., "3D Printed Smartphone Indirect Lens Adapter for Rapid, High Quality Retinal Imaging," *J. Mob. Technol. Med.* 3(1), 9–15 (2014) [doi:10.7309/jmtm.3.1.3].
 82. Peek Vision Ltd, "Peek Retina | Peek Vision," 2019, <https://www.peekvision.org/en_GB/peek-solutions/peek-retina/> (accessed 30 September 2019).
 83. T. N. Kim et al., "A smartphone-based tool for rapid, portable, and automated wide-field retinal imaging," *Transl. Vis. Sci. Technol.* 7(5) (2018) [doi:10.1167/tvst.7.5.21].