

ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tesisenxarxa.net) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tesisenred.net) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tesisenxarxa.net) service has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized neither its spreading and availability from a site foreign to the TDX service. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service is not authorized (framing). This rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author



Centre de Desenvolupament de Sensors, Instrumentació i Sistemes



Departament d'Òptica i Optometria

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA

Tesis doctoral

Desarrollo de un sistema de doble paso compacto y de bajo coste para la evaluación de la calidad óptica y la difusión intraocular

Ferran Sanàbria Ortega

2015



Acta de calificación de tesis doctoral

Curso académico: 2014 / 2015

Nombre y apellidos **FERRAN SANÀBRIA ORTEGA**

Programa de doctorado **ENGINYERIA ÒPTICA**

Unidad estructural responsable del programa **ÒPTICA I OPTOMETRIA**

Resolución del Tribunal

Reunido el Tribunal designado a tal efecto, el doctorando / la doctoranda expone el tema de la su tesis doctoral titulada Desarrollo de un sistema de doble paso compacto y de bajo coste para la evaluación de la calidad óptica y la difusión intraocular

Acabada la lectura y después de dar respuesta a las cuestiones formuladas por los miembros titulares del tribunal, éste otorga la calificación:

NO APTO APROBADO NOTABLE SOBRESALIENTE

(Nombre, apellidos y firma)		(Nombre, apellidos y firma)	
Presidente/a		Secretario/a	
(Nombre, apellidos y firma)	(Nombre, apellidos y firma)	(Nombre, apellidos y firma)	(Nombre, apellidos y firma)
Vocal	Vocal	Vocal	Vocal

_____, _____ de _____ de _____

El resultado del escrutinio de los votos emitidos por los miembros titulares del tribunal, efectuado por la Escuela de Doctorado, a instancia de la Comisión de Doctorado de la UPC, otorga la MENCIÓN CUM LAUDE:

SÍ NO

(Nombre, apellidos y firma)		(Nombre, apellidos y firma)	
Presidente de la Comisión Permanente de la Escuela de Doctorado		Secretario de la Comisión Permanente de la Escuela de Doctorado	

Barcelona a _____ de _____ de _____

D. Jaume Pujol Ramo, Catedrático de Universidad del área de Óptica de la Universidad Politécnica de Cataluña y Fernando Díaz Doutón, Doctor por la Universidad Politécnica de Cataluña,

CERTIFICAN

que Ferran Sanàbria Ortega, Licenciado en Informática, ha realizado bajo su dirección, encuadrado en el Programa de Doctorado de Ingeniería Óptica del Departamento de Óptica y Optometría de la Universidad Politécnica de Cataluña, el trabajo:

“Desarrollo de un sistema de doble paso compacto y de bajo coste para la evaluación de la calidad óptica y la difusión intraocular”

para optar al grado de Doctor por la Universidad Politécnica de Cataluña.

Y para que conste, de acuerdo con la legislación vigente, firman el presente certificado,

Jaume Pujol Ramo

Terrassa, Septiembre 2015

Fernando Díaz Doutón

Terrassa, Septiembre 2015

A Júlia, Carles y Anna

Agradecimientos

Inicialmente pensaba que sería fácil redactar la página de agradecimientos, por este motivo lo dejé para el final. Después de bastantes días de darle vueltas, tengo que reconocer que me ha costado bastante encontrar la inspiración para intentar no caer en los típicos tópicos, incluso me intenté ilustrar visitando webs como dedicatoriasdetesis.net o agradecimientosdetesis.com, no obteniendo la inspiración deseada en la consulta.

En cualquier caso sí que me gustaría agradecer a todo el mundo que me ha ayudado y acompañado en la consecución de esta tesis doctoral. En primer lugar quiero agradecer todo el soporte recibido durante todas las etapas de esta tesis a mis directores Jaume y Fernando, gracias por haber mantenido la confianza en el trabajo. A Mikel por toda la ayuda recibida antes, durante y después de los cafés, comidas, excursiones, boletadas y demás actividades. A Montserrat por la ayuda en el proyecto de tesis un verano muy caluroso hace ya algunos años. A Carlos Enrique por un buen aporte en uno de los estudios. A todos los compañeros del CD6 y a los de ESAII con los que he compartido momentos entrañables todos estos últimos años, especial recuerdo para Josep que se le echa muchos de menos.

A mis padres, Fernando y Maria del Carmen que aunque en la distancia, siempre han estado ahí. A mis hermanos Sergio, Oscar y Cristian que mientras el Barça vaya haciendo buenas campañas los voy teniendo por casa más a menudo. A mis hijos Júlia, Carles y Anna, que han sido el motor para poder tener cada día la ilusión de ir alcanzando todo tipo de objetivos, entre ellos esta tesis. A Marta, allá donde esté. A Inés, Cristina, Diana, Sergio, Jorge,

Miguel, Oscar y Cristina la pequeña. A Irene, que siempre me animó a acabar este trabajo.

A la familia de Badalona, Mercè e Isidro, Núria y Jordi, Eulàlia y Albert, Carles y Leo, Jaume, Cesca, Blandina, Maria y a los *nebots* Sara, Laura, Alba, Neus, Pere, Enric, Ferran, Paula y Martina.

Y a tanta gente que me ha acompañado estos años y que es imposible mencionar. A todos muchísimas gracias.

Índice

1. Introducción	1
2. Estado del arte	9
2.1. Formación de la imagen en la retina	10
2.1.1. Anatomía del ojo	10
2.1.1.1. La córnea	11
2.1.1.2. La pupila	12
2.1.1.3. El cristalino	12
2.1.2. Calidad óptica del ojo	14
2.1.2.1. Difracción	14
2.1.2.2. Aberraciones oculares	16
2.1.2.3. Difusión intraocular	19
2.1.2.4. Funciones y parámetros para evaluar la calidad óptica	20
2.1.3. Sistemas para medir la calidad óptica del ojo	22
2.1.3.1. Doble paso	23
2.1.3.2. Sistemas para la medida de aberraciones	28
2.1.3.3. Sistemas para la medida de la difusión	32
2.2. Sistema de doble paso. Elementos más destacados	34
2.2.1. Antecedentes	34
2.2.2. Esquema básico	37
2.2.2.1. Sistema de iluminación	38
2.2.2.2. Sistema Badal	41
2.2.2.3. Sistema de registro de imágenes	42
2.2.3. Sistemas comerciales basados en la técnica de doble paso	45
3. Evaluación de componentes para el diseño de un sistema de doble paso optimizando rendimiento y coste	49
3.1. Configuración del sistema de doble paso a estudiar	50
3.2. Software	55

3.3. Sistema de corrección de la refracción esférica basado en una lente electro-óptica	57
3.3.1. Calidad óptica de una lente electro-óptica (EOLL)	64
3.3.2. Validación del sistema de corrección esférica	66
3.4. Sistema de iluminación basado en una fuente SLED	72
3.5. Sistema de registro de imágenes basado en una cámara CMOS	81
4. Sistema experimental de doble paso compacto y bajo coste	87
4.1. Sistema experimental final	88
4.2. Validación	90
4.3. Resultados	93
5. Conclusiones y trabajo futuro	97
6. Bibliografía	105
7. Anexos	119
7.1. Especificaciones técnicas de la EOLL EL-10-30-NIR-LD	120
7.2. Hoja de calibración de la EOLL EL-10-30-NIR-LD	130
7.3. Especificaciones técnicas del diodo láser MC7805U-M-7A15	132
7.4. Hoja de calibración del diodo láser MC7805U-M-7A15	135
7.5. Especificaciones técnicas del SLED SLD7810M-7G25	136
7.6. Hoja de calibración del SLED SLD7810M-7G25	138
7.7. Especificaciones técnicas cámara CCD UI-2220-SE-M	140
7.8. Especificaciones técnicas cámara CMOS UI-1220-SE-M	143

1. Introducción

La evolución científica y tecnológica alcanzada en los últimos años ha permitido entender cada vez con más datos el comportamiento del ojo desde un punto de vista óptico [Atchison 2000]. Este hecho, acompañado de la evolución de la instrumentación asociada a la práctica quirúrgica y a la medida y control de las propiedades ópticas del ojo, ha implicado un enorme avance de las técnicas de intervención quirúrgica en las últimas décadas con la consiguiente repercusión científica, tecnológica y social.

Aunque el ojo es denominado a menudo el órgano de la visión, en realidad el órgano que efectúa el proceso de la visión es el

cerebro. La función del ojo es traducir las ondas electromagnéticas de la luz en impulsos nerviosos que se transmiten al cerebro. El proceso de la visión se puede dividir en tres partes: la formación de la imagen en la retina, la fotorecepción por parte de las células retinianas, y el procesamiento neuro fisiológico que permite la composición e interpretación de la escena visualizada. Nuestro interés se centra en la primera parte, en la que el ojo se comporta como un sistema óptico formador de imagen. La comprensión de este sistema ha sido un tema de investigación a lo largo de los siglos, aunque ha sido en los últimos años cuando se ha producido un mayor avance.

Entender el ojo como sistema óptico lleva a querer evaluar también este sistema en términos de la calidad de las imágenes que proporciona. Se sabe que la calidad óptica del ojo está afectada por la difracción, las aberraciones y la difusión intraocular.

La difracción está ligada a las propiedades de las ondas electromagnéticas y, por tanto, estará siempre presente en las imágenes que forme el ojo. No obstante su contribución, únicamente será importante en el caso de diámetros pupilares muy pequeños (1-2 mm) [Marcos 2005].

Las aberraciones oculares [Smith 1997] son producidas por imperfecciones de las superficies ópticas, gradientes refractivos no adecuados o dimensiones no apropiadas del globo ocular, que provocan una disminución de la calidad de las imágenes en la retina [Artigas 1995]. La miopía, el astigmatismo y la hipermetropía son aberraciones de bajo orden y las que más afectan a la calidad de la visión. Las aberraciones de alto

orden (esférica, coma, etc...) también afectan a la calidad de la visión aunque son en general de una magnitud mucho menor [Porter 2001], de modo que la degradación óptica que introducen es menos acusada.

La difusión intraocular se produce por el cambio local del índice de refracción producido por partículas que interactúan con la luz y que provocan el desvío de fotones de forma aleatoria. Por lo tanto se genera un fondo de luz en la imagen final que origina una reducción del contraste de la misma, [Luque 2009].

La medida de la calidad óptica del ojo y la evaluación del impacto sobre la misma de cada uno de los factores antes descritos, presenta dificultades debido a que no es posible acceder al espacio imagen del sistema. Se puede recurrir a medidas psicofísicas, pero tiene el inconveniente de que necesitan de la colaboración del paciente. Sin embargo en los últimos años se han desarrollado técnicas objetivas de medida, basadas en la formación de la imagen de una fuente puntual en la retina, registrando y analizando la luz que se refleja hacia el exterior [Díaz-Doutón 2006c].

Una posibilidad es la reconstrucción del frente de onda a partir de su pendiente local en el plano de la pupila, que se obtiene a partir del análisis de la distribución de intensidades de la imagen utilizando un array de microlentes situado en dicho plano (sensor de Hartmann-Shack) o mediante el cálculo del desplazamiento de la imagen en un muestreo punto a punto en diferentes posiciones de la pupila (laser ray tracing, trazado de haces laser). En la actualidad existen un buen número de instrumentos basados en estas técnicas. Son los llamados

aberrómetros y su uso a nivel clínico está muy extendido. Otra posibilidad es la técnica del doble paso [Santamaría 1987], que consiste en formar la imagen de una fuente puntual en la retina del paciente, y capturar la imagen de la luz reflejada por ésta, tras su doble paso por los medios oculares. Este método se ha revelado como el único capaz de capturar toda la información óptica del ojo incluyendo aberraciones y difusión intraocular [Díaz-Doutón 2006a]. En la actualidad existe un instrumento clínico basado en esta técnica. Se trata del OQAS (Optical Quality Analysis System) [Güell 2004] o HDA (High Definition Analyzer) como se conoce en la versión actual, que fue desarrollado en el Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas (CD6) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC) en colaboración con el Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia (LOUM) y que actualmente fabrica y comercializa la empresa Visiometrics, spin-off surgida del CD6.

Esta tesis doctoral tiene como objetivo fundamental el diseño, implementación y validación de un sistema compacto y de bajo coste que nos permita obtener estimaciones de calidad óptica en general y de luz difusa en particular, basado en la técnica del doble paso, dirigido a una posible futura utilización en la práctica clínica. Para ello se partirá del esquema de doble paso utilizado en el instrumento OQAS y se estudiarán y validarán posibles mejoras, tanto en grado de integración como en coste, y que garanticen las mismas o superiores prestaciones.

Para la consecución de este objetivo general se plantean los siguientes objetivos específicos:

Objetivo específico 1. Validación de una lente electro-óptica como sistema de corrección de la refracción esférica.

En el diseño propuesto se introducirá como elemento novedoso una lente electro-óptica para la corrección de la refracción esférica. Este dispositivo sustituye al tradicional sistema Badal compuesto por dos lentes cuya distancia relativa puede variarse, lo cual permite la corrección de la refracción esférica. Se analizará la validez de este nuevo tipo de lentes electro-ópticas para la corrección de refracción esférica.

Objetivo específico 2. Diseño e implementación de un sistema de doble paso utilizando una lente electro-óptica para la compensación de refracción esférica.

Una vez comprobado que la lente electro-óptica reúne los requisitos de calidad óptica, se procederá a implementar el sistema de doble paso que incorpora dicha lente en sustitución del sistema Badal. Se utilizarán como sistema de registro de imágenes una cámara CCD y como fuente de luz un diodo láser (LD). Se verificará si el sistema tiene prestaciones similares o mejores que el clásico.

Objetivo específico 3. Implementación y validación del sistema de iluminación basado en una fuente LED superluminiscente (SLED).

Se incorporará como fuente de luz al sistema de doble paso un SLED y se analizará el grado de ruido speckle en las imágenes obtenidas. De esta forma se verificará la idoneidad de uso de un SLED como fuente de luz en el sistema de doble paso.

Objetivo específico 4. Implementación y validación del sistema de registro basado en una tecnología CMOS.

Se incorporará una cámara CMOS como nuevo dispositivo de registro al sistema de doble paso. Se compararán los registros obtenidos con los de una cámara CCD para validar su uso en el sistema.

Objetivo específico 5. Validación del sistema de doble paso resultante.

En función de los resultados obtenidos se implementará el sistema de doble paso definitivo siguiendo criterios de simplicidad y coste. Se realizará la validación del mismo mediante la medida a un grupo de pacientes.

Para la validación de los resultados obtenidos y como equipo comercial de referencia se utilizará el instrumento clínico OQAS. Este equipo tiene una trayectoria de más de 10 años en el mercado y son numerosos los artículos y estudios que validan su uso en la práctica clínica.

Aparte de la presente introducción, esta tesis doctoral se divide en otros seis capítulos más. En el capítulo 2 se describe el estado del arte de los temas relacionados con el desarrollo de los objetivos de este trabajo, incidiendo especialmente en la técnica de doble paso.

El capítulo 3 está dedicado a la evaluación de los diferentes componentes clave para el diseño de un sistema de doble paso que nos permita optimizar su rendimiento y coste. En concreto se analiza la posibilidad de utilizar una lente electro-óptica

como sistema para compensar las ametropías esféricas, la utilización de un SLED como fuente de luz que evite la presencia de ruido speckle y el uso de una cámara CMOS como medio de registro de las imágenes de doble paso.

A partir de los resultados obtenidos en este capítulo, en el 4 se desarrolla el sistema experimental definitivo, que se valida por comparación con el sistema clínico comercial OQAS. En el capítulo 5 se presentan las conclusiones extraídas del trabajo realizado durante esta tesis doctoral y se describen posibles líneas de trabajo futuro. En el capítulo 6 se incluye la relación de fuentes bibliográficas referidas a lo largo del texto y por último en el 7 se incluyen los anexos con las especificaciones técnicas y hojas de calibración de los elementos evaluados.

2. Estado del arte

En el capítulo anterior hemos indicado cuales son los objetivos marcados en la elaboración de esta tesis para la aplicación de nuevas técnicas en un sistema de doble paso que permitan optimizar su coste, tanto de montaje como económico, manteniendo las buenas prestaciones. Con el fin de situar en el contexto adecuado el trabajo realizado, en el presente capítulo presentaremos el estado del arte de la medida objetiva de la calidad óptica del ojo, incidiendo de manera particular en la técnica del doble paso y las nuevas tecnologías que pueden ser de aplicación. Igualmente realizaremos una breve revisión de conceptos anatómicos y de calidad óptica del ojo.

2.1 Formación de la imagen en la retina

2.1.1 Anatomía del ojo

El sistema visual humano se compone de dos partes funcionales. En primer lugar, el ojo se comporta como el equivalente biológico de una cámara, formando la imagen de una escena sobre la retina. A continuación, la retina y el cerebro llevan a cabo la composición final de la imagen percibida, por medio de un procesado neurofisiológico

En el contexto de esta tesis doctoral, nos centraremos en el proceso de formación de imagen en la retina como parte del sistema visual humano. Con objeto de ilustrar cómo se produce dicho proceso, apuntamos brevemente en este apartado los principales elementos de la anatomía del ojo que intervienen en el mismo (la córnea, la pupila y el cristalino (figura 1)) y cuáles sus propiedades ópticas.

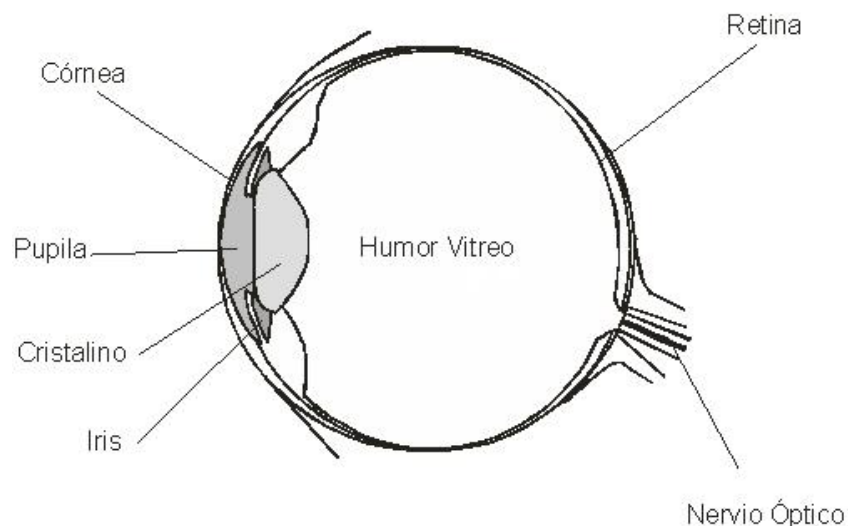


Figura 1. Sección del ojo humano.

2.1.1.1 La córnea

La córnea es el primer elemento transparente del ojo. Es una extensión de la esclerótica, la parte blanca externa del mismo. La transparencia de la córnea se ve facilitada por la disposición regular de capas de fibras de colágeno que comprenden la mayor parte de su espesor [Benedek 1971].

La córnea tiene un grosor de aproximadamente 0,5 a 0,6 mm en su parte central. La superficie anterior actúa de interfaz con el aire, y tiene un radio de curvatura de aproximadamente 7,7 mm, mientras que la superficie posterior está en contacto con el humor acuoso y presenta un radio de curvatura de 6,8 mm. Su índice de refracción medio es de aproximadamente 1,376. Estas características confieren a la córnea una potencia total de aproximadamente 43 dioptrías [Puell 2006].

Esto supone que la córnea es el elemento que contribuye en mayor grado a la potencia total del ojo. Por consiguiente, sus errores de forma o de espesor pueden tener una contribución clave en la presencia de algunas aberraciones de bajo orden, como el desenfoque y el astigmatismo, y con ello un impacto importante en el error refractivo del ojo. Asimismo, también pueden ser fuente de aberraciones de orden superior [Howland 1994, Schwiegerling 1997]. Estas aberraciones pueden ser también inducidas por la cirugía láser refractiva.

Por otro lado, la córnea está recubierta por una película lacrimal, de manera que no siempre es una superficie regular, pudiendo presentar variaciones locales de espesor que dan lugar a difusión y originan aberraciones ópticas [Liang 1994, Thibos 1999]. La reducción en la cantidad y/o calidad de la capa

lacrimal provoca la patología conocida como síndrome del ojo seco que afecta aproximadamente a un 20% de la población [Ervin 2010].

2.1.1.2 La pupila

La pupila se encuentra entre la córnea y el cristalino y cumple dos funciones ópticas principales: limita la cantidad de luz que llega a la retina, y altera la apertura numérica del sistema óptico del ojo. Para mantener unos niveles de iluminación adecuados en la retina, así como mecanismo de protección, la pupila se contrae para condiciones de iluminación alta (condiciones fotópicas) o se expande para condiciones de iluminación baja (condiciones escotópicas). Por otro lado, el efecto de las aberraciones oculares en la degradación de la imagen retiniana aumenta con el tamaño de pupila. Así, la combinación de ambos efectos provoca que el tamaño de pupila óptimo dependa de la situación. Por ejemplo, para obtener imágenes en las frecuencias espaciales más habituales para los seres humanos, el tamaño de la pupila óptimo está en torno a 3 mm de diámetro [Campbell 1965, Liang 1997] .

2.1.1.3 El cristalino

El cristalino es un componente del ojo humano con forma de lente biconvexa que está situado detrás del iris y delante del humor vítreo. Su principal función consiste en permitir enfocar objetos situados a diferentes distancias. El cristalino añade unas 20 dioptrías de potencia al sistema óptico del ojo. Se mantiene fijado al cuerpo ciliar mediante unas fibras denominadas zónulas. La contracción del musculo ciliar provoca una relajación de la tensión de las zónulas. Esta acción aumenta

la curvaturas del cristalino, con el consecuente aumento de potencia, lo cual nos permite enfocar los objetos de cerca [Helmholtz 1924]. Por el contrario, al relajarse el músculo ciliar aumenta la tensión de las zónulas provocando un aplanamiento del cristalino, y permitiendo que el ojo pueda enfocar objetos distantes. El cristalino tiende a endurecerse a medida que envejece, lo que disminuye su capacidad de cambiar de forma [Glasser 1999]. Esto, combinado con otros factores lenticulares y extralenticulares, tales como aumento de tamaño del cristalino, el cambio de la ubicación de los puntos de inserción de las zónulas, y el envejecimiento del músculo ciliar [Atchison 1995], genera una pérdida de la función acomodativa, lo que origina la presbicia [Duane 1912, Glasser 1998] .

El índice de refracción del cristalino no es constante, sino que varía siguiendo un gradiente de índice [Young 1801]. Su valor máximo de índice se produce en el centro, alrededor de 1,415, y disminuye lentamente al principio y luego rápidamente cerca de la superficie a un valor de aproximadamente 1,37 [Pierscionek 1989].

El cristalino está compuesto de múltiples capas de células, formando fibras que se originan desde el ecuador y se extienden hacia los polos del mismo [Kuszak 1994].

La pérdida de la transparencia del cristalino es el resultado de alteraciones físicas y químicas, dentro de los tejidos, como la hidrólisis y la aglutinación de las proteínas que se produce por la alteración en la concentración de las sales y de los iones de hidrógeno (estos dos procesos ocurren simultáneamente). Esta pérdida de transparencia del cristalino provoca la patología conocida como catarata, la cual produce un incremento de la

luz difundida y en consecuencia una pérdida del contraste de la imagen. La solución a esta patología es la cirugía, extirpando el cristalino e implantando en su lugar una lente intraocular.

2.1.2 Calidad óptica del ojo

El ojo humano como sistema óptico está afectado por diversos factores que provocan que la imagen que se forma en la retina no sea perfecta. Esto no significa que el sistema visual humano no funcione correctamente, ya que la imagen formada en la retina no es la que finalmente se percibe. Esta imagen constituye información aportada a la retina, que es codificada y transmitida a los centros visuales del cerebro para su procesado. A pesar de que el ojo no es un instrumento óptico perfecto, su capacidad de acomodación, campo de visión, adaptación, movilidad y resolución hacen que se pueda considerar un instrumento único. Las causas que disminuyen la calidad de la imagen retiniana son la difracción, las aberraciones y la difusión.

2.1.2.1 Difracción

El término difracción viene del latín diffractus que significa quebrado. El fenómeno de la difracción se refiere a cualquier desvío de la luz de su propagación rectilínea que no puede ser interpretada ni por refracción ni por reflexión [Hecht 2002].

La difracción contribuye en la formación de la imagen producida por sistemas ópticos. Considerando el ojo como un sistema óptico, y la pupila como elemento limitador de la apertura del sistema, cuando la luz proveniente de una fuente puntual incide sobre el ojo supuestamente libre de

aberraciones, la imagen del punto objeto no es un punto, como indicaría la óptica geométrica, sino una mancha de difracción.

Para los sistemas formadores de imagen que están constituidos por lentes y aperturas circulares, la imagen de un punto en el infinito es una mancha de difracción formada por anillos concéntricos denominada mancha de Airy (figura 2). De toda la energía, aproximadamente el 90 por ciento se concentra en el máximo central.

Si este tipo de deformación de la imagen es mayor que la producida por las aberraciones del sistema, se dice que el proceso de formación de imágenes está limitado por difracción. El criterio de Rayleigh cuantifica esta limitación en la resolución de las imágenes, de manera que se puede calcular el límite de resolución de un sistema.

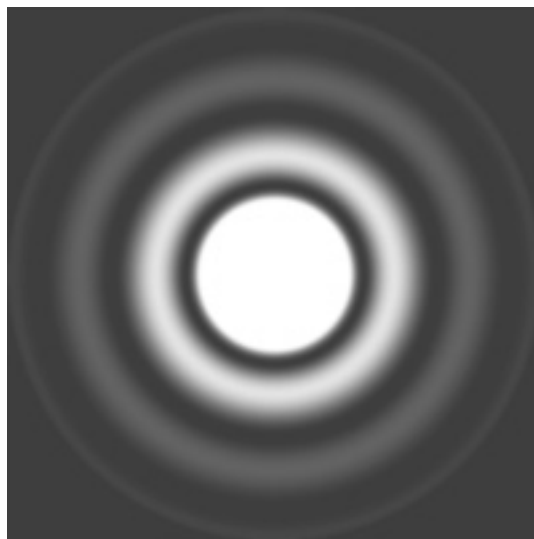


Figura 2 . Disco de Airy. Fuente:
[www.cambridgeincolour.com/tutorials/diffraction-
photography.htm](http://www.cambridgeincolour.com/tutorials/diffraction-photography.htm). Disponible a 27/07/2015.

Cuanto mayor sea el diámetro de la apertura más pequeño será el ángulo mínimo de resolución. Para el caso del ojo, es el

tamaño de la pupila el que determina su poder de resolución, si ignoramos las aberraciones (figura 3).

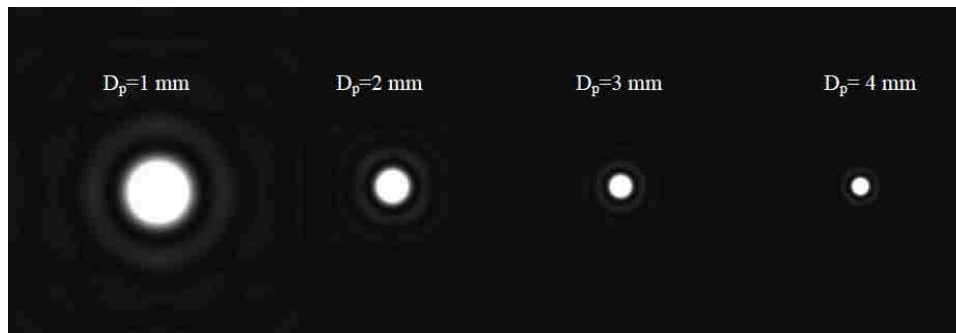


Figura 3. Manchas de difracción o manchas de Airy producidas por la difracción en el ojo en ausencia de aberraciones para diferentes diámetros pupilares. Fuente: www.ucm.es/info/opticaf/OPT_FIS/apuntes_sueltos_prov/pdf/Tema6.pdf. Disponible a 27/07/2015.

2.1.2.2 Aberraciones oculares.

Una lente perfecta sería aquella que, aparte de los efectos difractivos, generaría la mejor imagen posible de una escena. Sin embargo, las lentes, como el resto de sistemas ópticos, presentan defectos o imperfecciones que alteran el camino de la luz a través de ellos. El efecto de dicha alteración es lo que se denomina aberración, término que, pese al carácter peyorativo que habitualmente se tiene de él, deriva del latín, y significa salirse del camino o desviarse. En términos de aberraciones, el ojo dista de ser un sistema óptico perfecto.

Para definir desde un punto de vista físico lo que son las aberraciones, debemos introducir el concepto de frente de onda, que es el lugar geométrico en que los puntos del medio son alcanzados en un mismo instante de tiempo por una determinada onda, o dicho de otra manera, la superficie de camino óptico constante para un punto objeto. En teoría

ondulatoria, la aberración viene descrita por una función aberración de onda W , que es la distancia (medida a lo largo de la dirección de propagación de la onda) entre el frente de onda real y el frente de onda ideal o de referencia.

En el caso del ojo, el frente de onda ideal generado por una fuente puntual sería una esfera. Sin embargo, hablamos de un ojo aberrado [Artal 2002] cuando el frente de onda no es esférico, y la imagen que obtenemos está deformada respecto a la ideal (figuras 4 y 5).

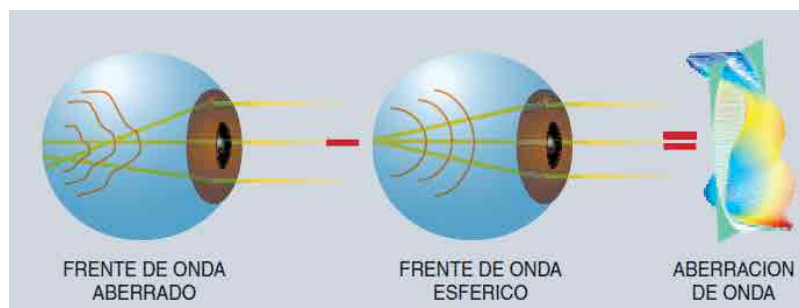


Figura 4. Concepto de aberración de onda.

Fuente: Calidad óptica del ojo [Marcos 2005].

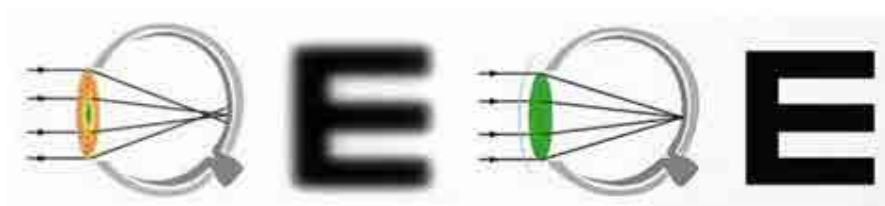


Figura 5. Ojo aberrado vs Ojo ideal. Fuente:

www.cadmo.es/es/conventional_vs_personalizada.html.

Disponible a 27/07/2015

La función de aberración de onda se suele representar como un mapa bi-dimensional de niveles de gris o de colores, en los que cada nivel de gris o de color representa la magnitud de la

aberración de onda en cada punto de la pupila (figura 6) [Artal 2002].

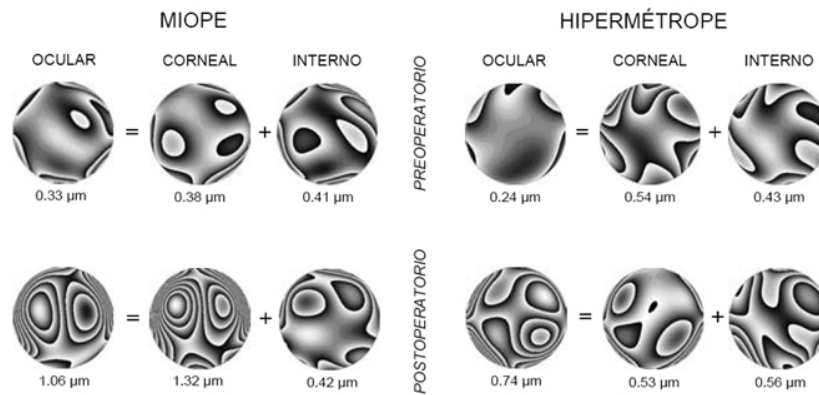


Figura 6. Ejemplos de mapas bi-dimensionales de niveles de gris. Fuente: www.um.es/prinum/uploaded/img/actividad/LASIKOjoHumano/figura5T.jpg Disponible a fecha 27/07/2015.

Para describir matemáticamente la aberración de onda, que es una superficie compleja, se pueden utilizar diversas convenciones. En el caso de la óptica fisiológica, suele emplearse el desarrollo en serie de polinomios de Zernike [Malacara 1992](figura 7).

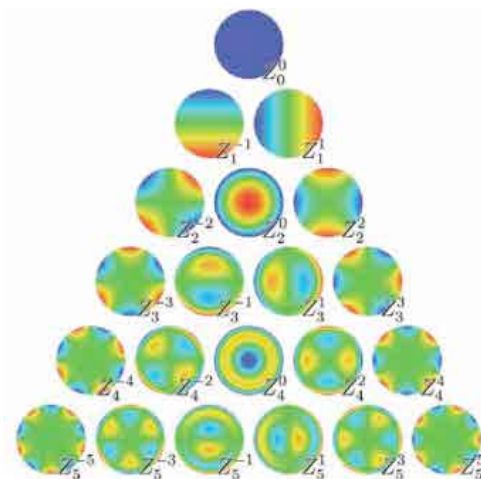


Figura 7. Representación de los polinomios de Zernike hasta 5º orden. Fuente: commons.wikimedia.org/wiki/File:Zernike_polynomials2.png.

Disponible a fecha 27/07/2015

Los polinomios de Zernike de orden inferior son los que presentan una contribución más importante a la aberración de onda ocular, ya que son los que están más relacionados con los errores refractivos. De esta manera los coeficientes de primer orden describen mayormente un prisma; los de segundo, un desenfoque (miopía o hipermetropía), y astigmatismo. Actualmente existen técnicas quirúrgicas que permiten corregir este tipo de errores refractivos. Algunos de los términos de alto orden más significativos en el caso del ojo son la aberración esférica, el coma y el trefoil (trébol) [Walsh 1984, Porter 2001]. Aparte de los coeficientes de este desarrollo en serie, la aberración ocular se suele cuantificar globalmente por medio del valor cuadrático medio de las deformaciones, la máxima diferencia entre las deformaciones a ambos lados del plano de referencia, así como otros indicadores.

Lo mencionado hasta el momento se refiere a las aberraciones monocromáticas. Otro tipo de aberraciones son las aberraciones cromáticas, las cuales dependen de la longitud de onda de la luz, esto es, de su color. Básicamente se debe a la variación del índice de refracción de los medios oculares en función de la longitud de onda.

2.1.2.3. Difusión intraocular

Como ya hemos visto, el cristalino es un componente del ojo humano con forma de lente biconvexa que está situado detrás del iris y delante del humor vítreo. Su principal función consiste en permitir enfocar objetos situados a diferentes distancias. El cristalino puede verse afectado por una pérdida parcial o completa de su transparencia por el desarrollo de una catarata, la cual provoca difusión intraocular. La difusión

intraocular produce una reducción del contraste de la imagen. Sus efectos no se pueden corregir y degradan significativamente la visión, especialmente para ciertos escenarios con iluminación intensa (figura 8).



Figura 8 . Ejemplo típico del efecto de la difusión intraocular.

Fuente: iluminet.com/efecto-luzseres-humanos

Disponible a fecha 27/07/2015

2.1.2.4 Funciones y parámetros para evaluar la calidad óptica

Desde el punto de vista óptico, para describir completamente la calidad óptica de un sistema bastaría con hallar o medir la función PSF (Point Spread Function, o función de dispersión de punto).

La PSF de un sistema es la distribución de intensidad de la imagen formada por el mismo de una fuente puntual de luz en el infinito. La PSF es función de la difracción, de las aberraciones y de la difusión de la luz en los medios oculares. En un medio ocular ausente de aberraciones y difusión, se obtendría la PSF limitada por difracción, es decir, únicamente condicionada por la forma y el diámetro de la pupila del ojo.

Las aberraciones y la difusión de la luz presentes en el ojo degradan esta PSF, traduciéndose en una pérdida de calidad óptica.

La PSF es un buen método para caracterizar un sistema óptico, pero no siempre resulta fácil su interpretación. Las comparaciones son mucho más sencillas si la PSF se puede parametrizar mediante un simple número que especifique la calidad de la imagen en una escala más intuitiva. En este sentido, se suele utilizar la Razón de Strehl [Smith 1990], que representa el máximo de la PSF de un sistema óptico con relación al máximo de la PSF del mismo sistema limitado por difracción. Una mayor cantidad de aberraciones o de difusión supone un menor valor de la razón de Strehl y una peor calidad óptica de la imagen formada en la retina. Se considera que el sistema está limitado por difracción si la razón de Strehl es superior a 0,8 (criterio de Rayleigh) [Mahajan 1982].

Otra función que se utiliza frecuentemente para determinar la calidad de un sistema óptico es la MTF (Modulation Transfer Function, o Función de Transferencia de Modulación). Para definir esta función es necesario primero definir la OTF (Optical Transfer Function, o Función de Transferencia Óptica), que es la transformada de Fourier de la PSF. Es decir, la OTF ofrece la misma información que la PSF, pero en el espacio de frecuencias. La MTF es el módulo de la OTF. Esta función está normalizada a uno y se puede entender como la reducción de contraste de la imagen en función de la frecuencia espacial. En términos visuales, la MTF se puede interpretar como la capacidad que tiene un sujeto de diferenciar detalles en una escena (en blanco y negro y diferentes niveles de contraste), sin tener en cuenta el proceso neurofisiológico posterior a la

formación de la imagen en la retina.

2.1.3 Sistemas para medir la calidad óptica del ojo

Cuantificar la calidad óptica del ojo ha sido uno de los retos científicos de los últimos años en el campo de la óptica fisiológica, dado que permitiría caracterizar el estado visual del individuo [Artigas 1995]. Uno de los problemas principales de algunos de los sistemas más clásicos, como por ejemplo el autorrefractómetro, es que se mide sólo una parte de las aberraciones ópticas del ojo, las de más bajo orden, como el desenfoque y el astigmatismo. Lo ideal sería disponer de sistemas que tengan en cuenta todos los factores de degradación óptica para obtener un valor de calidad óptica más realista.

En la actualidad, gracias a los recientes avances tecnológicos, se dispone de sistemas que permiten medir calidad óptica del ojo de forma objetiva y que pueden ser utilizados en la práctica clínica.

Las técnicas objetivas se basan siempre en la proyección de una fuente de luz sobre la retina del ojo y la posterior captura y procesado de la luz reflejada en ésta. Siguiendo este principio, podemos distinguir dos tipos de métodos, los que reconstruyen el frente de onda, como el ray tracing [Navarro 1997, 1999] o el sensor de Hartmann-Shack [Liang 1994], y los que evalúan la imagen en la retina formada por un estímulo puntual como la técnica del doble paso [Flamant 1955, Santamaría 1987].

De estos sistemas, sólo la técnica de doble paso nos permite tener una medida de la calidad global del ojo, teniendo en cuenta todas las aberraciones ópticas del ojo, así como la luz difundida en la retina por los propios medios oculares [Díaz-Doutón 2003].

Cabe mencionar también otros sistemas de medida de aberración ocular, como el sensor piramidal adaptado para medidas en el ojo [Iglesias 2002], o el sensor de curvatura [Roddier 1988, Díaz Doutón 2006b], aunque estos únicamente se han utilizado a nivel de laboratorio.

2.1.3.1 Doble paso

La técnica del doble paso está basada en el registro y posterior procesado de la imagen de un punto formada en la retina. Esta técnica ha demostrado su utilidad para la evaluación de la calidad óptica del ojo humano [Artal 1994, Williams 1994, Díaz-Doutón 2006a]. Ha sido ampliamente utilizado en estudios de la óptica fisiológica para evaluar diferentes aspectos del comportamiento del ojo, como los cambios relacionados con la edad en la calidad óptica [Guirao 1999], la profundidad de campo [Marcos 1999] o la acomodación [López-Gil 1997b, Aldaba 2012, Aldaba 2013].

A continuación se describirá con más detalle esta técnica.

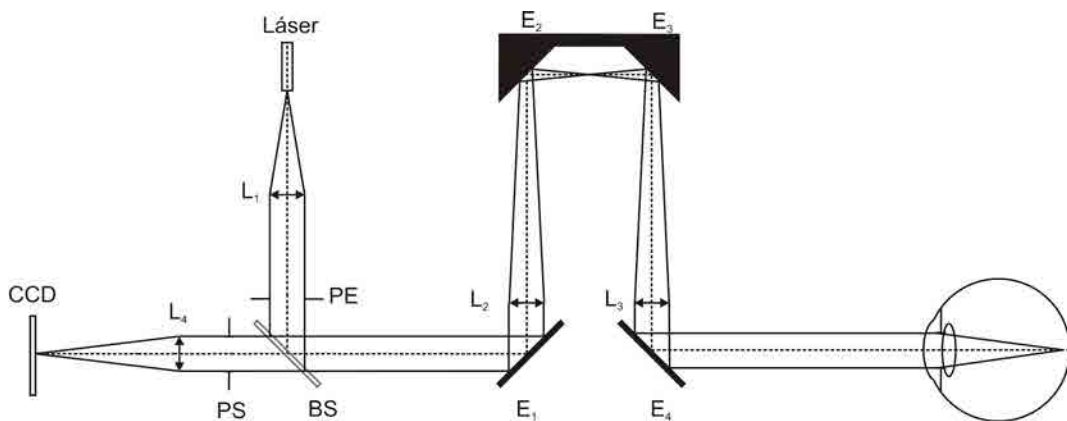


Figura 9. Esquema simple de doble paso. CCD: cámara CCD, Láser: diodo láser, PE: pupila de entrada, PS: pupila de salida, BS: divisor de haz, L_1 : lente colimadora, L_2 , L_3 : lentes del sistema Badal, L_4 : lente objetivo CCD, E_1 , E_4 : espejos, E_2 , E_3 : espejos sistema Badal.

En la figura 9 se puede observar un esquema simple de un sistema de doble paso. En el primer paso una fuente de luz coherente (en este esquema un diodo láser), es colimada por una lente (L_1). Esta luz colimada pasa inicialmente por un diafragma que actúa como pupila de entrada del sistema (PE). Tras ser reflejado en el divisor de haz (BS), es transmitido por las lentes L_2 y L_3 , (sistema de Badal) hasta llegar al ojo del sujeto, que forma la imagen de la fuente puntual sobre la retina. El sistema Badal permite la corrección de la refracción esférica del ojo del observador por medio de la variación de la distancia relativa entre las lentes L_2 y L_3 mediante los espejos E_2 y E_3 , que pueden cambiar su posición.

El segundo paso viene dado por el camino que recorre la luz desde la retina del observador hasta el sistema de captura (en el esquema de la figura 9, un sensor CCD). La luz que se refleja parcialmente en la retina, pasa de nuevo a través del sistema Badal (lentes L_2 y L_3) y del divisor de haz BS, esta vez por

transmisión. Un nuevo diafragma actúa como pupila de salida del sistema (PS). Finalmente, la luz pasa por el objetivo L_4 , llegando al sistema de registro, donde se captura la que se suele denominar imagen aérea o simplemente imagen de doble paso.

Las pupilas de entrada y salida (PE y PS) están situadas en planos conjugados con el de la pupila del sujeto, actuando la de salida como pupila limitante con la que se obtienen las medidas, siempre que sea menor que la natural del paciente.

En el primer paso, la formación de la imagen en la retina genera una distribución de amplitudes dada por la convolución de la distribución de amplitudes sobre el plano objeto, con la función impulso representativa de ese primer paso $h(x, y)$.

Suponiendo el objeto como una fuente puntual, la distribución de intensidad sobre la retina corresponde directamente a la función PSF (Point Spread Function) del sistema óptico involucrado en la formación de la imagen en este primer paso:

$$I'(x', y') = |h'(x, y)|^2 = PSF'(x', y') \quad (\text{Ec. 2.1})$$

La luz reflejada en la retina, ya en el segundo paso, pierde su coherencia debido a la estructura de guías de onda de los conos [Horowitz 1981], ya que de cada uno sale luz con fase aleatoria a la del resto. Esto, unido a pequeños movimientos oculares durante la medida [Carpenter 1988] y microfluctuaciones de la acomodación [Arnulf 1951], hace que, para un tiempo suficientemente largo, la retina se pueda considerar como un difusor perfecto. Por lo tanto, en el segundo paso el objeto emite luz incoherente.

Así, la intensidad registrada en la cámara es el resultado de la convolución [Artal 1995a]:

$$I''(x'', y'') = PSF_2(x, y) \otimes PSF_1(-x, -y) \quad (\text{Ec. 2.2})$$

En términos de frecuencias:

$$\begin{aligned} TF[I''(x'', y'')] &= OTF_1(u, v)OTF_2^*(u, v) \\ &= MTF_1(u, v)MTF_2(u, v)e^{i(PTF_1(u, v)-PTF_2(u, v))} \end{aligned} \quad (\text{Ec 2.3})$$

donde la OTF es la Función de Transferencia Óptica, cuyo módulo es la Función de Transferencia de Modulación (MTF) y su fase la Función de Transferencia de Fase (PTF, del inglés Phase Transfer Function).

Si la pupila de entrada es pequeña (entre 1 y 2 mm de diámetro) el ojo puede considerarse limitado por difracción [Artal 1995a] y la distribución de intensidad registrada por la CCD viene dada por la expresión:

$$I''(x'', y'') = PSF_2(x, y) \otimes PSF_d(-x, -y) \quad (\text{Ec. 2.4})$$

Donde PSF_2 corresponde a la PSF del segundo paso y PSF_d indica la PSF limitada por difracción.

Esta configuración de pupilas permite aislar la MTF del segundo paso:

$$MTF_2(u, v) = \frac{|TF[I''(x'', y'')]|}{MTF_d(u, v)} \quad (\text{Ec 2.5})$$

El rango en el cual se obtiene la MTF está limitado por el valor de la frecuencia de corte (f_c) del sistema, que viene dada por el diámetro de la pupila más pequeña (\varnothing_{pup}), y por la longitud de onda de la luz incidente (λ) según la expresión (en ciclos/grado) [Born 1999]:

$$f_c = \frac{\varnothing_{pup}}{\lambda} \frac{\pi}{180} \quad (\text{Ec. 2.6})$$

Como hemos indicado anteriormente, un parámetro ampliamente utilizado para evaluar la calidad óptica del ojo es la razón de Strehl (Strehl ratio) que es calculado habitualmente en el dominio de frecuencias como el cociente entre el volumen de la MTF del ojo medido dividido por el volumen de la MTF correspondiente al ojo limitado por difracción [Navarro 1993, Thibos 2004]. En el sistema de doble paso la razón de Strehl es calculada normalmente en 2 dimensiones (2D Strehl ratio), y se calcula como el cociente entre las áreas bajo las curvas de la MTF del ojo medido y del limitado por difracción. Este cálculo es aceptado en la literatura [Thibos 2004] y permite un menor coste computacional, lo cual hace esta aproximación más conveniente para su uso en la práctica clínica.

Otra métrica utilizada para evaluar la calidad óptica del ojo es la frecuencia de corte donde la MTF se hace cero. Para su cálculo puede utilizarse la frecuencia de corte efectiva, entendida como la frecuencia a la cual la MTF tiene el valor de 0,01 [Diaz-Doutón 2006c].

Aparte de estos parámetros cuantitativos, la propia imagen de doble paso proporciona valiosa información cualitativa sobre la calidad óptica del ojo (figura 10).

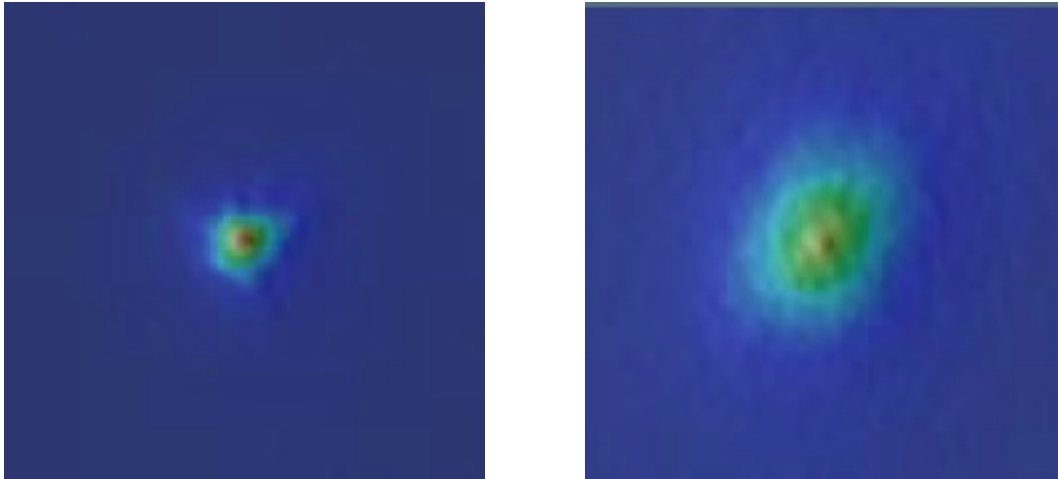


Figura 10 . Ejemplos de imágenes de doble paso, a la izquierda para un ojo joven y a la derecha para un ojo de edad avanzada.

2.1.3.2 Sistemas para la medida de aberraciones

Aparte de la técnica de doble paso que evalúa la calidad óptica del ojo de manera global, existen otras técnicas que determinan la aberración de onda ocular y la contribución de cada tipo de aberración en concreto. Las más utilizadas son el sensor de Hartmann-Shack y la técnica de Trazado de Rayos Laser.

- **Sensor de Hartmann-Shack**

El diseño de este sensor se basa en una matriz de aberturas desarrollada en 1900 por Johannes Franz Hartmann como un medio para rastrear los rayos de luz individuales a través del sistema óptico de un telescopio [Hartmann 1900]. A finales de 1960, Roland Shack y Ben Platt hicieron una modificación que consistió en la sustitución de las aberturas por una serie de

lentes [Shack 1971, Platt 2001]. Posteriormente fue adaptado para la medición de aberraciones oculares, [Liang 1994, Prieto 2000]. Un esquema simple se muestra en la figura 11.

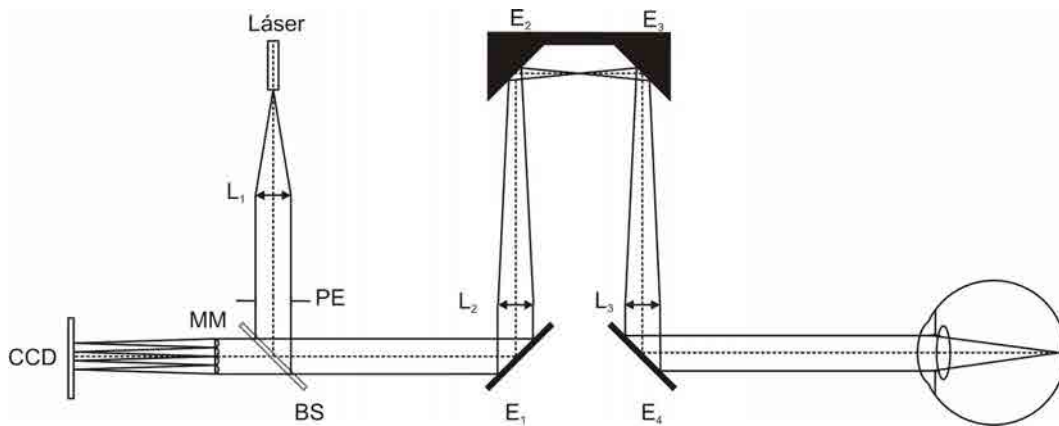


Figura 11. Esquema típico de un sensor de Hartmann-Shack. CCD: cámara CCD, Láser: diodo láser, PE: pupila de entrada, BS: divisor de haz, L_1 : lente colimadora, L_2 , L_3 : lentes del sistema Badal, MM: matriz de microlentes, E_1 , E_4 : espejos, E_2 , E_3 : espejos sistema Badal.

Al igual que en el doble paso, en el primer paso se forma la imagen en la retina del sujeto de una fuente de luz puntal y coherente (láser). El camino de la luz es similar al de doble paso hasta la llegada a la matriz de microlentes (MM) que se encuentra en el plano conjugado con la pupila. Esta matriz formará un conjunto de subimágenes en el plano del sensor CCD, situado en el plano focal de las microlentes.

Un frente de onda plano (no aberrado) generaría una imagen consistente en un patrón de puntos regularmente distribuidos, y separados una distancia igual a la distancia entre microlentes. Sin embargo, un frente de onda aberrado producirá un desplazamiento en x e y de cada uno de los puntos con respecto al ideal (figura 12). Dado que cada una de las subimágenes no

es realmente un punto, sino una distribución determinada de energía, lo que se considera es el centroide de dicha distribución. Diferentes autores proponen diferentes maneras de calcular estos centroides [Sallberg 1997, Prieto 2000, van Dam 2000, Arines 2002]. Las diferencias entre la posición de los centroides de la imagen y las posiciones ideales son proporcionales a la pendiente del frente de onda en el área de cada una de las microlentes. Esto permite reconstruir el frente de onda aberrado por medio de un ajuste de polinomios de Zernike.

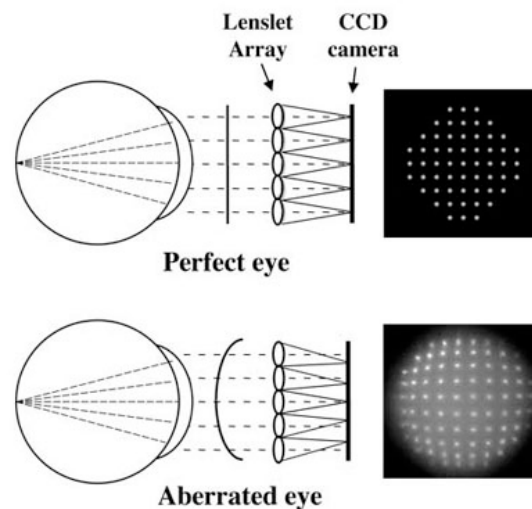


Figura 12. Ilustración del principio del sensor de frente de onda de Hartmann-Shack.

Fuente: www.cvs.rochester.edu/williamslab/r_shackhartmann.html

Disponible a fecha 27/07/2015

Al estar basada la reconstrucción del frente de onda en el conjunto de datos correspondientes con el desvío de cada subimagen, el número de datos disponibles afectará a lo buena que sea dicha reconstrucción. Es decir, cuanto mayor sea el muestreo realizado en la pupila, mayor será la resolución espacial obtenida. Así, es deseable que el tamaño de las microlentes sea

pequeño para aumentar el muestreo y de esta manera poder tener una estimación del frente de onda lo más ajustada posible. Sin embargo, debe existir un compromiso entre el tamaño de la microlente y la magnitud de aberración que se desea medir, ya que se puede ocurrir que la subimagen generada por una microlente invada el espacio que ocupa su vecina sobre el sensor, efecto que se denomina *cross-talk*. Para evitar este fenómeno se puede reducir la distancia focal de las microlentes, perdiéndose resolución en la medida de la aberración. En definitiva, para obtener una buena reconstrucción del frente de onda se debe llegar a un equilibrio entre rango dinámico, resolución y el orden de los polinomios de Zernike que se desea alcanzar.

- **Trazado de Rayos Láser**

El esquema básico de esta técnica [Navarro 1997, Navarro 1999] queda reflejado en la figura 13.

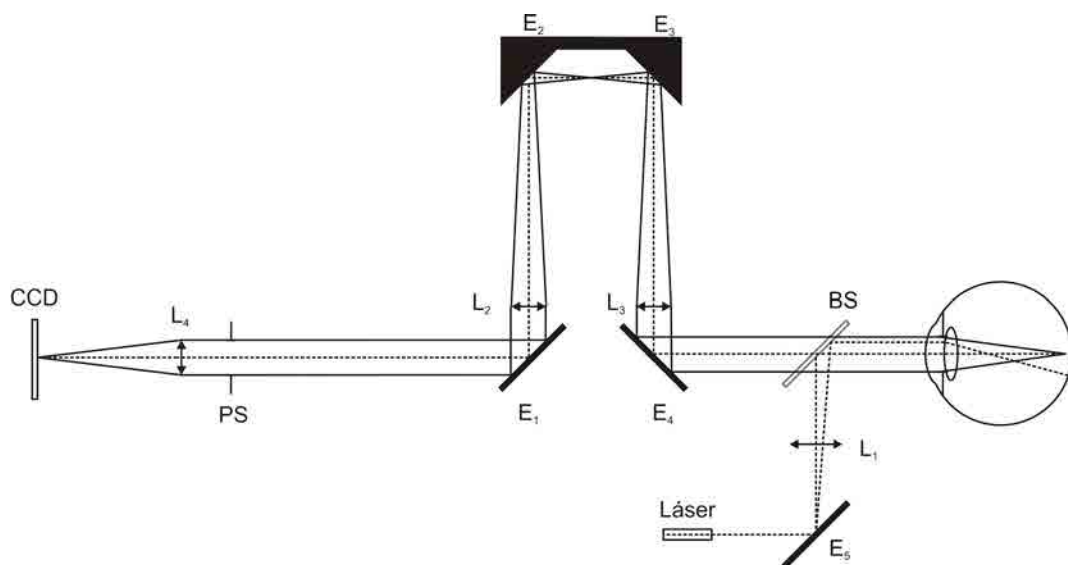


Figura 13. Esquema de la técnica de trazado de rayos láser. CCD: cámara CCD, Láser: diodo láser, PS: pupila de salida, BS: divisor de haz, L_1 : lente, L_2 , L_3 : lentes del sistema Badal, L_4 : lente objetivo CCD, E_1 , E_4 : espejos, E_5 : espejo sistema escáner, E_2 , E_3 : espejos sistema Badal.

Un haz láser muy estrecho, generalmente en torno a 1 mm de diámetro, es proyectado en la retina del sujeto por medio del doblete L_1 y el divisor de haz BS. La posición de entrada del haz en la pupila se controla por medio de la inclinación del espejo E_5 . Los rayos que incidan fuera de eje impactarán en la retina en una posición diferente a la axial. La imagen en ese punto actuará como fuente puntual secundaria, captándose su imagen con una cámara CDD mediante un sistema exactamente igual al del doble paso. El desvío del centroide de la imagen con respecto a la posición del eje óptico nos da una medida de la pendiente del frente de onda en la posición de entrada de la pupila del sujeto.

En contraste con la técnica de Hartmann-Shack, en la que el muestreo de la pupila se realiza en un solo registro, en el caso del trazado de rayos láser el muestreo se lleva a cabo de manera secuencial.

2.1.3.3 Sistemas para la medida de la difusión

Existen técnicas tanto subjetivas como objetivas para la medida de la difusión intraocular. La mayoría de las técnicas subjetivas miden funciones visuales como la agudeza visual o la sensibilidad al contraste. Otro ejemplo de medida subjetiva es el denominado método de luminancia de fondo equivalente donde se describe la luminancia equivalente de fondo a partir de conocer la iluminancia de una fuente de deslumbramiento ubicada fuera del eje de visión [Stiles 1942]. También cabe destacar técnicas como la de compensación directa, en la cual el sujeto iguala la intensidad de un estímulo central con la que percibe de un estímulo deslumbrante fuera de eje [Van der Berg 1992]. Finalmente, es muy común la utilización de la lámpara de

hendidura, mediante la cual se puede observar el cristalino y valorar el grado de opacidad de manera subjetiva, y a partir de aquí extrapolar valores de difusión ocular [Sparrow 1986]. El mayor problema de todas estas técnicas es que requieren de la participación del paciente y/o de la experiencia del examinador.

Las técnicas objetivas se basan en la cuantificación de parámetros físicos conocidos que puedan verse alterados por la difusión intraocular. La captura de imágenes de Scheimpflug, que permite hacer una valoración de densidad del cristalino, o la medida de la difusión dinámica, que estima el tamaño de las partículas situadas en el cristalino, son algunas de estas técnicas objetivas (Vivino 1993).

En los últimos años [Artal 2011] se ha propuesto el índice objetivo OSI (Objective Scatter Index) para la cuantificación de la difusión intraocular a partir de las imágenes de doble paso.

El OSI se calcula como la razón entre la cantidad de luz comprendida dentro de una corona de entre 12 y 20 minutos de arco de radio y la correspondiente a un área circular de radio 1 minuto de arco alrededor del pico central de energía (figura 14).

Este parámetro ha sido utilizado de forma exitosa para la gradación de cataratas [Artal 2011, Vilaseca 2012] y también para el diagnóstico objetivo del síndrome de ojo seco [Benito 2011].

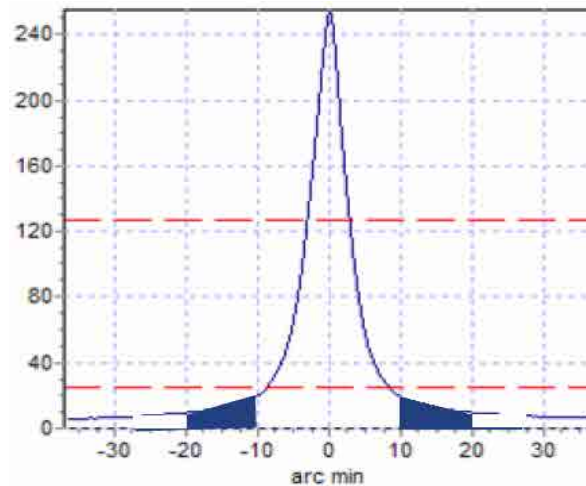


Figura 14. Perfil de la distribución de energía de una imagen de doble paso. En azul la parte correspondiente a la corona externa utilizada para el cálculo del OSI.

2.2 Sistema de doble paso. Elementos más destacados.

2.2.1 Antecedentes del sistema de doble paso.

El término doble paso lo utiliza por primera vez en 1955 Françoise Flamant en un trabajo titulado *“Doble traversée de l’oeil”* [Flamant 1955]. No obstante, anteriormente otros investigadores hicieron aportaciones al oftalmoscopio que permitieron llegar al sistema de doble paso de Flamant. El oftalmoscopio como tal surge a mitad del siglo XIX como el primer método objetivo de examen visual [Le Grand 1980, Edwards 1988, Bennett 1989]. William Cumming y Hermann von Helmholtz observaron que la pupila del paciente se iluminaba si se introducía una fuente de iluminación entre el ojo del observador y el del sujeto. El diseño del primer sistema se atribuye a Charles Babbage en 1847, pero el primer oftalmoscopio de uso clínico es el de Helmholtz en 1850 [Helmholtz 1850].

El montaje experimental de Flamant (figura 15) utilizaba como sistema de iluminación el filamento de una lámpara. Un divisor de haz se usaba para transmitir la luz en el primer paso y reflejarla en el segundo, orientando la luz reflejada hacia a una placa fotográfica que actuaba como sistema de registro de la imagen. Flamant consiguió representar las curvas de distribución de luz en la retina tras promediar diez fotografías y mediante la aplicación del cálculo de Fourier obtuvo la imagen retiniana para el paso simple.

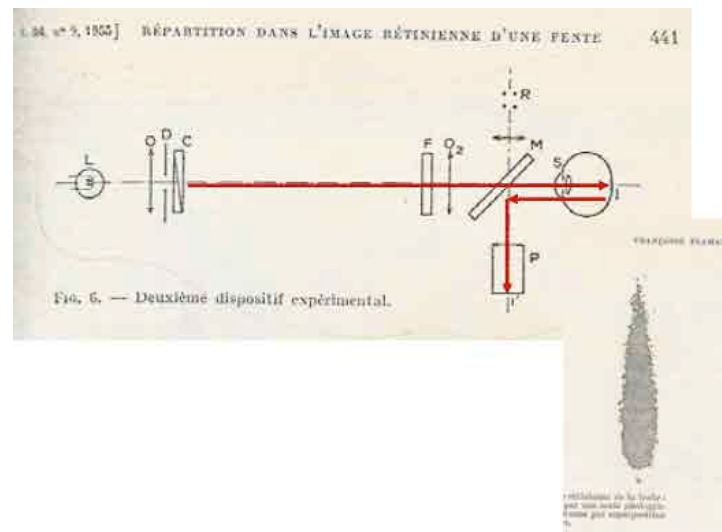


Figura 15. Sistema experimental diseñado por Flamant. Fuente: voi.opt.uh.edu/VOI/WavefrontCongress/2006/presentations/15ARTALscatter.pdf. Disponible a fecha 27/07/2015.

Son numerosas las aportaciones que han ido apareciendo desde entonces a este esquema original. Cabe mencionar a Krauskopf [Krauskopf 1962], que incorporó dos pupilas artificiales en el primer y segundo paso y un fotomultiplicador como sistema de registro. El mismo esquema utilizaron Westheimer y Campbell [Westheimer 1962]. A ellos se debe la aparición del término “imagen aérea” o “imagen de doble paso”. Röhler et al [Röhler 1969] obtuvieron la MTF a partir de la imagen de una fuente

puntual, obteniendo información unidimensional debido a que la imagen se registró mediante un barrido con una red radial. Es en 1981 cuando Arnulf et al sustituyeron el test lineal por una fuente puntual y la lámpara por un láser He-Ne [Arnulf 1981].

En 1987 Santamaría et al [Santamaría 1987], utilizan una vídeo cámara como sistema de registro de la imagen de doble paso. Posteriormente, con la aparición de las cámaras CCD, Williams et al [Williams 1994] y Artal et al [Artal 1995c] introducen este dispositivo en sustitución de la vídeo cámara. Con ellas se hace posible capturar imágenes ajustando el tiempo de exposición.

En 1995 y con el objetivo de registrar imágenes que contengan información debida a las aberraciones asimétricas, se modificó el sistema de doble paso y se desarrolló lo que se llamaría sistema asimétrico [Artal 1995a, Navarro 1995]. Se utilizó una pupila de entrada de tamaño diferente a la de salida de manera que las PSFs del primer y segundo paso son distintas. La pupila de entrada tiene un diámetro muy pequeño (1-2mm) de forma que el primer paso puede considerarse limitado por difracción.

Ya en los últimos años, se han llegado a diseñar sistemas de doble paso para uso clínico. El único que actualmente está en el mercado es el que desarrolló el CD6 (UPC) en colaboración con el LOUM para la empresa Visiometrics. Este sistema es el llamado OQAS (Optical Quality Analysis System) [Güell 2004], con el cual se han realizado numerosos estudios que demuestran la utilidad del mismo para su uso en entornos clínicos [Vilaseca 2009, Ortiz 2010, Benito 2011, Alio 2012, Kamiya 2013, Ye 2014]. En la actualidad este sistema se comercializa con el nombre de HDA (High Definition Analyzer).

2.2.2 Esquema básico.

Como ya ha sido descrito, la técnica del doble paso consiste básicamente en la formación de la imagen de una fuente puntual en la retina, en el registro de dicha imagen y en su posterior procesado, y permite obtener información tanto cualitativa como cuantitativa sobre la calidad global del ojo teniendo en cuenta todos los factores de degradación de la imagen retiniana, es decir, aberraciones y difusión.

En el apartado 2.1.3.1 se ha descrito un sistema de doble paso básico y su funcionamiento, en el que caben destacar tres grandes bloques funcionales (figura 16):

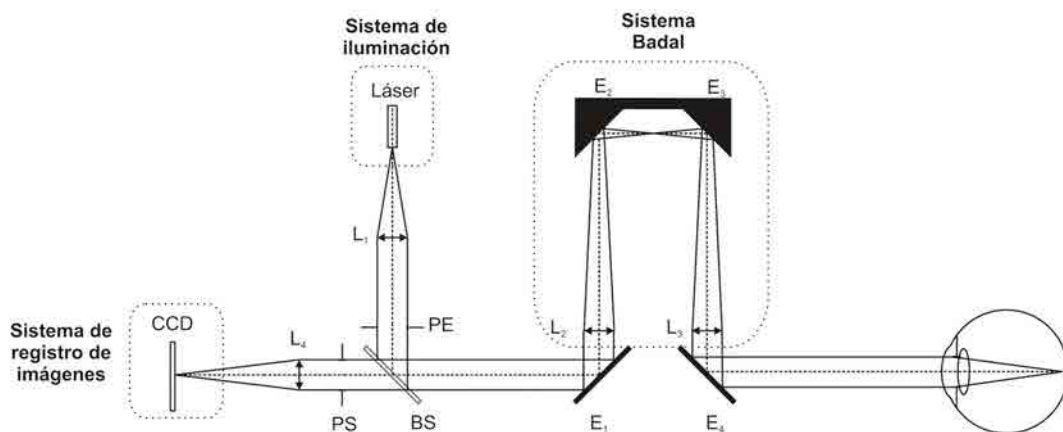


Figura 16. Esquema global sistema de doble paso. Quedan remarcados el sistema Badal, el de iluminación y el de registro de imágenes

- Sistema de iluminación o fuente de luz del sistema de doble paso.
- Sistema Badal o sistema corrector de la refracción esférica del sujeto.
- Sistema de registro de imágenes.

A continuación se presenta un análisis más detallado de cada uno de estos bloques, remarcando las ventajas e inconvenientes que conllevan las distintas configuraciones que serán utilizadas, así como las alternativas a dichas configuraciones de las que podemos disponer actualmente gracias al avance tecnológico.

2.2.2.1 Sistema de iluminación

El sistema de iluminación consiste normalmente en una fuente de luz puntual colimada para llevar dicho punto a infinito. Actualmente, lo más habitual es usar fuentes de luz coherentes como fuentes tipo láser [Santamaría 1987, Guirao 1999] y, más recientemente, los diodos láser [López-Gil 1997a, Güell 2004]. Las fuentes láser tienen la ventaja de su alta monocromaticidad, que evita que se produzcan efectos debidos a la aberración cromática ocular. Por otro lado, permiten concentrar la energía en un punto de tamaño reducido. Así, pueden actuar como fuentes puntuales sin necesidad de introducir filtros espaciales y tener que recurrir así a fuentes de alta potencia.

El gran inconveniente que presentan para la medida de la calidad óptica es su alta coherencia. Debido a esta coherencia y a las propiedades de difusión de la retina, la imagen registrada muestra un patrón de interferencias, denominado ruido speckle, que condiciona los resultados obtenidos. Se han propuesto varias soluciones para reducir dicho ruido. Una de ellas consiste en la integración temporal de las imágenes, aprovechando que los micro movimientos oculares o las micro fluctuaciones de la acomodación hacen variar de forma aleatoria la fase de la luz a la salida del ojo [Santamaría 1987].

De esta manera se consigue reducir el speckle pero no lo suficiente como para que se puedan procesar las imágenes con un tiempo de exposición bajo. Artal [Artal 1995b] habla de la necesidad de capturar durante varios segundos de exposición para la correcta eliminación del speckle. En la práctica, se suelen promediar un número de imágenes capturadas de manera consecutiva con un tiempo de exposición menor [Santamaría 1987, Artal 1995a].

Existen otras técnicas para la eliminación del speckle como la introducción de un elemento vibrador (por ejemplo, un espejo vibratorio) en el camino óptico del haz que provoque que la imagen de la fuente puntual se forme en puntos ligeramente desplazados de la retina a alta frecuencia [Hofer 2001, Díaz-Doutón 2006c]. Se obtiene así el mismo efecto que en el promediado temporal de imágenes capturadas a tiempos de exposición prolongados. La combinación de las dos técnicas se ha mostrado como la mejor de las opciones para la obtención de imágenes de doble paso de calidad.

Por otro lado, se han hecho propuestas de diferentes sistemas de iluminación de más baja coherencia, como los diodos superluminescentes (SLED) [Hofer 2001]. Los SLED son dispositivos semiconductores optoelectrónicos basados en superluminescencia que emiten radiación óptica de banda ancha. En cuanto a su construcción, son similares a los diodos láser, estando formados por una unión p-n accionada eléctricamente y una guía óptica. Sin embargo, es importante destacar, que los SLED carecen de realimentación óptica por reflexión, de manera que no se produce el fenómeno de emisión estimulada como en el caso del diodo láser. La realimentación óptica parasitaria de las caras, que podría dar lugar a la

formación de modos de resonancia y por lo tanto a estructuras en el espectro óptico así como a un estrechamiento espectral, se elimina inclinando las caras respecto a la guía de ondas, y se puede suprimir aún más con recubrimientos antirreflejantes (figura 17) .

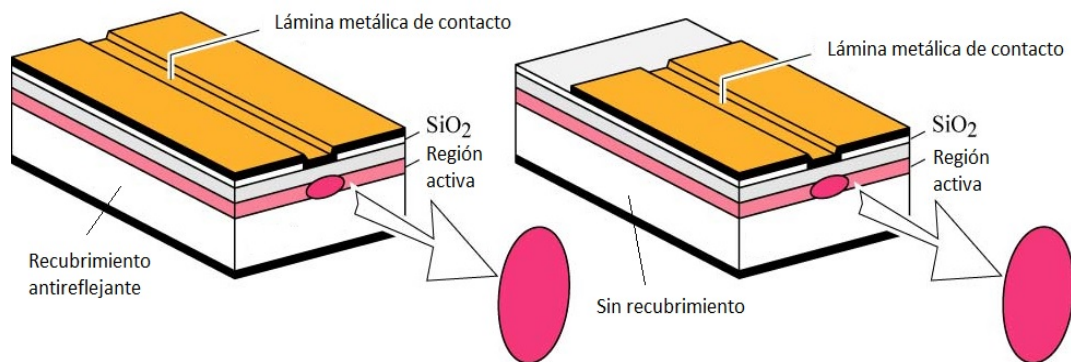


Figura 17. Estructura común de un diodo superluminescente (SLED). A la izquierda con recubrimiento antirreflejante y a la derecha con lámina de contacto parcialmente dispuesta en el diodo.

Fuente: www.ecse.rpi.edu/~schubert/Light-Emitting-Diodes-dot-org/chap23/chap23.htm.

Disponible a fecha 27/07/2015.

Los SLED se han utilizado para reducir el speckle por sí solos [Gambra 2009] o en combinación con otras técnicas (scanning y láminas de $\lambda/4$) [Hofer 2001]. A pesar de la ventaja de la reducción de speckle, inicialmente la principal desventaja de los SLED en comparación con diodos láser era su alto precio, aunque en los últimos años están llegando al mercado SLED a precios más competitivos.

2.2.2.2 Sistema Badal

El optómetro de Badal es un sistema que permite compensar la ametropía esférica de un sujeto. El optómetro Badal se basa en el cambio en la distancia relativa entre dos lentes con el fin de lograr la vergencia deseada a la salida del mismo. Por lo general, dicho cambio de distancia se suele lograr por medio de dos espejos móviles situados entre ambas lentes con el fin de ahorrar espacio y que sean los espejos los únicos elementos móviles. El sistema Badal tiene dos ventajas principales. En primer lugar, permite un cambio de vergencia sin modificar los planos conjugados con la pupila. En segundo lugar, permite una relación lineal entre la vergencia introducida y la variación de distancia entre las lentes.

El optómetro Badal es asequible y simple, y permite una amplia gama de corrección esférica sólo mediante la manipulación de un par de espejos, manteniendo el resto de la configuración fija. A pesar de estas ventajas, un inconveniente importante del sistema de Badal es la inclusión de componentes móviles, que limitan la velocidad de la respuesta y aumentan las dimensiones del sistema.

En los últimos años, ha aparecido en el mercado lentes electro-ópticas de focal variable. Estas lentes consisten en un elemento líquido cubierto por una membrana elástica. Cuando se aplica tensión a la lente, la curvatura de la superficie cambia, modificando así la potencia esférica de la lente. Estas lentes se han utilizado, por ejemplo, para cambiar la longitud focal de la matriz de microlentes en un sistema de Hartmann-Shack [Martinez-Cuenca 2010] o como actuador en diferentes aplicaciones de óptica adaptativa tales como la microscopía de

coherencia óptica [Murali 2010]. Estas lentes tienen una respuesta más rápida y permiten una gran resolución en la potencia óptica.

2.2.2.3 Sistema de registro de imágenes

Como ya se ha indicado, en los primeros sistemas de doble paso, las imágenes se grababan en formato fotográfico [Flamant 1955]. Con la evolución de la tecnología se utilizaron en primer lugar las cámaras de televisión, con una mejor linealidad y sensibilidad [Santamaría 1987] y más tarde las cámaras CCD [Williams 1994].

Aunque el CCD (Charge Coupled Device) (figura 18) se inventó en 1970 y fue concebido originalmente como un dispositivo de memoria, rápidamente fue evidente que podría ser utilizado en muchas otras aplicaciones, como el procesado de señales analógicas y el registro de imágenes. Fue ésta última aplicación la que originó el nacimiento de prácticamente todos los sensores semiconductores para el registro de imágenes digitales [Boyle 1970, Janesik 1992].

La estructura básica del sensor consiste en una capa de óxido semiconductor (SiO_2) depositada sobre un sustrato de silicio dopado tipo p (p-Si), con contactos metálicos en la superficie conectados de manera alternada a una fuente de voltaje. El CCD puede almacenar y transferir información en forma de carga eléctrica usando los pozos de potencial que se forman debajo de los contactos metálicos al aplicar una serie de pulsos de voltaje a los electrodos. Se basa en el efecto fotoeléctrico para crear señales eléctricas de manera que convierten la luz en carga eléctrica y la transforman en señales electrónicas.

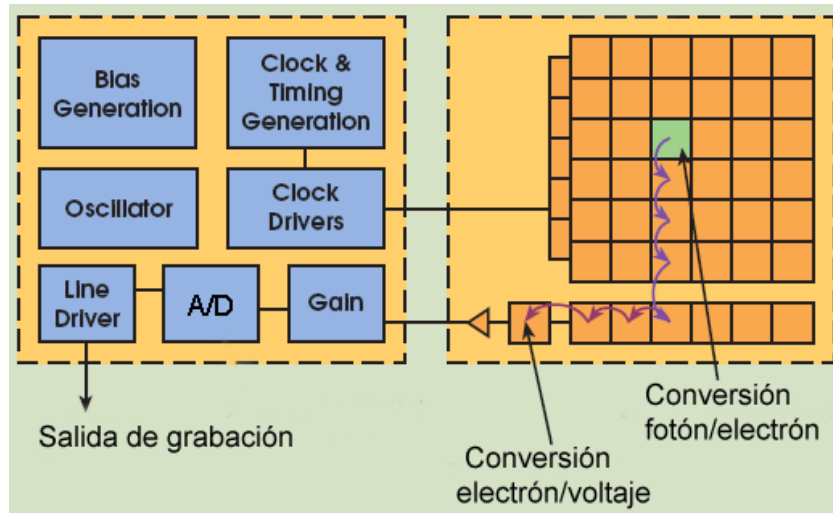


Figura 18. Esquema de un sensor CCD.

Fuente: www.cvel.clemson.edu/auto/sensors/optical-image.html.

Disponible a fecha 27/07/2015.

El sensor CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) (figura 19), también data de la misma década y tiene un comportamiento similar. En un sensor CCD, la carga de cada píxel se transfiere a través de un número muy limitado de nodos de salida (a menudo sólo uno) para ser convertida en un nivel de tensión, almacenada, y enviada fuera del sensor como una señal analógica.

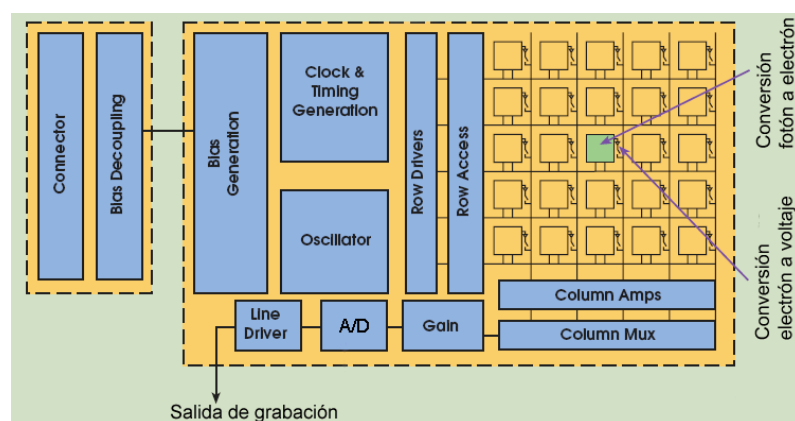


Figura 19 . Esquema de un sensor CMOS.

Fuente: www.cvel.clemson.edu/auto/sensors/optical-image.html.

Disponible a fecha 27/07/2015.

En un sensor CMOS, cada píxel tiene su propia conversión de carga a tensión. El sensor incluye amplificadores y circuitos de digitalización, de modo que al realizarse todo el proceso de la señal dentro del mismo sensor la relación señal/ruido es menor que en un sensor CCD. Esta circunstancia hace que los sensores CMOS tengan menor sensibilidad y, sobre todo, mayor ruido [Bigasa 2006].

Comparando ambos sensores en términos de respuesta uniforme, es decir, el resultado que se espera de un píxel expuesto al mismo nivel de excitación que los demás y que éste no presente cambios apreciables en la señal obtenida, un sensor CCD tiene un mejor comportamiento, ya que está formado por una matriz uniforme de píxeles, en comparación a un sensor CMOS que está constituido por píxeles individuales y por tanto es más propenso a sufrir alteraciones. No obstante, con la incorporación de circuitos con realimentación en los sensores CMOS se ha conseguido reducir este problema.

En cuanto al rango dinámico (coeficiente entre el nivel de energía de saturación de los píxeles y el nivel umbral por debajo del cual no captan señal), el sensor CCD es más eficiente que el CMOS.

Por otro lado las cámaras CMOS presentan algunas ventajas respecto a las CCD. En primer lugar, tienen una lectura más rápida y, por lo tanto, una velocidad más alta de adquisición. El proceso de fabricación es más barato, lo cual repercute en un precio de venta menor. El diseño del sensor CMOS es fácilmente escalable, con lo que es mucho más sencillo diseñar sensores CMOS de cualquier resolución que sensores CCD. Su capacidad de integración es mayor, pudiendo llegar a incluirse dentro del

mismo circuito hasta el conversor A/D, cosa que no es posible en los CCD (el amplificador y el conversor están fuera del sensor). Los sensores CMOS tienen un menor consumo, siendo necesarios menores voltajes y elementos de consumo más reducidos. Otra ventaja es que son inmunes al *blooming*, es decir, la saturación de una celda que afecta a las adyacentes y que aumenta la superficie quemada en la imagen frente a la real.

La tecnología CCD es ampliamente utilizada en instrumentación de óptica visual y, específicamente, se ha utilizado extensamente como sensor para registrar imágenes de doble paso [Marcos 1999, Guirao 1999, Güell 2004]. Por otro lado, la tecnología CMOS, aunque surgió en la década del 1960 al 1970, no ha podido competir con respecto a la tecnología CCD hasta los años 90 [Bigasa 2006]. Por ello, la tecnología CMOS se ha utilizado menos en sistemas de medida de la calidad óptica ocular. El desarrollo de la tecnología CMOS de los últimos años ha reducido las diferencias respecto a las cámaras CCD, y hoy en día son una alternativa para su uso en aplicaciones de óptica visual como en los sensores de Hartmann-Shack rápidos [Nirmaier 2003] o en OCT (Tomografía de Coherencia Óptica) [Grulkowski 2009].

2.2.3 Sistemas comerciales basados en la técnica de doble paso

En los primeros años de la década del 2000 apareció el instrumento comercial OQAS (Optical Quality Analysis System), que, como ya se ha indicado anteriormente, está basado basado en la técnica del doble paso. El OQAS fue desarrollado en el Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas

(CD6) de la Universidad Politécnica de Cataluña con la colaboración del Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia (LOUM), para la empresa Visiometrics. Dicho sistema ha sufrido diferentes evoluciones (OQAS, OQAS II (figura 20)) y, finalmente, hoy en día está disponible comercialmente bajo el nombre HD Analyzer (figura 21).



Figura 20. Instrumento OQAS II.

Fuente: areaprofesional.blogspot.com.es/2011/10/sobre-calidad-visual.html Disponible a fecha 27/07/2015.



Figura 21. HD Analyzer.

Fuente: www.invenio.es/es/projects/hd-analyser-visiometrics/.
Disponible a fecha 27/07/2015.

Otro instrumento basado en esta técnica y con prestaciones similares al OQAS, es el PSF-1000 PSF Analyzer, de la empresa Topcon (figura 22). Aunque existen algunos estudios y publicaciones en los que se utiliza, este instrumento nunca llegó a comercializarse en serie.



Figura 22. PSF-1000 Analyzer. Fuente: TOPCON.

3. Evaluación de componentes para el diseño de un sistema de doble paso optimizando rendimiento y coste.

En este capítulo vamos a describir cada una de las partes que hemos desarrollado en el diseño de nuestro montaje de doble paso. En primer lugar haremos una descripción del montaje de doble paso que se evaluará, destacando los componentes que se analizarán específicamente: lente electro-óptica (EOLL), diodo láser (LD) y diodo superluminiscente (SLED), cámara CCD y cámara CMOS. A continuación presentaremos el software implementado para la evaluación de cada uno de estos componentes. Seguidamente entraremos en el detalle de los componentes que presentamos como alternativa a los habitualmente utilizados: el sistema de corrección de la

refracción esférica basado en una lente electro-óptica, el sistema de iluminación basado en un diodo superluminiscente (SLED), y el sistema de registro de imágenes basado en una cámara CMOS. El estudio comparativo entre estos nuevos elementos y los comúnmente utilizados nos permitirá decidir la mejor configuración posible para un sistema de doble paso compacto y de bajo coste.

3.1 Configuración del montaje de doble paso a estudiar

La configuración de doble paso convencional incluye un diodo láser como fuente de luz, por lo general con una longitud de onda aproximada de 780 nm, una cámara CCD como dispositivo de registro y un sistema Badal basado en un desplazador mecánico para la corrección de refracción esférica. Esta configuración es la que se utiliza por ejemplo en el instrumento comercial OQAS.

El objetivo del montaje experimental que se presenta en esta tesis es evaluar la incorporación de nuevos componentes de captura e iluminación (cámara CMOS y diodo superluminiscente SLED), así como de un nuevo dispositivo para la corrección de la refracción esférica (lentes electro-ópticas, EOLL), con el fin de conseguir un sistema de doble paso más compacto y de menor complejidad de montaje que pueda servir de base para futura instrumentación oftalmológica portátil y de bajo coste económico .

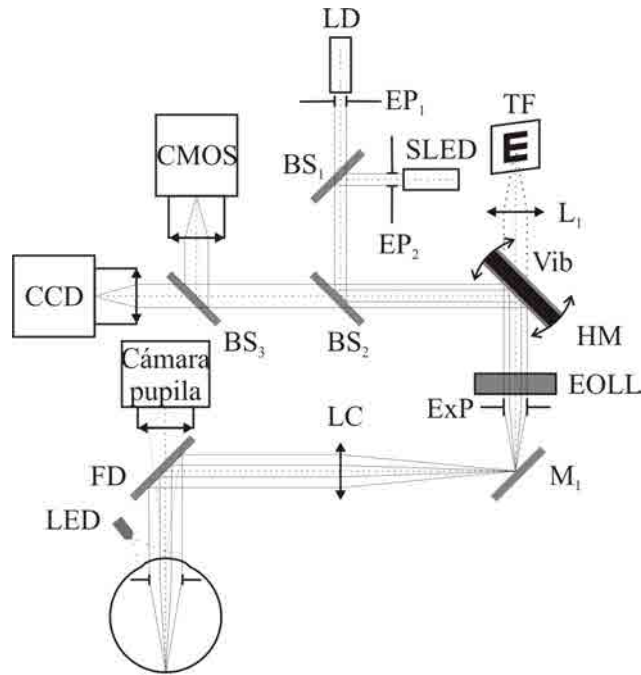


Figura 23. Esquema de doble paso analizado: LD: diodo láser; SLED: diodo superluminiscente; L_1 : lente; LC: lente de compensación; EOLL: lente electro-óptica; M_1 : espejo; BS_1 , BS_2 , BS_3 : divisores de haz; FD: filtro dicróico; HM: hot mirror; EP_1 , EP_2 : pupilas de entrada; ExP: pupila de salida; TF: test de fijación; CCD, CMOS, cámara pupila: cámaras CCD y CMOS y cámara de monitorización de la pupila del paciente respectivamente; LED: leds de iluminación de la pupila; Vib: motor de vibración.

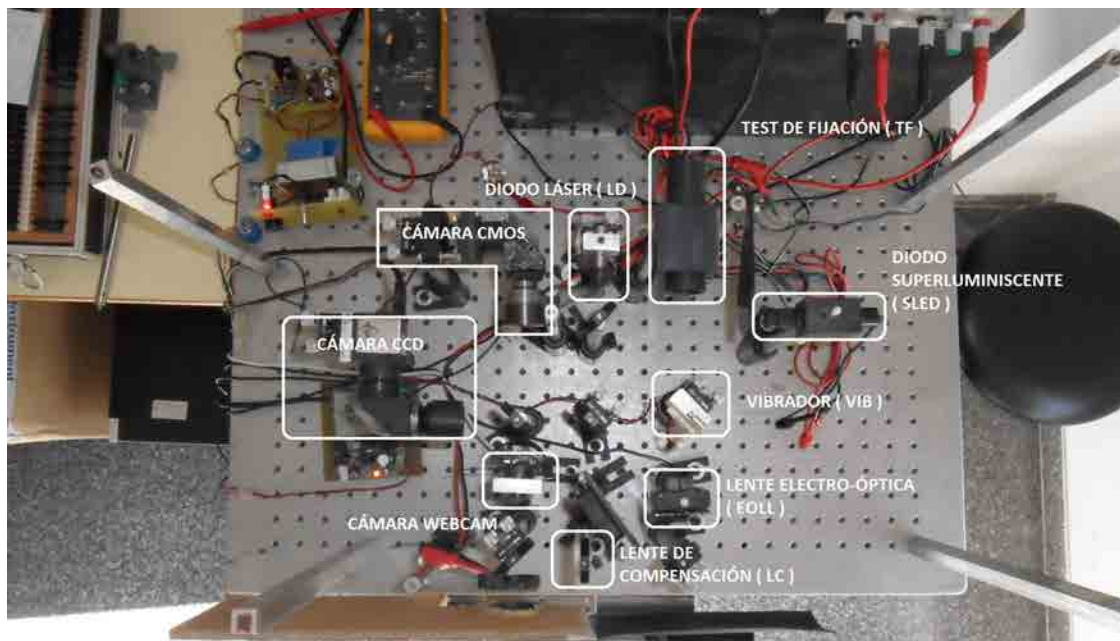


Figura 24. Montaje experimental de laboratorio. Se pueden observar los diferentes bloques descritos en la figura 23.

La figura 23 muestra un esquema del montaje en el que los elementos más destacados y que se analizarán en profundidad son: una lente electro-óptica (EOLL) como dispositivo para la corrección de la refracción esférica, un diodo láser (LD) y un diodo superluminiscente (SLED) como fuentes de luz y dos cámaras, una CCD y una CMOS, como dispositivos de registro de la imagen de doble paso. La figura 24 se corresponde con una fotografía del montaje experimental, en donde se destacan estos elementos.

El funcionamiento del sistema de doble paso presentado en la figura 23 se describe a continuación. La fuente de luz puede ser o bien un diodo láser LD o bien un diodo superluminiscente SLED, ambas colimadas. Este haz colimado pasa a través de un diafragma que actúa como pupila de entrada del sistema (EP_1 para el LD o EP_2 para el SLED). El camino óptico de ambas fuentes se combina en el divisor de haz BS_1 . Después de la reflexión en el divisor de haz BS_2 , la luz se refleja en un *hot mirror* (HM, filtro dicróico que refleja el infrarrojo y transmite el visible) montado sobre un sistema vibrador (Vib) consistente en un pequeño motor con un volante excéntrico adosado en su eje y que está fijado en el propio soporte del espejo. El giro del motor provoca una vibración que se transmite al *hot mirror*. De esta manera se consigue un escaneo de la imagen sobre la retina, desescaneándose en el camino de vuelta, produciéndose, de esta forma, una reducción drástica del ruido speckle. Seguidamente, la luz pasa a través la EOLL y de la pupila de salida ExP , para después reflejarse en un espejo M_1 , y pasar a través de una lente que llamamos lente de compensación (LC). A continuación, la luz se refleja en un filtro dicróico (FD), que refleja la luz de 780 nm y transmite la luz con longitudes de onda mayores que 850 nm, y llega al ojo del

paciente. Después de la reflexión retiniana, el segundo paso sigue un camino óptico idéntico al primer paso hasta BS_2 . En este caso, se transmite en este divisor de haz y, después de pasar por un tercer divisor de haz (BS_3), la imagen se graba en las dos cámaras (CCD y CMOS), ambas enfocadas a infinito. La pupila se ilumina con leds infrarrojos (LED, $\lambda = 1050$ nm) y se utiliza una cámara web adicional (cámara de pupila) para el centrado y monitorización de la misma. Se utiliza un test de fijación (FT) con una luminancia de 20 cd/m^2 y colimado por medio de una lente (L_1) para facilitar a los pacientes la alineación en el sistema. Las pupilas de entrada y salida en este montaje son de 2 y 4 mm, respectivamente, configuración ampliamente utilizada tanto en investigación básica como en estudios clínicos.

Como veremos más adelante, la lente LC se introduce en el sistema a fin de cambiar la longitud focal de la EOLL al rango focal en el que nos queremos situar (de $-83,33$ a $142,85$ mm que permite una corrección de -12 a 7 dioptrías). Por otra parte, la lente LC se utiliza para asegurar que el diafragma que actúa como pupila de salida (Exp) está conjugado con la pupila del paciente.

La lente EOLL se controla mediante un circuito electrónico que permite regular manualmente la intensidad de corriente.

Por lo que respecta a las fuentes de luz, el control de la potencia de la fuente del LD se realizó también de manera manual, mediante un circuito electrónico que permite la aplicación de una consigna de tensión continua. Para el SLED se utilizó un generador de funciones, ya que éste funciona aplicando una señal TTL a una determinada frecuencia.

En cuanto a la adquisición de la imagen de doble paso, fue necesario determinar el número de imágenes a capturar y el tiempo de exposición de la captura para obtener imágenes de doble paso sin ruido speckle y de suficiente calidad como para poder ser procesadas y obtener los indicadores que nos permitan evaluar la calidad óptica del ojo. Existen referencias en la literatura que demuestran la necesidad de varios segundos de exposición para eliminar de manera eficaz el ruido speckle [Artal 1995b]. En nuestro caso hemos optado por utilizar un tiempo de exposición de 240 ms, registrando varias imágenes y promediándolas. En cuanto al número de imágenes a promediar, se comprobó que promediando 6 imágenes, (al igual que el instrumento comercial OQAS), obteníamos una imagen lo suficientemente buena para poder procesarla y obtener información de utilidad. Hay que tener en cuenta también que parte de la luz proveniente del sistema de iluminación, se refleja en los distintos elementos ópticos del montaje y se introduce dentro del campo de la cámara utilizada, al igual que parte de la luz ambiente. Por lo tanto, es necesario restar una imagen de fondo que se registra inmediatamente después de las 6 imágenes de doble paso que se promediarán, para asegurar que las condiciones no hayan variado.

Las métricas utilizadas para obtener resultados y poder comparar con el instrumento comercial OQAS son la frecuencia de corte de la MTF (MTF cutoff) y el OSI.

3.2 Software

Para la validación de cada uno de los componentes se ha implementado un software programado en Borland Builder C++ 6.0 que permite capturar las imágenes de doble paso para su posterior procesado.

Este software está diseñado para adquirir simultáneamente imágenes con las dos cámaras del montaje experimental (CCD y CMOS). Se pueden cambiar los tiempos de exposición de las cámaras, permitiendo seleccionar diferentes valores (40, 160, 240, 320, 400 y 600ms). Por otro lado, para la correcta alineación del paciente se dispone de una cámara tipo webcam enfocada en la pupila.

La búsqueda de la mejor imagen de doble paso se basa en la combinación de la regulación de la fuente de luz juntamente con la lente electro-óptica. El objetivo es buscar la imagen donde el paciente tiene el punto de mejor enfoque, y que la imagen tenga una señal adecuada para su procesado. Este proceso se realiza de manera manual mediante el uso de dos potenciómetros, uno para la EOLL y otro para la fuente de luz (LD o SLED), que nos permiten variar la respuestas de estos dispositivos. Una vez el paciente está alineado en el sistema mediante la webcam, y siguiendo la visualización de las imágenes a través del software, se busca su punto de mejor enfoque, evitando que la imagen registrada se sature, accionando los dos potenciómetros. Se consideró un nivel de gris óptimo si el máximo de la imagen se situaba entre un valor 200 y 230 de entre 256 niveles de gris. En todo momento el software nos muestra en tiempo real las imágenes de doble paso y el valor máximo de nivel de gris obtenido para cada una

de las cámaras así como el número de píxeles saturados. Con esta información podemos decidir en que momento realizaremos las capturas (figura 25), que se realiza de manera automática haciendo click en el botón correspondiente de la interfaz.

Una vez registradas las seis imágenes, el software avisa que se debe capturar el fondo. Capturado éste, se muestra la secuencia de las imágenes registradas y se calcula automáticamente la frecuencia de corte de la MTF y el OSI de la imagen promedio (figura 26).

Tanto la imágenes como los resultados se pueden guardar con el fin de poderlas recuperarlas para futuros procesados.

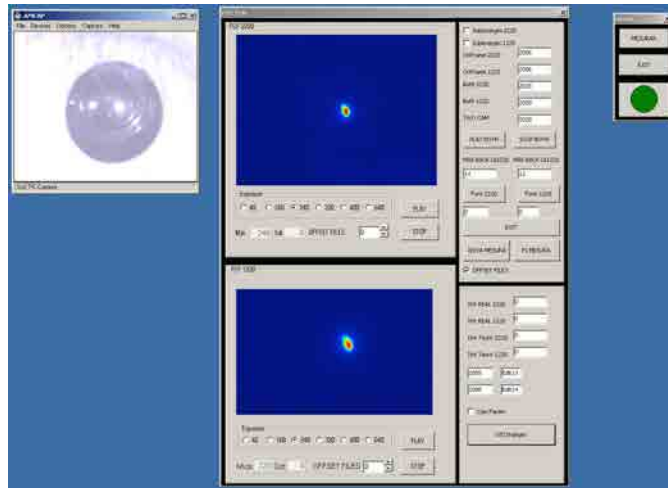


Figura 25 . Pantalla principal del software para la búsqueda de la mejor imagen a registrar. En la parte superior aparece la imagen de doble paso de la cámara CCD, en la inferior la de la cámara CMOS. A la izquierda, la webcam muestra el ojo del paciente.

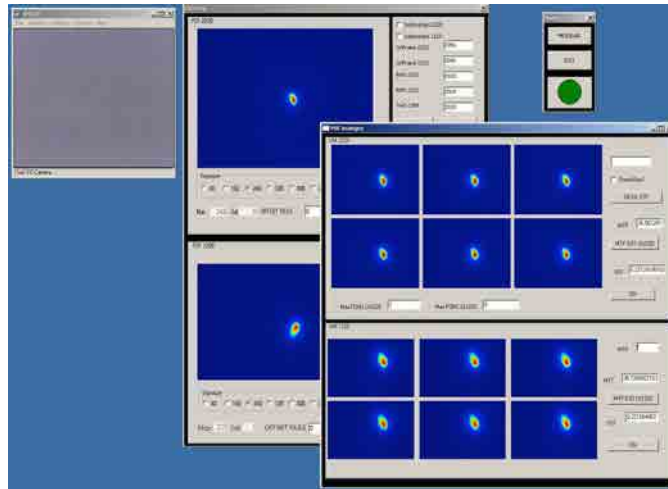


Figura 26. Resultados del procesado de las imágenes mediante el software. Se puede observar la secuencia de imágenes capturadas, con la cámara CCD (parte superior) y con la cámara CMOS (parte inferior). El procesado de la información se hace off-line, sin paciente.

3.3 Sistema de corrección de la refracción esférica basado en una lente electro-óptica.

Las aberraciones que más degradan la imagen retiniana son las de bajo orden (desenfoque y astigmatismo). Cuando se mide la calidad óptica del ojo con un sistema de doble paso, las aberraciones de bajo orden deben corregirse para que no influyan en la misma y evitar así que su contribución no enmascare el efecto de las aberraciones de orden superior. El método más común para corregir el astigmatismo es a través de lentes de prueba, mientras que el optómetro Badal se utiliza para la corrección de desenfoque.

El optómetro Badal se basa en dos lentes con una distancia entre ellas variable con el fin de lograr la vergencia deseada de los rayos de luz a la salida del optómetro. Por lo general, consta de dos espejos móviles situados entre ambas lentes, cuyo movimiento cambia la longitud del camino óptico entre

ellas, con lo que se consigue la compensación de refracción esférica. El optómetro Badal es asequible y simple, permite una amplia gama de corrección de la refracción esférica. El punto débil del sistema de Badal son sus componentes móviles, que limitan la velocidad de la respuesta y aumentan las dimensiones del sistema en el que se integra.

El cambio de potencia introducido por un sistema Badal en función de la distancia de separación entre las lentes (figura 27) viene dado por la siguiente expresión (Ec. 3.1)

$$P = -\frac{f'_1 + f'_2 - e}{f'_2{}^2} \quad (\text{Ec. 3.1})$$

donde P es la potencia resultante en dioptrías, f'_1 es la focal de la lente L_1 , f'_2 es la focal de la lente L_2 y e es la distancia de separación entre las lentes. Las distancias deben expresarse en metros.

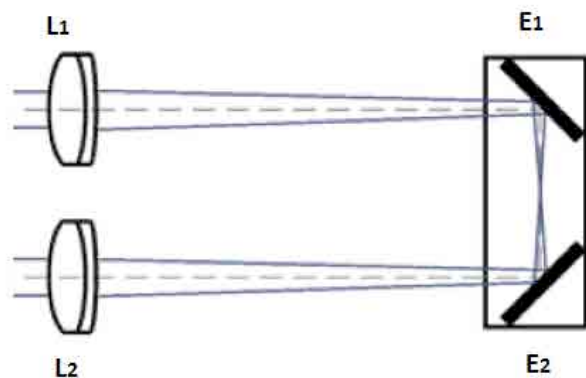


Figura 27. Esquema del sistema Badal que se emplea habitualmente para corregir la refracción esférica en los sistemas de doble paso. L_1 , L_2 : lentes. E_1 , E_2 : espejos

Cuando la distancia de separación entre las lentes es igual a la suma de las distancias focales f'_1 y f'_2 el sistema es afocal, en este caso el sistema Badal no introduce ninguna corrección. Esta configuración se utiliza para las medidas de ojos emétopes. Cuando la distancia de separación es inferior a la suma de las focales de las lentes el sistema Badal tiene potencia negativa y divergente con lo cual se pueden corregir miopías durante la medición. Finalmente si la distancia de separación es superior a la suma de las focales el sistema Badal es positivo y es convergente con lo cual se corrigen ojos hipermétropes. Así por ejemplo con L_1 y L_2 con distancia focal de 100 mm, acortando o alargando la distancia en 1 mm, es decir desplazando los espejos 0,5 mm, supone una corrección de 0,1 dioptrías de miopía o hipermetropía respectivamente.

En los últimos años se han desarrollado lentes de focal variable (EOLL). Estas lentes consisten en un elemento líquido cubierto por una membrana elástica. Cuando se aplica tensión a la lente, la curvatura de esta membrana cambia, modificándose así la potencia esférica de la lente. La mayor aplicación de este tipo de lentes se da en la industria de teléfonos móviles, para su utilización en los objetivos de las cámaras. En óptica visual también se han utilizado, por ejemplo como actuador de óptica adaptativa en aplicaciones de microscopía de coherencia óptica o para cambiar la longitud focal de la matriz de microlentes en un sistema de Hartmann-Shack

En comparación con el optómetro Badal, una EOLL para la corrección de refracción esférica ofrece las siguientes ventajas: la respuesta de la EOLL es más rápida que la de un optómetro Badal, no tiene partes móviles, y además el montaje resultante es más compacto y fácil de alinear.

Como desventajas, cabe señalar que, por un lado, las EOLL suelen tener una apertura pequeña (10 mm como máximo), lo que podría comprometer el diseño del sistema y, por otro lado es una tecnología novedosa y, como tal, implica afrontar nuevos desafíos en cuanto a la adaptación en montajes ya definidos.

Con el objetivo de analizar la posibilidad de usar una EOLL como sistema para corregir la refracción esférica en lugar de un optómetro de Badal en sistemas de doble paso o similares se ha utilizado la lente electro-óptica de la compañía Optotune EL-10-30-NIR-LD (figura 28), en la que el cambio de curvatura se consigue mediante la regulación en lazo abierto de la intensidad de corriente aplicada. El tiempo de estabilización de la focal ante un cambio de corriente es de pocos milisegundos.

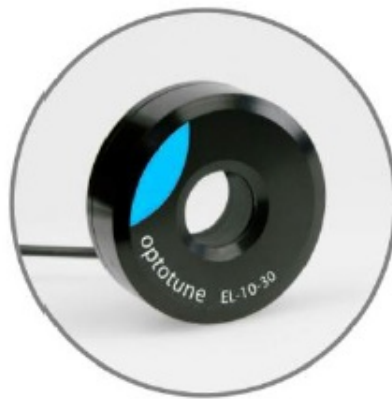


Figura 28. Lente electro-óptica EL-10-30-NIR-LD.

Fuente: Optotune EL-10-30 Extended datasheet. Anexo 7.1

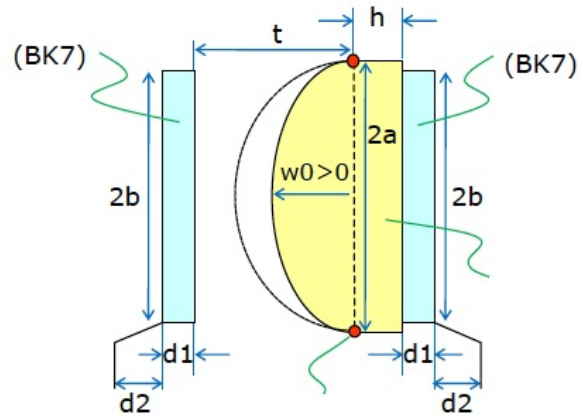
En la tabla 1 se describen las especificaciones principales de la lente electro-óptica EL-10-30-NIR-LD.

Especificaciones mecánicas	
Diámetro externo	30 mm
Apertura	10 mm
Espesor	9,8 mm
Peso	22,6 g
Ciclo de vida	>10'000'000
Especificaciones eléctricas	
Control de voltaje	de 0 a 5 V
Tiempo de respuesta (10%-90% por paso)	10 ms
Consumo	0-2 W
Especificaciones ópticas	
Rango focal (525 nm)	de +45 a +120 mm

Tabla 1. Especificaciones para la lente electro-óptica EL-10-30-NIR-LD.

Fuente: Optotune EL-10-30 Extended datasheet. Anexo 7.1

El esquema óptico de la EOLL utilizada está detallado en la figura 29. Consiste en un recipiente lleno de un fluido y sellado con una membrana elástica. La lente EL-10-30-NIR-LD tiene un actuador electromagnético que se utiliza para ejercer presión sobre el recipiente. La deformación de la membrana es proporcional a la presión que ejerce el fluido (figura 30). Por lo tanto, la distancia focal de la lente es controlable con la corriente que fluye a través de la bobina del actuador.



- a: Radio de la lente = 5,6 mm
- b: Radio del vidrio de protector (cover glass) = 5,0 mm
- w0: Desviación central de la lente (en función de la corriente aplicada)
- h: Zona constante de la lente = 1,5 +/- 0,15 mm
- d1: Espesor del vidrio protector = 0,5 mm
- d2: Distancia desde el vidrio protector hasta el marco de alojamiento = 1,2 mm
- t: Distancia del vidrio protector = 4,9 mm

Figura 29 - Esquema óptico de la lente electro-óptica EL-10-30-NIR-LD.
Fuente: Optotune EL-10-30 Extended datasheet. Anexo 7.1

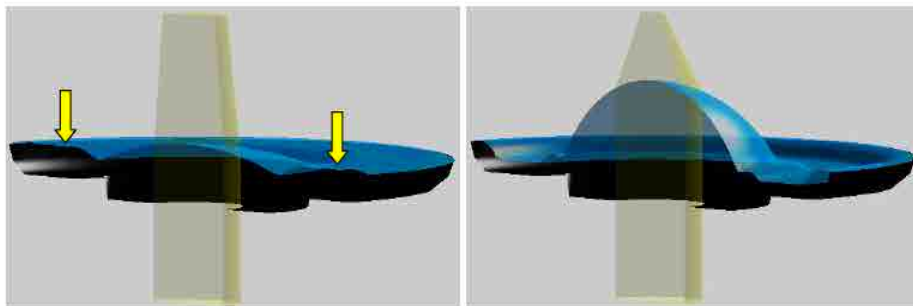


Figura 30. Principio de funcionamiento. La deformación de la lente es proporcional a la presión que ejerce el fluido. Fuente: Optotune EL-10-30 Extended datasheet. Anexo 7.1

Debido a las tolerancias de fabricación, la relación entre la distancia focal y la corriente a aplicar puede variar de una lente a otra. Por ese motivo, cada lente vienen acompañada de

su propia hoja de calibración donde se especifica la distancia focal obtenida en función de la intensidad aplicada. En la figura 31 se puede observar la curva típica de la lente en función de la intensidad de corriente (línea azul) y en la figura 32 la hoja de calibración de la lente electro-óptica utilizada.

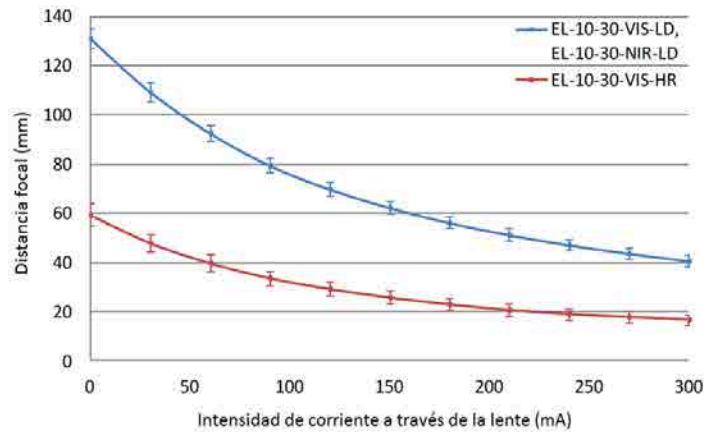


Figura 31. Longitud focal frente a la intensidad de la corriente. La línea azul corresponde al tipo de EOLL utilizada. Fuente: Optotune EL-10-30 Extended datasheet. Anexo 7.1

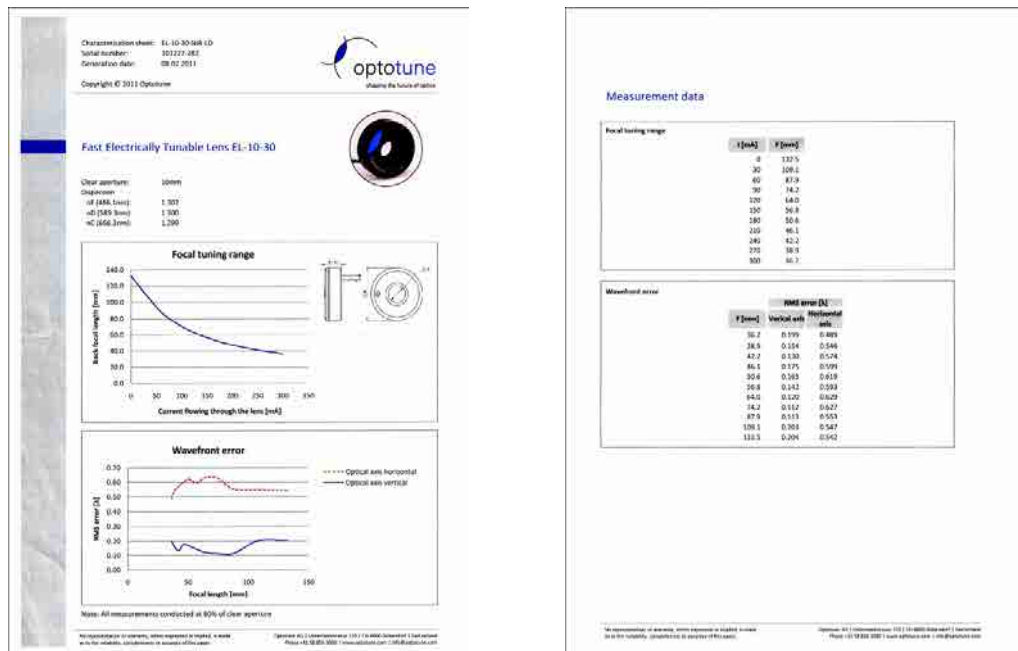


Figura 32. Hoja de calibración de la EOLL utilizada. Anexo 7.2

En cuanto al rango de transmisión, tanto el fluido como las membranas son materiales altamente transparentes y casi no absorben en el rango de 250-2500 nm aunque en función del recubrimiento la transmitancia puede variar. En la figura 33 puede observarse que para la lente utilizada (línea roja), la transmitancia es muy alta en la zona de interés para nuestro montaje que es la comprendida alrededor de 780 nm.

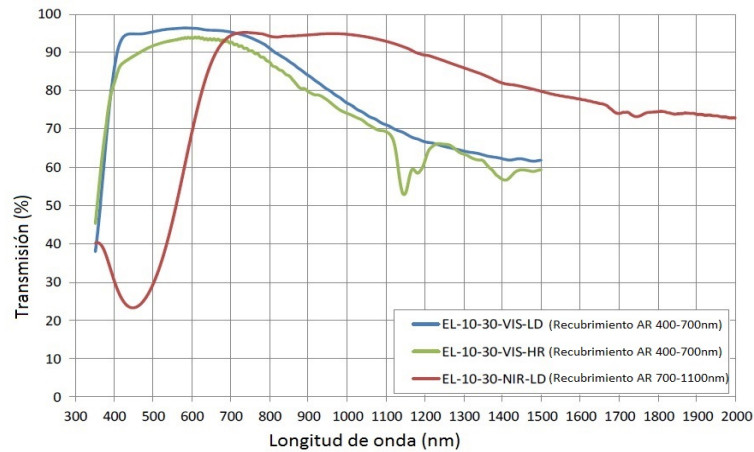


Figura 33. Transmisión en función de la longitud de onda.

Fuente: Optotune EL-10-30 Extended datasheet . Anexo 7.1

3.3.1 Calidad óptica de una lente electro-óptica (EOLL)

Para medir la calidad óptica de la EOLL hemos construido un montaje con una configuración de paso simple (figura 34). Un diodo láser (LD) es colimado por la lente líquida electro-óptica (EOLL) y pasa a través de un diafragma (D) de diámetro 4 mm. La imagen se forma sobre una cámara CCD a través de una lente de 100 mm de distancia focal que actúa como objetivo (L). Se ajustó la posición de la lente para que la cámara quedase enfocada a infinito. Se utilizó la razón de Strehl como el parámetro para evaluar la calidad óptica.

Se captaron imágenes posicionando la EOLL desde 40 mm a 100 mm del láser a intervalos de 10 mm. En cada una de estas posiciones se ajustó la potencia de la EOLL para que colimara el láser y se registraron 3 imágenes.

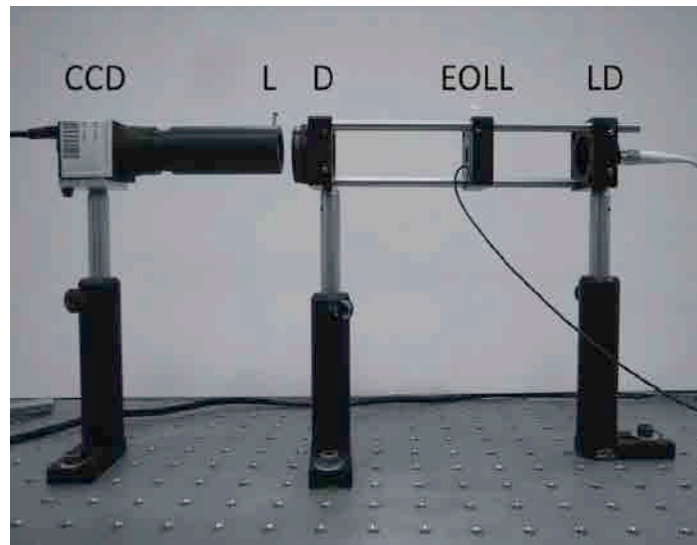


Figura 34. Configuración de paso simple para la medida de la calidad óptica de la lente líquida electro-óptica. Cámara CCD, lente objetivo (L), diafragma (D), lente líquida electro-óptica (EOLL) y diodo láser (LD).

En la tabla 2 se presentan las razones de Strehl resultantes y sus desviaciones estándar para las diferentes distancias EOLL-LD. La razón de Strehl de la EOLL (alrededor de 0,8 para todas las distancias) es mucho mayor que la razón de Strehl media del ojo, que tiene un valor de alrededor de 0,25 [Guirao 1999, Martínez-Roda 2011]. Por lo tanto, la ligera degradación óptica inducida por la EOLL, es insignificante en comparación con la degradación debido a la calidad del ojo. Sin embargo se debe tener en cuenta que de acuerdo con las especificaciones del fabricante, el rendimiento de la EOLL para pupilas grandes (8 mm) disminuye debido al efecto de la gravedad en la deformación de la membrana si se sitúa la lente en posición vertical, lo cual podría inducir un error significativo en la

medida de la calidad óptica del ojo para estas pupilas. Este error se puede minimizar mediante la colocación de la lente en posición horizontal.

Distancia EOLL-LD (mm)	Media Strehl	SD
40	0,790	0,026
50	0,833	0,026
60	0,814	0,011
70	0,833	0,022
80	0,832	0,009
90	0,836	0,003
100	0,820	0,007

Tabla 2. Razón de Strehl de la lente líquida electro-óptica (EOLL) para las diferentes distancias medidas con un diodo láser de 780 nm y un diámetro de abertura de 4 mm.

3.3.2 Validación del sistema de corrección de refracción esférica

Una vez validada la calidad óptica de la EOLL pasamos a incluirla en el sistema de doble paso que proponemos a fin de comprobar su comportamiento como corrector de refracción esférica. Esta lente juntamente con la lente de compensación (LC) forman un bloque que nosotros denominaremos Corrector de Refracción Esférica, a partir de ahora CRE-EOLL.

La distancia focal de la LC se ha elegido de 50 mm. La distancia entre la EOLL y la LC es dos veces la longitud focal de la lente LC, al igual que la distancia entre la LC y el plano de la pupila del ojo. De esta manera se asegura que la relación de cambio dióptrico entre la EOLL y el CRE-EOLL es de 1:1. Es decir, un

cambio de 1 dioptría en la EOLL supone un cambio de 1 dioptría en el CRE-EOLL. Igualmente se obtiene una simetrización del rango de potencias de la EOLL, de forma que un rango de potencia de la EOLL de +8 a +27 D se corresponde con un rango de corrección de -12 a +7 D en el CRE_EOLL.

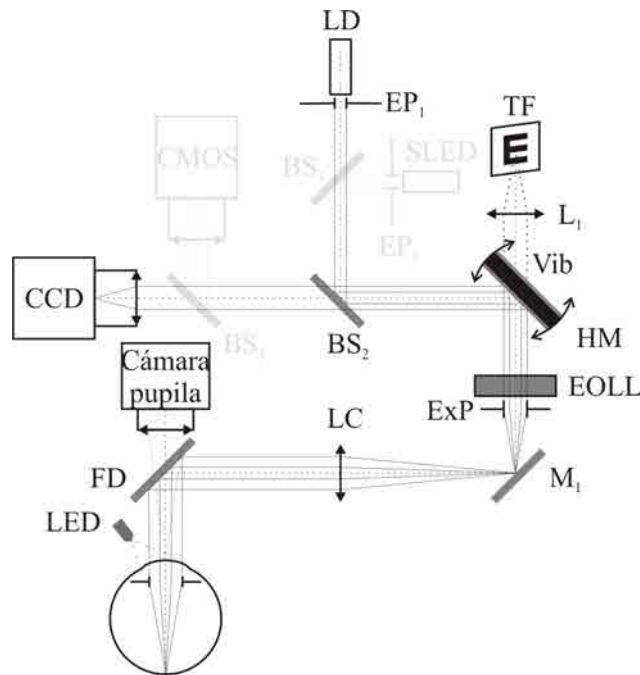


Figura 35. Dispositivo experimental utilizado para validar el CRE-EOLL.

LD: diodo láser; SLED: diodo superluminiscente (no utilizado en este experimento); L_1 : lente; LC: lente de compensación; EOLL: lente electro-óptica; M_1 : espejo; BS_1 , BS_2 , BS_3 : divisores de haz, (BS_1 y BS_3 no utilizados en este experimento); FD: filtro dicróico; HM: hot mirror; EP_1 , EP_2 : pupilas de entrada, (EP_2 no utilizada en este experimento); Exp: pupila de salida; TF: test de fijación; CCD, CMOS, cámara pupila: cámaras CCD y CMOS (no utilizada en este experimento) y cámara de monitorización de la pupila del paciente respectivamente; LED: leds de iluminación de la pupila; Vib: motor de vibración.

La figura 35 muestra el esquema del dispositivo que se utilizó para validar el CRE-EOLL. En el primer paso la luz proveniente del LD pasa a través de un diafragma de diámetro 2 mm (EP_1) que actúa como la pupila de entrada del sistema. La luz

procedente del LD se refleja en el divisor de haz (BS_2). A continuación se refleja en un *hot mirror* (HM), el cual tiene fijado en su propio soporte el pequeño motor vibrador (Vib) que permite reducir el ruido de speckle. Seguidamente, la luz pasa a través de la EOLL, se refleja en un espejo (M_1) y pasa a través de la lente compensadora (LC) de 50 mm de distancia focal. A continuación la luz se refleja en un filtro dicróico (FD), que refleja a 780 nm y transmite la luz con longitudes de onda mayores que 850 nm, y finalmente llega al ojo.

Después de la reflexión de la luz en la retina, comienza el segundo paso con una trayectoria idéntica a la del primer paso hasta BS_2 . En el segundo paso la luz procedente del ojo se ve limitada por un diafragma de 4 mm (Exp) que actúa como la pupila de salida del sistema y que está conjugada con el plano de la pupila del sujeto. Las imágenes de doble paso se registran finalmente en la cámara CCD. El LED de infrarrojos (LED, $\lambda = 1050$ nm), la cámara web (cámara de pupila) y el test de fijación (FT) se utilizan en las mismas condiciones explicadas anteriormente.

En esta configuración la relación entre la potencia de la EOLL y la potencia del CRE-EOLL cambia cuando la distancia entre la EOLL y la LC varía. Por otro lado, el rango del CRE-EOLL se puede extender usando una distancia mayor de EOLL a LC, pero obteniendo en cambio una pérdida de resolución. Por el contrario obtenemos un CRE-EOLL con una resolución más alta para distancias más cortas pero con un rango menor. Debido a los cambios en la curvatura y en el espesor de la EOLL cuando se varía la longitud focal, la distancia entre los planos principales de la EOLL y la LC no es constante, lo que origina un pequeño error en la relación entre la potencia de la EOLL y la

potencia resultante en el CRE-EOLL. Con las especificaciones dadas por el fabricante de la EOLL utilizada, se estimó un movimiento máximo de los planos principales de 3 mm. Con estos datos, se calculó el error relativo para los casos extremos (-12 D y 7 D), respecto de la posición teórica, dando un resultado de -0,009 D y 0,047 D respectivamente, que hemos considerado despreciable.

Por otra parte, la distancia entre la EOLL y la LC es importante para el tamaño y la correcta posición de las pupilas del sistema. La configuración propuesta, con la distancia entre las lentes igual a dos veces la longitud focal de LC, e igual a la distancia entre LC y el plano de la pupila del ojo, asegura que el plano de pupila está conjugado con el plano de la EOLL, con un aumento constante de 1 para todo el rango de potencia. Para otra configuración de distancias diferente, se obtendría una relación de aumento dependiente de la potencia aplicada a la EOLL. De manera similar al caso de la corrección esférica introducida, los cambios en la curvatura y en el espesor de la EOLL no permiten mantener la distancia correcta entre los planos principales de la EOLL y la LC. Por consiguiente, obtenemos diferentes aumentos para las diferentes potencias del CRE-EOLL, lo que produce un pequeño error en el tamaño de las pupilas. Para una pupila de 2 mm el error de diámetro para 7 D y -12 D es de 0,01 mm y 0,02 mm, respectivamente. Para una pupila de 4 mm, el error para 7 D y -12 D es de 0,07 mm y 0,08 mm, respectivamente. Estos valores de error en el diámetro de las pupilas pueden considerarse irrelevantes cuando se mide la calidad óptica del ojo.

La figura 36 muestra el resultado de aplicar la consigna de intensidad de corriente en todo el rango permitido (50 – 340

mA) a la EOLL y al CRE-EOLL. Se puede observar la respuesta obtenida de la potencia de la lente EOLL sola (rojo) frente a la potencia del CRE-EOLL (azul). El uso de una focal diferente a 50 mm para la lente de compensación (50 mm) provocaría un desplazamiento en la gráfica del corrector de refracción esférica. Podemos observar también que las rectas correspondientes a la EOLL y el CRE-EOLL son paralelas, esto es a causa de la relación de cambio dióptrica entre la EOLL y el CRE-EOLL igual a 1:1 .

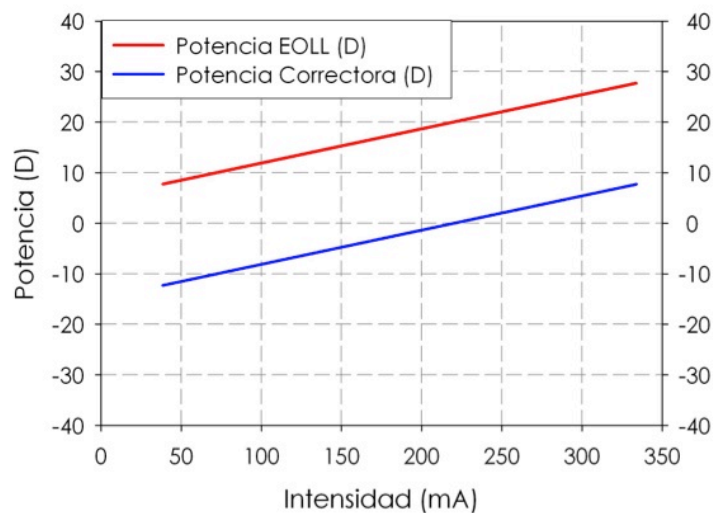


Figura 36. Potencia en dioptrías (D) de la EOLL sola (rojo) y la potencia del corrector esférico incluyendo la EOLL y la LC (azul), en función de la intensidad eléctrica aplicada en miliamperios (mA).

Finalmente y vista la idoneidad de este sistema como corrector de refracción esférica, se procedió a validar el mismo con medidas de calidad óptica del ojo.

Con este fin, y utilizando el montaje de la figura 35, se registraron imágenes de doble paso en la posición de mejor enfoque a un grupo de pacientes. Se compararon los resultados

obtenidos con las medidas realizadas a los mismos pacientes con el instrumento comercial OQAS, que utiliza un optómetro Badal para la corrección de la refracción esférica. Tanto la fuente (LD) como el sensor (CCD) utilizados son del mismo tipo de los incluidos en dicho instrumento. Se utilizó la MTF cutoff como métrica para la comparación.

Para el análisis estadístico de éste y todos los experimentos realizados en la tesis se utilizó el software comercial SPSS para Windows (versión 17.0, SPSS, Chicago, IL). Se consideró un valor de p de 0,05 como límite de valor significativo.

Para evaluar la distribución normal de las variables analizadas se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

En el estudio participaron 9 pacientes seleccionados entre el personal y los estudiantes del CD6 (UPC). Todos los sujetos firmaron un consentimiento informado y el estudio siguió los principios de la Declaración de Helsinki.

Los criterios para la inclusión fueron: sin antecedentes de cualquier patología ocular, cirugía y/o tratamiento farmacológico y tener un diámetro de la pupila de 4 mm o más en condiciones escotópicas. La edad media de la población fue de $36,22 \pm 8,71$ años (rango: 24-48) y la refracción esférica media fue de $-1,33 \pm 2,45D$ (rango: 1,25 a -4,5).

El valor medio de MTF cutoff para todos los pacientes medidos con el sistema OQAS y el dispositivo experimental fue de $34,56 \pm 9,39$ ciclos/grado y $35,24 \pm 9,86$ ciclos/grado, respectivamente, con una diferencia media de $0,68 \pm 2,18$ ciclos/grado. En la figura 37 se muestra la correlación entre la

MTF cutoff obtenida con el sistema de OQAS y con la configuración experimental, con un coeficiente de correlación de Pearson de 0,975 y una p estadísticamente significativa ($p < 0,01$). Finalmente, después de confirmar la distribución normal de las medidas, el estudio t-test no mostró diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,375$) entre los dos métodos. Por lo tanto, se puede concluir que los resultados obtenidos utilizando una EOLL para la corrección de la refracción esférica son similares a los obtenidos utilizando un optómetro de Badal.

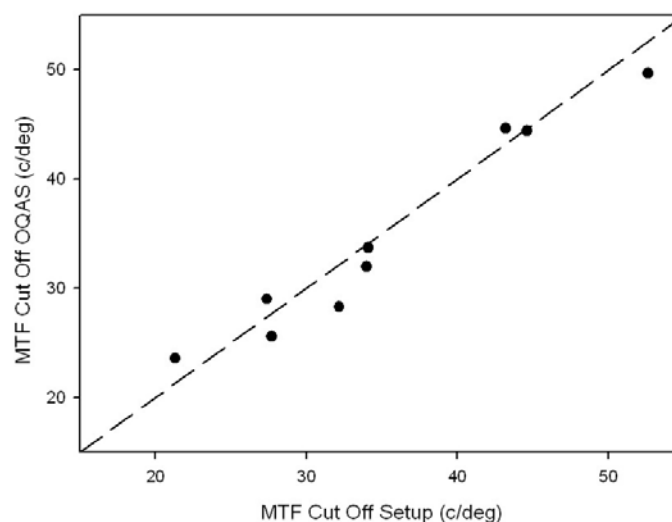


Figura 37. Correlación de la MTF cutoff obtenido con el sistema de OQAS y la configuración experimental.

Los resultados obtenidos en este estudio han sido publicados [Sanabria 2013].

3.4 Sistema de iluminación basado en una fuente SLED

A partir del sistema de doble paso propuesto en 3.1 se realizó el estudio para la comparación del comportamiento de un SLED y de un diodo láser LD.

El SLED utilizado en el montaje es comercializado por la empresa Monocrom. En concreto se trata del modelo SLED-7810M-7G25, diodo empaquetado en un módulo precolimado, con una longitud de onda $\lambda = 780$ nm, y con un anchura a media altura de 20 nm.

A continuación se presentan en la tabla 3 las características más notables del SLED, en la tabla 4 los modos de modulación del mismo y en la figura 38 su espectro de emisión, (datos facilitados por el fabricante). En el anexo 7.5 se incluye la hoja de especificaciones completa.

Modelo	SLD780M-7G25
Longitud de onda (@20°C) [nm] ± 20	780
Pot.max [mW]	1,9 mW
Modos de operación	Modulable y CW (onda continua)
Apertura	6,5 mm
Voltaje de alimentación	5 \pm 5% Vdc
Clase de producto láser	3R

Tabla 3. Especificaciones generales del SLED SLD7810M-7G25.

Fuente: Monocrom.

Modos de modulación	
Señal de entrada, Vmod, típica	TTL
Rango de modulación	CW hasta 10kHz
Tiempo de subida y bajada [ns], típica	20 μ s-subida;
Impedancia de entrada	Baja impedancia

Tabla 4. Modos de modulación del SLED SLD7810M-7G25.

Fuente: Monocrom.

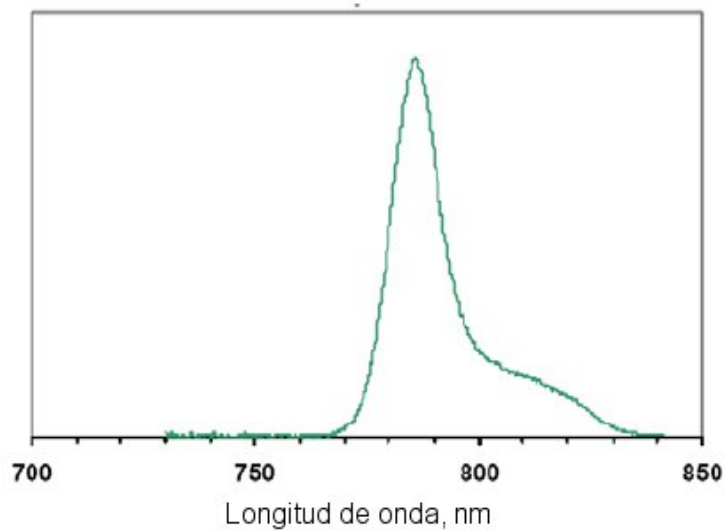


Figura 38. Espectro de emisión del SLED SLD7810M-7G25. Fuente: Monocrom.

El LD que se utilizó fue un diodo láser modelo MC7805U-M-7A15 de la empresa monocrom, diodo empaquetado en un módulo precolimado, con una longitud de onda $\lambda = 780$ nm, y con un anchura a media altura de 3 nm.

Aunque el montaje experimental permite la adquisición simultánea de las dos cámaras, para aislar la dependencia con la fuente de luz, sólo se tuvieron en cuenta las imágenes grabadas por la cámara CCD.

Un esquema de dicho sistema se muestra a continuación en la figura 39.

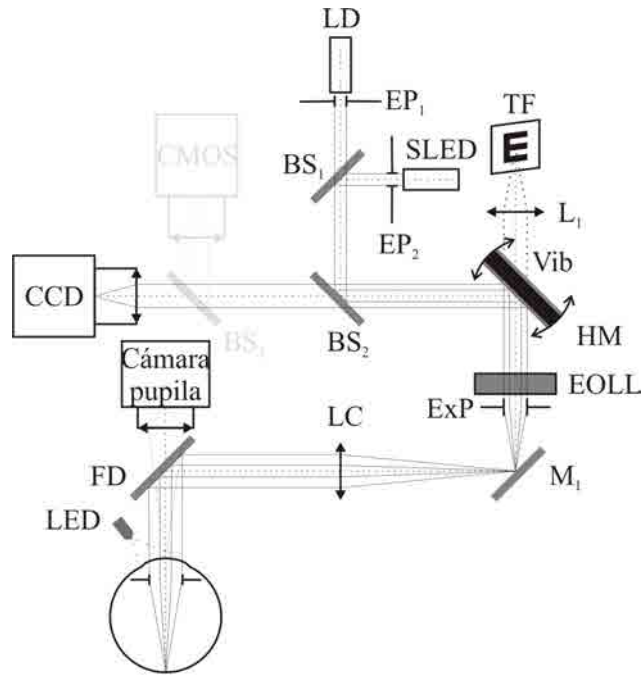


Figura 39. Esquema de doble paso para la evaluación de las fuentes de luz (SLED – LD): LD: diodo láser; SLED: diodo superluminiscente; L_1 : lente; LC: lente de compensación; EOLL: lente electro-óptica; M_1 : espejo; BS_1 , BS_2 , BS_3 : divisores de haz, (BS_3 no utilizado en este experimento); FD: filtro dicróico; HM: hot mirror; EP_1 , EP_2 : pupilas de entrada; ExP: pupila de salida; TF: test de fijación; CCD, CMOS, Cámara pupila: cámaras CCD y CMOS (no utilizada en este experimento) y cámara de monitorización de la pupila del paciente respectivamente; LED: leds de iluminación de la pupila; Vib: motor de vibración.

En el primer paso se proyecta sobre la retina una de las dos fuentes de luz, es decir el LD o el SLED, ambos colimados y con una anchura total a la media altura del máximo de 3 y 20 nm, respectivamente. La modulación del SLED se realizó a través del generador de funciones PROMAX GR-232 a una frecuencia de 2Khz, mientras que el LD se moduló utilizando una fuente de alimentación DC convencional. La luz proveniente de cada fuente pasa a través de un diafragma de diámetro 2 mm, (EP_1 para el LD, EP_2 para el SLED) que actúa como la pupila de entrada del sistema. La luz procedente de SLED se refleja a través del divisor de haz BS_1 mientras que la luz procedente de LD se transmite a través del mismo. A partir de este punto y

independientemente de la fuente de luz que se utilizó, el camino óptico es idéntico, incluyendo el CRE-EOLL como sistema de corrección de refracción esférica. Después de la reflexión de la luz en la retina, comienza el segundo paso con una trayectoria idéntica a la del primer paso hasta BS₂. Las imágenes de doble paso se registraron con la cámara CCD. El LED de infrarrojos (LED, $\lambda = 1050$ nm), la cámara web (cámara de pupila) y el test de fijación (FT) se utilizan en las mismas condiciones explicadas anteriormente.

En el estudio de validación de la fuente de luz participaron 32 pacientes seleccionados entre el personal y los estudiantes del CD6 (UPC). Todos los sujetos firmaron un consentimiento informado y el estudio siguió los principios de la Declaración de Helsinki. Los criterios para la inclusión fueron: sin antecedentes de cualquier patología ocular, cirugía y/o tratamiento farmacológico, diámetro de la pupila de 4 mm o más en condiciones escotópicas, error refractivo (en términos de equivalente esférico) entre -8,00 y 5,00 dioptrías (D), ya que este es el rango de medición del instrumento OQAS, y astigmatismo inferior a 0,50D.

La edad media de la población fue de $37,21 \pm 8,29$ años (rango: 24-50). La media de refracción esférica fue $-0,57 \pm 1,87$ dioptrías (D) (rango: 2,5 a -4,5 D). En cuanto a la calidad óptica ocular y el nivel de difusión intraocular, los valores medios MTF cutoff y OSI obtenidos con el instrumento OQAS fueron $38,61 \pm 8,25$ ciclos/grado y $0,54 \pm 0,21$, respectivamente.

Las medidas se realizaron en condiciones de baja iluminación con el fin de garantizar pupilas de más de 4 mm en todos los casos. Todos los exámenes fueron realizados por el mismo

examinador que fue previamente entrenado. El ojo que se midió (izquierdo o derecho) fue seleccionado al azar .

Con el sistema experimental se registraron imágenes de doble paso utilizando el SLED y el LD por separado. Como el objetivo de utilizar el SLED era reducir el ruido de speckle y evitar el uso de un motor de vibración, con esta fuente se realizaron las medidas con el motor de vibración apagado, mientras que cuando se utilizaba el LD el motor de vibración estaba en marcha. Se compararon los resultados obtenidos en la medida tanto para el SLED como para el LD en términos de MTF cutoff y OSI.

En la figura 40, se muestra un ejemplo de las imágenes de doble paso para el mismo paciente cuando se utiliza el SLED y el LD con vibración como fuentes de luz. Como se ve en la figura, la imagen utilizando el SLED muestra la presencia de ruido speckle.

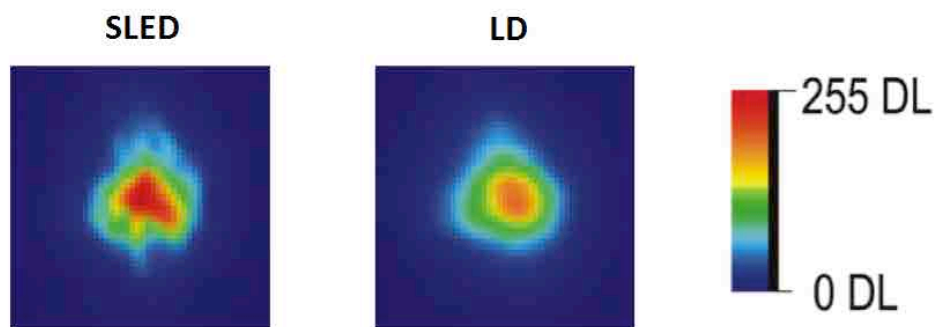


Figura 40. Imágenes de doble paso para el mismo paciente registradas al utilizar SLED (vibrador OFF) y LD (vibrador ON) como fuentes de luz. DL nivel digital. En el SLED se observa presencia de speckle.

Los valores medios de MTF cutoff obtenidos fueron de $38,86 \pm 6,99$ ciclos/grado para el LD y $36,13 \pm 5,94$ ciclos/grado para el SLED. Los valores medios de OSI fueron de $0,48 \pm 0,23$ para el LD y $0,47 \pm 0,26$ para el SLED. En la tabla 5 se pueden observar los resultados obtenidos que muestran las diferencias medias entre las medidas del SLED y del LD en términos de valores MTF cutoff y OSI. Como se puede observar en la tabla, la diferencia media no es despreciable para el MTF cutoff, mientras que es muy pequeña para el OSI. También se calculó la correlación existente entre los resultados correspondientes al SLED y el LD para MTF cutoff y OSI. Como se muestra en la tabla 5, se observó una correlación significativa entre los datos, con coeficientes de correlación de Pearson alrededor de 0,700 en ambos casos.

	LD (Vib ON) vs SLED (Vib OFF)	
	MTF cutoff	OSI
Diferencia media \pm SD	$-2,73 \pm 4,60$	$-0,01 \pm 0,19$
Coeficiente de correlación de Pearson, r (p)	0,759 ($< 0,001$)	0,696 ($< 0,001$)
t test (p)	0,002	0,666*

* Diferencias no significativas

Tabla 5. Comparación de los valores MTF cutoff y OSI en la evaluación del LD (Vibrador ON) frente al SLED (Vibrador OFF). Se muestran los resultados de las medidas en términos de la diferencia media (\pm SD), el coeficiente de correlación de Pearson y el t-test entre los pares de las métricas.

Finalmente, después de confirmar la distribución normal de los valores en todos los casos con el estadístico de Kolmogorov-Smirnov ($p > 0,05$), se compararon las medidas obtenidas por cada fuente de luz con el estadístico t-test para estudiar si

existen diferencias significativas entre las diferentes fuentes de luz. No se encontraron diferencias significativas para los valores de OSI, pero si que encontraron diferencias estadísticamente significativas en el MTF cutoff (tabla 5) .

La razón de la diferencia obtenida en los valores de MTF cutoff puede ser debida a la insuficiente reducción del ruido speckle en las imágenes registradas con el SLED. En este sentido, se repitió la comparación entre SLED y LD, pero con el motor de vibración activado en ambos casos y se encontró que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre las fuentes de luz, ni en la MTF cutoff ($p = 0,533$), ni en el OSI ($p = 0,310$) (tabla 6).

	LD (Vib ON) vs SLED (Vib ON)	
	MTF cutoff	OSI
Diferencia media \pm SD	0,53 \pm 4,76	-0,03 \pm 0,18
Coeficiente de correlación de Pearson, r (p)	0,771 ($< 0,001$)	0,636 ($< 0,001$)
t test (p)	0,533*	0,310*

* Diferencias no significativas

Tabla 6. Comparación de los valores MTF cutoff y OSI en la evaluación del LD (Vibrador ON) frente al SLED (Vibrador ON). Se muestran los resultados de las medidas en términos de la diferencia media (\pm SD), el coeficiente de correlación de Pearson y el t-test entre los pares de las métricas.

Por lo tanto, en condiciones similares (ambas fuentes de luz con el motor de vibración encendido) el comportamiento del LD y del SLED es equivalente, es decir, la calidad óptica medida con ambos dispositivos es similar. Para remarcar que la diferencia hallada es debida a la presencia de speckle residual,

al comparar las medidas del SLED con y sin motor, encontramos diferencias estadísticamente significativas para la MTF cutoff ($p = 0,001$), mientras que no hubo diferencias para el OSI ($p = 0,549$) (tabla 7). La única diferencia entre ambos casos (motor de vibración encendido y apagado) es la reducción de speckle, por lo que podemos concluir que el speckle en las imágenes registradas utilizando el SLED cuando el motor está apagado afecta al cálculo del MTF cutoff.

	SLED (Vib ON) vs SLED (Vib OFF)	
	MTF cutoff	OSI
Diferencia media \pm SD	-3,26 \pm 5,03	-0,02 \pm 0,17
Coeficiente de correlación de Pearson, r (p)	0,715 ($< 0,001$)	0,741 ($< 0,001$)
t test (p)	0,001	0,549*

* Diferencias no significativas

Tabla 7. Comparación de los valores MTF cutoff y OSI en la evaluación del SLED (Vibrador ON) frente al SLED (Vibrador OFF). Se muestran los resultados de las medidas en términos de la diferencia media (\pm SD), el coeficiente de correlación de Pearson y el t-test entre los pares de las métricas.

Para analizar con más detalle el efecto del speckle, se ha cuantificado el nivel del mismo por medio del parámetro denominado contraste del speckle (C_s) [Goodman 1976, Goodman 2006]. Para el cálculo del C_s , la imagen se divide en pequeñas ventanas y para cada una se calcula la relación entre la desviación estándar y el promedio de las intensidades dentro de la ventana. El C_s se corresponde con la media de la relación calculada para todas las ventanas de la imagen. El C_s oscila entre 0 (speckle mínimo) a 1 (speckle máximo). El valor de C_s para el LD con el motor de vibración en funcionamiento fue de

0,12, mientras para el SLED con el motor de vibración apagado fue de 0,24 y con el motor en funcionamiento fue de 0,11. Estos datos muestran que cuando se utiliza el SLED con el motor de vibración apagado hay menos reducción de speckle que cuando se utiliza cualquiera de las fuentes de luz con el motor de vibración en funcionamiento. Además, algunos trabajos previos reportan problemas con el speckle cuando se utiliza el SLED como el único método para la reducción del mismo [Gambra 2009] que de esta forma, otros autores han optado por la combinación con otros métodos, como la utilización de un motor de vibración y de placas de fase [Hofer 2001]. En nuestro caso, el SLED utilizado no tenía la suficiente baja coherencia como para romper el ruido speckle por sí mismo, pero sí mostró un buen rendimiento cuando se combina con otros métodos para la reducción del speckle. El SLED seguramente podría ser utilizado en ausencia de un motor de vibración si tuviera una coherencia ligeramente inferior.

3.5 Sistema de registro de imágenes basado en una cámara CMOS

Como ya hemos indicado anteriormente, la configuración típica de un sistema de doble paso incluye una cámara CCD como dispositivo de registro de imágenes. Hoy en día, debido a la evolución de la tecnología, hay alternativas más económicas a las cámaras CCD que en principio pueden ser utilizadas en este tipo de sistemas como las cámaras CMOS.

Con el objetivo de evaluar la posibilidad de utilizar una de estas cámaras hemos utilizado la cámara CMOS μ Eye UI-1220-M (IDS Imaging), cuyas prestaciones han sido comparadas con la cámara CCD μ Eye UI-2220-M. Las características técnicas principales de ambas se muestran en la tabla 8. En los anexos

7.7 y 7.8 se incluyen las hojas de especificaciones completa de cada una de las cámaras.

Modelo	UI - 2220 - M - CCD	UI - 1220 - M - CMOS
Sensor	1/2" CCD	1/3" CMOS
Resolución	768 (H) x 582 (V) píxeles CCIR/PAL	752 (H) x 480 (V) píxeles WVGA
Tamaño de pixel	8,3 (H) x 8,3 (V) μm	6 (H) x 6 (V) μm
Color	Monocromo, 8 bits	Monocromo, 8 bits

Tabla 8. Características técnicas principales de las cámaras CCD y CMOS utilizadas en el montaje.

Por lo general los sensores CMOS tienen un mayor nivel de ruido que los CCD. Este hecho ha sido considerado como un inconveniente a la hora de utilizarlos como dispositivos de registro en montajes de doble paso o similares. Para comprobar este hecho en las cámaras que hemos utilizado, se ha evaluado el nivel de ruido por medio de la relación señal/ruido definida de acuerdo a la ecuación 3.1 (Ec.3.1) [Huynh-Thu 2008], donde I_{max} es el valor máximo posible de la intensidad [255] y σ es la desviación estándar de los valores de intensidad en la imagen, (registrada en el montaje experimental en condiciones de oscuridad y con las fuentes de luz desactivadas). En estas condiciones se obtuvo un valor de 49,27 dB para el CCD y 47,15 dB para el sensor CMOS.

$$PSNR = 20 \log \frac{I_{max}}{\sigma} \quad (\text{Ec. 3.1})$$

Cuanto mayor sea el PSNR, es menor el efecto del ruido. Para un ruido del 1% de la intensidad máxima posible, obtendríamos

un PSNR de 40 dB ($20 \log (255/2,5)$), por lo que para valores de PSNR mayores a 40 dB indicaría valores de ruido menores al 1%. A la vista de los resultados se comprueba que, aunque el nivel de ruido es mayor para el CMOS que para la CCD, están en ambos casos por debajo del 1% de la máxima intensidad posible [255].

En la figura 41 se muestra el esquema del sistema DP utilizado para la evaluación de las dos cámaras del registro de imagen.

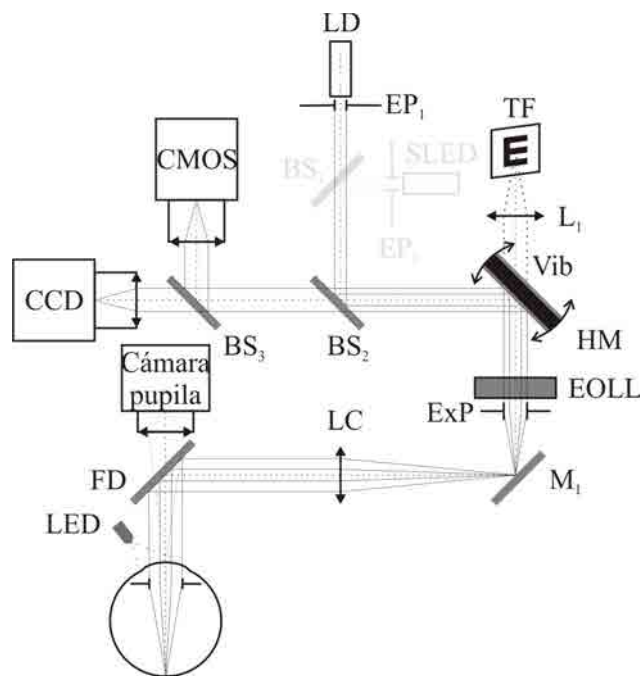


Figura 41. Esquema de doble paso para la evaluación de las cámaras (CCD-CMOS): LD: diodo láser; SLED: diodo superluminiscente (no utilizado en este experimento); L_1 : lente; LC: lente de compensación; EOLL: lente electro-óptica; M_1 : espejo; BS_1 , BS_2 , BS_3 : divisores de haz, (BS_1 no utilizado en este experimento); FD: filtro dicróico; HM: hot mirror; EP_1 , EP_2 : pupilas de entrada, (EP_2 no utilizada en este experimento); Exp: pupila de salida; FT: test de fijación; CCD, CMOS, Cámara pupila: cámaras CCD y CMOS y cámara de monitorización de la pupila del paciente respectivamente; LED: leds de iluminación de la pupila; Vib: motor de vibración.

Aunque el sistema tenía dos fuentes de luz (SLED y LD) únicamente se ha utilizado el LD para aislar la dependencia con el sensor.

Para evaluar la cámara CMOS con el objeto de ser utilizada en una configuración de doble paso se realizaron medidas al mismo grupo de pacientes que para la comparación del SLED y el LD.

Se registraron simultáneamente imágenes de doble paso para cada paciente con cada una de las cámaras (CCD y CMOS). En concreto se registraron seis imágenes con cada sensor, con un tiempo de exposición de 240 ms, y se restó a cada imagen una imagen de fondo. Con la lente objetivo utilizada, y dado el tamaño de pixel de ambas cámaras, se dispuso de una frecuencia de muestreo de 0,821 y 1,136 ciclos/grado, para CCD y CMOS respectivamente. Los resultados (MTF cutoff y OSI) obtenidos al medir con la cámara CMOS se compararon con los resultados de la cámara CCD. De esta manera se obtuvo información sobre el rendimiento de la cámaras CMOS y CCD para la medida tanto de la calidad óptica como de la difusión del ojo.

Los valores medios de MTF cutoff fueron de $38,86 \pm 6,99$ ciclos/grado para la CCD y $39,75 \pm 8,04$ ciclos/grado para la CMOS. Los valores medios de OSI fueron de $0,48 \pm 0,23$ para la CCD y $0,49 \pm 0,25$ para la CMOS. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 9. Como se puede comprobar, la diferencia media entre la cámara CMOS y la cámara CCD en términos de valores MTF cutoff y OSI está próxima a cero. La correlación existente entre los resultados correspondientes a la cámara CMOS y la CCD para MTF cutoff y OSI también fue calculada,

resultando significativa. Hubo una correlación significativa entre los datos, con coeficientes de correlación de Pearson por encima de 0,918 en ambos casos. Finalmente, después de confirmar la distribución normal de los valores en todos los casos con la prueba de Kolmogorov-Smirnov ($p > 0,05$), se compararon las medidas obtenidas con cada cámara con el estadístico t-test, sin encontrarse diferencias significativas entre los resultados ($p > 0,05$).

	CMOS vs CCD	
	MTF cutoff	OSI
Diferencia media \pm SD	0,89 \pm 3,18	0,01 \pm 0,10
Coeficiente de correlación de Pearson, r (p)	0,920 ($< 0,001$)	0,918 ($< 0,001$)
t test (p)	0,123*	0,500*

* Diferencias no significativas

Tabla 9. Comparación de los valores MTF cutoff y OSI en la evaluación de la cámara CMOS frente a la CCD.

Existen trabajos de otros autores que dan consistencia a la conclusión obtenida mediante la aplicación de otras técnicas. Por ejemplo, en un trabajo anterior basado en la técnica de Hartmann-Shack [Nirmaier 2003], se utilizó con éxito una cámara CMOS como dispositivo de registro. Esto demuestra la evolución de este tipo de sensores, y confirma su idoneidad para la aplicación en montajes experimentales de óptica visual y para la implementación de instrumentación asociada a este campo.

4. Sistema experimental de doble paso compacto y de bajo coste

Después de analizar las prestaciones de diferentes elementos como la lente electro-óptica (EOLL), el diodo superluminiscente (SLED) y la cámara CMOS como alternativas a los elementos tradicionalmente utilizados en los sistemas de doble paso (sistema Badal, diodo láser, cámara CCD), en este capítulo se presenta el trabajo desarrollado y los resultados obtenidos en la construcción del sistema de doble paso compacto y de bajo coste resultante.

4.1 Sistema experimental final

La figura 42 muestra la configuración final del sistema.

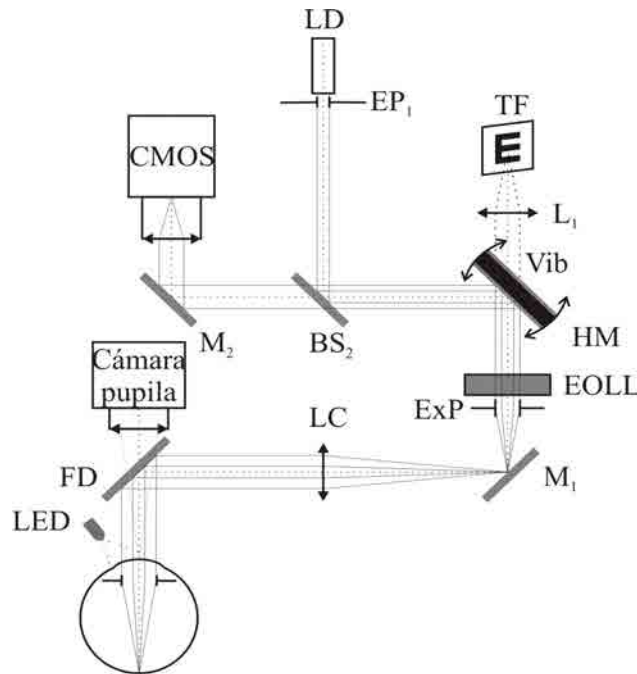


Figura 42. Esquema del sistema de doble paso propuesto. LD: diodo láser; L_1 : lente; LC: lente de compensación; EOLL: lente electro-óptica; M_1, M_2 : Espejos; BS_2 : divisor de haz; FD: filtro dicroico; HM: hot mirror; EP_1 : pupila de entrada; ExP: pupila de salida; TF: test de fijación; CMOS: cámara CMOS; Cámara pupila: cámara de monitorización de la pupila del paciente; LED: leds de iluminación de la pupila; Vib: motor de vibración.

Los resultados obtenidos en los estudios presentados en el capítulo anterior muestran que no hay diferencias entre las cámaras analizadas (CCD y CMOS). Por lo tanto, se utilizó la cámara CMOS en la configuración final del montaje experimental debido a que tiene un precio menor que las cámaras CCD. Por otro lado, se ha visto que el SLED utilizado no tiene suficiente ancho de banda para evitar completamente el speckle por sí solo. Además, dado que no es posible prescindir del motor de vibración, y el diodo láser (LD) es más económico,

se ha utilizado el LD como fuente de luz en la configuración final del sistema de doble paso. Finalmente, el sistema de doble paso experimental incluyó el corrector de refracción esférica (CRE-EOLL) basado en la lente electro-óptica, con el que se obtienen buenas prestaciones como se demostró en el apartado 3.3 [Sanabria 2013].

En la configuración propuesta (figura 42) la luz proveniente del LD pasa a través de un diafragma de diámetro 2 mm (EP_1) que actúa como la pupila de entrada del sistema. La luz procedente del LD se refleja primero en el divisor de haz (BS_2). A continuación se refleja en un *hot mirror* (HM), el cual tiene fijado en su propio soporte el pequeño motor vibrador (Vib) que permite reducir el ruido de speckle. Seguidamente, la luz pasa a través de la EOLL, se refleja en un espejo (M_1) y pasa a través de la lente compensadora (LC) de 50 mm de distancia focal. Como ya hemos visto antes, el par de lentes de EOLL y LC actúan como el compensador de refracción esférica (CRE-EOLL). A continuación la luz se refleja en un filtro dicróico (FD), que refleja a 780 nm y transmite la luz con longitudes de onda mayores que 850 nm, y finalmente llega al ojo.

Después de la reflexión de la luz en la retina, comienza el segundo paso con una trayectoria idéntica a la del primer paso hasta BS_2 , para continuar hasta la cámara CMOS después de reflejarse en M_2 . En el segundo paso la luz procedente del ojo se ve limitada por un diafragma de 4 mm (ExP) que actúa como la pupila de salida del sistema y que está conjugada con el plano de la pupila del sujeto. Las imágenes de doble paso se registran en la cámara CMOS. La pupila se ilumina con leds infrarrojos (LED, $\lambda = 1050$ nm) y se utiliza una cámara web adicional (cámara de pupila) para el centrado y visionado de la

4. Sistema experimental de doble paso compacto y de bajo coste

pupila. Se utiliza un test de fijación (FT) con una luminancia de 20 cd/m² y colimado por medio de una lente (L_1) para facilitar a los pacientes la alineación en el sistema.

En la figura 43 se puede ver una fotografía del montaje del dispositivo experimental propuesto. Quedan destacados los bloques más representativos del montaje: cámara CMOS, EOLL (lente electro-óptica), LC (lente de compensación), LD (diodo láser), VIB (vibrador), TF (test de fijación) y cámara webcam.

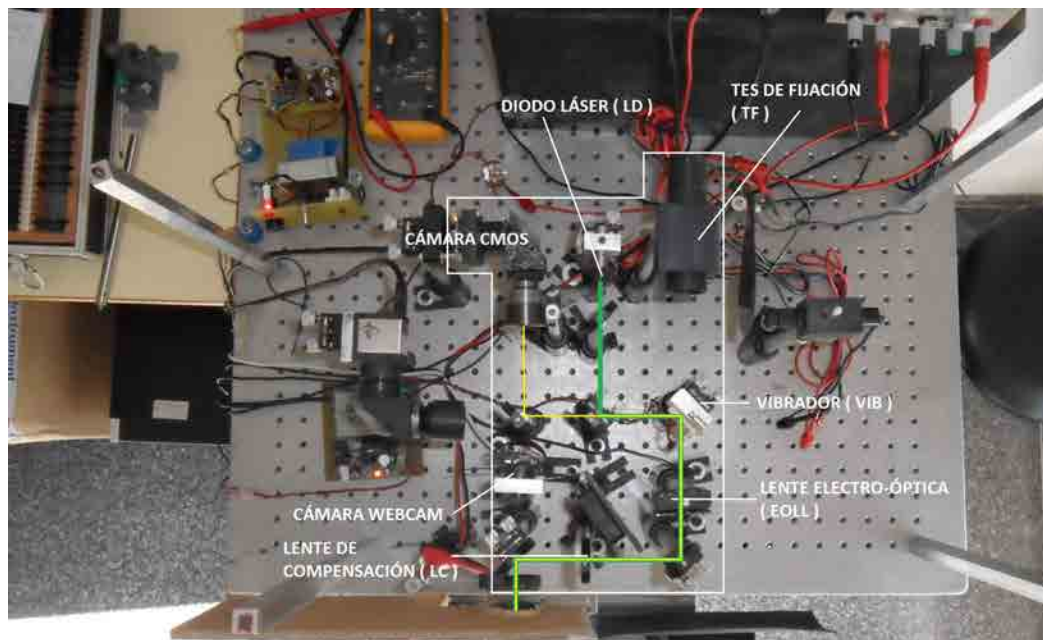


Figura 43. Montaje experimental final propuesto. La parte útil es la marcada en blanco. En verde el camino que recorre la luz desde el diodo láser hasta la salida del sistema, en amarillo el recorrido de vuelta hasta la cámara CMOS.

4.2 Validación

Para demostrar la idoneidad de la configuración final, los resultados de las medidas obtenidas para cada paciente usando el montaje experimental, se compararon con los resultados de

las medidas efectuadas a los mismos pacientes con el instrumento comercial OQAS.

En el estudio participaron 32 pacientes seleccionados entre el personal y los estudiantes del CD6 (UPC). Todos los sujetos firmaron un consentimiento informado y el estudio siguió los principios de la Declaración de Helsinki.

Los criterios para la inclusión fueron: sin antecedentes de cualquier patología ocular, cirugía y/o tratamiento farmacológico y tener un diámetro de la pupila de 4 mm o más en condiciones escotópicas. La edad media de la población fue de $37,21 \pm 8,29$ años (rango: 24-50) y la refracción esférica media fue de $-0,57 \pm 1,87D$ (rango: +2,5 a -4,5). Los pacientes fueron los mismos que participaron en los dos estudios anteriormente presentados, es decir, para la comparación del SLED y el LD y para la comparación de la cámara CMOS y la cámara CCD.

Al igual que en los dos estudios previos, las medidas se realizaron en condiciones de baja iluminación con el fin de garantizar pupilas de más de 4 mm en todos los casos. Igualmente todos los exámenes fueron realizados por el mismo examinador y el ojo que se midió se seleccionó al azar .

El procedimiento de medida fue el ya descrito anteriormente. Se compensó la refracción del paciente variando la potencia de la lente electro-óptica (EOLL) mediante un potenciómetro, buscando la posición de mejor enfoque. Se ajustó de manera manual la potencia del láser (LD) tomando como referencia el nivel de gris máximo de la imagen que muestra el software de control (ajustándolo entre 200 y 230 niveles de gris). Se

registraron seis imágenes con el vibrador (VIB) en marcha, capturando una imagen de fondo del sistema tras la captura de estas imágenes de doble paso. A continuación, y en las mismas condiciones de entorno, se midió al paciente con el instrumento comercial OQAS. El proceso de medida en este caso está automatizado.

Para la comparación entre ambos sistemas, se realizó un estudio estadístico en el que, como en el resto de estudios descritos, se utilizaron como métricas de referencia la MTF cutoff y OSI. Se consideró significativo un valor p de 0,05.

Dicho análisis estadístico se aplicó a los datos obtenidos en las medidas efectuadas a los pacientes siguiendo el siguiente proceso:

- Se realizó un estudio de Bland y Altman [Altman 1983, Bland 1986]. Este método representa gráficamente la diferencia media entre las muestras comparadas contra el valor medio de las mismas. En el gráfico se representan el límite superior e inferior que comprende el 95% del nivel de confianza. Este intervalo se corresponde con $\pm 1,96$ veces la desviación estándar de la diferencia media. Dentro de estos límites se espera encontrar el 95% de las diferencias entre muestras.
- Se calculó el coeficiente de Pearson y si éste es estadísticamente significativo.
- Se estudió la normalidad de la distribución de las variables con el estadístico de Kolmogorov-Smirnov para las dos métricas de referencia, MTF cutoff y OSI.

- Se realizó un estudio t test para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre las diversas maneras de medir la calidad óptica a partir de la MTF cutoff y el OSI.

4.3 Resultados

En la tabla 10 presentamos los valores medios y la desviación estándar de la MTF cutoff y el OSI obtenidos con el sistema experimental y el OQAS, así como la diferencia media y los límites de confianza al 95%.

	Valores medios		Diferencia Media	Límites de confianza al 95 %
	OQAS	Montaje experimental		
MTF	38,61 +/- 8,25	39,75 +/- 8,04	1,14 +/- 4,10	[-6,89, +9,17]
OSI	0,54 +/- 0,21	0,50 +/- 0,25	-0,04 +/- 0,16	[+0,27, +0,35]

Tabla 10: Resultados de los valores medios, diferencia media y límites de confianza obtenidos en el experimento.

La diferencia media entre el montaje de doble paso experimental y el instrumento comercial OQAS en términos de valores MTF cutoff y OSI fueron respectivamente $1,14 \pm 4,10$ ciclos/grado y $-0,04 \pm 0,16$. En términos de porcentaje corresponde al 2,93 % para el MTF cutoff y 7,55 % para el OSI.

En el estudio de Bland y Altman (figura 44), se pueden observar las diferencias para MTF cutoff y OSI entre las medidas hechas con el sistema de doble experimental y el instrumento OQAS

4. Sistema experimental de doble paso compacto y de bajo coste

respecto del valor medio (línea central de la figura 44), la mayoría dentro del 95 % del margen de confianza. No se encontraron correlaciones significativas en este caso y, por consiguiente, no hay dependencia de las diferencias de los valores medios entre el sistema de doble paso experimental y el instrumento OQAS, (MTF cutoff: $r = 0,05$ ($p = 0,776$) ; OSI: $r = 0,32$ ($p = 0,073$)) .

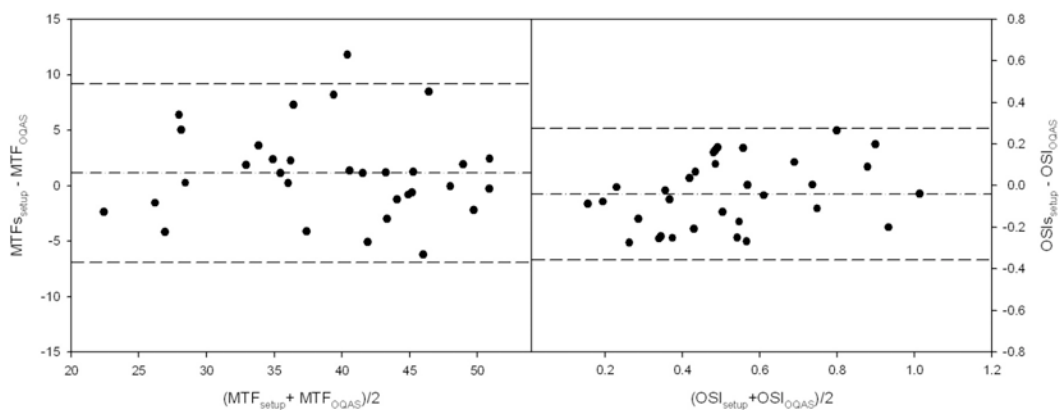


Figura 44. Gráficas de Bland y Altman para MTF cutoff y OSI medidos con el sistema experimental de doble paso y el instrumento OQAS. Las gráficas representan la diferencia entre el sistema experimental y el OQAS contra el valor medio. Los límites superior e inferior corresponden a los límites de confianza del 95% y la línea central a la media de las diferencias.

En la figura 45 se muestra la correlación entre el sistema experimental y el instrumento OQAS para el MTF cutoff y OSI. La correlación existente entre las medidas se muestra en la figura 45, obteniéndose un coeficiente de correlación de Pearson de 0,873 ($p < 0,001$) y 0,783 ($p < 0,001$) para MTF cutoff y OSI respectivamente.

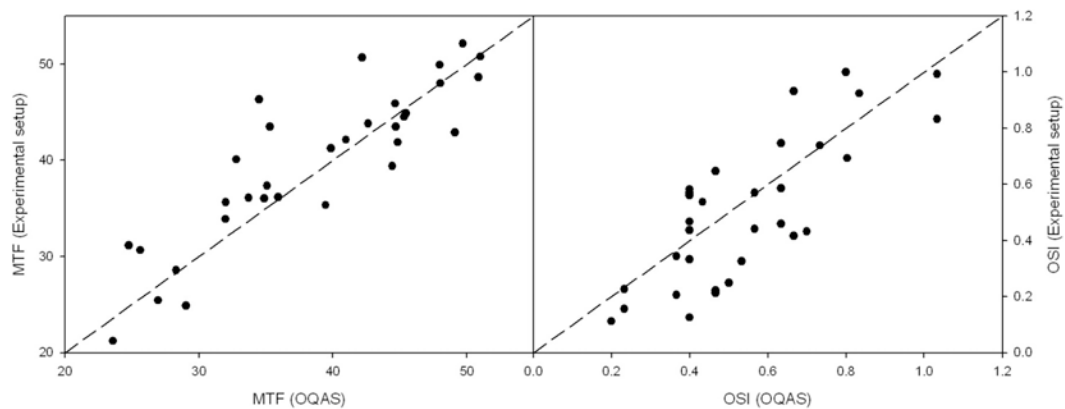


Figura 45. Correlación de la MTF cutoff y el OSI medidos con el sistema de doble paso experimental y el instrumento comercial OQAS

Cada punto de gráfica corresponde con una medida. En consecuencia, a la vista de estos datos podemos afirmar que se ha encontrado una fuerte correlación entre los resultados obtenidos con el montaje experimental y el instrumento OQAS, que es estadísticamente significativa.

Finalmente, y después de confirmar la distribución normal de los valores en todos los casos con la prueba de Kolmogorov-Smirnov ($p > 0,05$) (tabla 11), se compararon las medidas obtenidas con el sistema de doble paso experimental y el instrumento comercial OQAS aplicando un estudio t-test. El estadístico Sig. (2-colas) $> 0,05$ indica que no hay diferencias significativas entre las dos configuraciones tanto para el cálculo de la MTF cutoff (sig. $> 0,126$) como para el cálculo del OSI (sig. $> 0,161$) entre el sistema de doble experimental y el instrumento OQAS (tabla 12).

4. Sistema experimental de doble paso compacto y de bajo coste

Test de Kolmogorov-Smirnov

		MTF MONTAJE EXP.	OSI MONTAJE EXP.	MTF OQAS	OSI OQAS
N		32	32	32	32
Normal Parametros ^{a,b}	Media	39,757	0,502	38,614	0,542
	Desviación St.	8,049	0,258	8,256	0,209
Extremo Diferencias	Absoluto	0,105	0,091	0,135	0,142
	Positivo	0,062	0,091	0,097	0,142
	Negativo	-0,105	-0,074	-0,135	-0,107
Kolmogorov- Smirnov Z		0,592	,0517	0,762	0,802
Asint. Sigma (2-colas)		0,875	0,952	0,606	0,541

a. La distribución del test es Normal. b. Calculado utilizando la muestra

Tabla 11. Resultados del test de Kolmogorov-Smirnov

Test entre pares

	Diferencias entre pares				
	95% Intervalo de confianza de las diferencias				
	Más bajo	Más alto	t	df	Sig. (2- colas)
MTF montaje exp - MTF oqas	-0,339	2,624	1,573	31	0,126
OSI montaje exp - OSI oqas			-1,435	31	0,161

Tabla 12. Resultados del estudio t - test

Los resultados obtenidos en este estudio han sido publicados recientemente [Sanabria 2014].

5. Conclusiones y trabajo futuro

El objetivo fundamental de esta tesis ha sido el diseño, implementación y validación de un sistema de doble paso compacto y de bajo coste, demostrando al mismo tiempo que mantiene y/o mejora las prestaciones de los sistemas existentes. En el capítulo 3 de esta tesis se ha explicado la metodología y los resultados obtenidos en los diferentes experimentos realizados en los tres subsistemas identificados: subsistema de compensación de la refracción esférica, subsistema de iluminación y subsistema de registro de imágenes. En el capítulo 4 se han presentado los resultados obtenidos en la implementación y validación del sistema desarrollado. En este capítulo presentamos las conclusiones más significativas del trabajo efectuado, agrupadas según los principales objetivos marcados.

Sistema de corrección de refracción esférica basado en una lente electro-óptica (EOLL).

Se ha implementado un sistema de corrección de refracción esférica (CRE-EOLL) basado en el uso de una lente electro-óptica (EOLL) y una lente de compensación (LC).

Se ha analizado la calidad óptica de la EOLL. Para ello se ha implementado un sistema de paso simple y se han realizado medidas para diferentes longitudes focales de la EOLL. Los resultados obtenidos indican que aunque la EOLL introduce una pequeña degradación óptica, esta no es significativa. Esto permite concluir que la EOLL reúne los requisitos de calidad óptica para ser utilizada en un sistema de doble paso o similar como por ejemplo en un sistema de medida de aberraciones basado en un sensor de Hartmann-Shack.

Se ha diseñado e implementado un sistema experimental de doble paso con el CRE-EOLL como sistema de corrección de refracción esférica. Se han realizado medidas en pacientes con este sistema experimental y con el instrumento comercial OQAS que utiliza un sistema de Badal para la compensación de la refracción esférica, en condiciones similares. Los resultados obtenidos muestran una alta correlación y ponen de manifiesto que no existen diferencias significativas entre ambos sistemas, y en consecuencia se puede concluir que el CRE-EOLL es una solución válida para la corrección de refracción esférica en los sistemas de doble paso o similares.

Sistema de iluminación basado en una fuente SLED

Se ha diseñado e implementado un sistema de doble paso que incorpora las dos fuentes de luz, un diodo superluminiscente (SLED) y un diodo láser (LD).

Se han comparado las medidas obtenidas con las dos fuentes de luz, el SLED con el vibrador sin activar y el LD con el vibrador activado. Los resultados obtenidos para las dos métricas analizadas (MTF cutoff y OSI) muestran un comportamiento diferente. En el caso del OSI, comparando el SLED con el LD, encontramos pequeñas diferencias en los valores numéricos, un alto coeficiente de correlación y no encontramos diferencias estadísticamente significativas. Por contra en el caso de la MTF cutoff se encontraron diferencias en sus valores numéricos y diferencias estadísticamente significativas. La explicación del diferente comportamiento del SLED frente al LD en la MTF cutoff se atribuye a la insuficiente reducción de ruido speckle en las imágenes obtenidas con el SLED.

Se ha realizado un estudio de comparación entre SLED y LD con el motor de vibración activado en ambos casos y se encontró que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre las fuentes de luz. También se ha realizado un estudio de comparación entre el SLED con el motor de vibración activado y sin activar, encontrándose diferencias estadísticamente significativas para la MTF mientras que no para el OSI. La única diferencia entre ambos casos es la reducción de speckle, por lo tanto podemos concluir que el speckle en las imágenes registradas utilizando el SLED cuando el motor está apagado afecta al cálculo de la MTF. Todo esto permite concluir que aunque el SLED utilizado no tenía la suficiente anchura de

banda como para eliminar el ruido speckle completamente, muestra un buen rendimiento cuando se combina con otros métodos para la reducción del speckle. Un SLED con una coherencia ligeramente inferior seguramente sí que se podría utilizar por sí solo.

Sistema de registro de imágenes basado en tecnología CMOS.

Se ha estudiado el subsistema de registro de imágenes y la posibilidad de utilizar una cámara CMOS en substitución de las cámaras CCD ampliamente utilizadas en los montajes de doble paso.

Se ha diseñado e implementado un sistema mediante el cual es posible registrar simultáneamente imágenes de doble paso utilizando ambas cámaras (CCD y CMOS).

Se han realizado medidas de la relación señal/ruido de ambos sensores, obteniéndose un valor mayor para el CMOS que para la CCD. Sin embargo, este valor representa menos del 1% de la máxima intensidad en la imagen para ambas cámaras.

Se han realizado medidas en pacientes con el sistema experimental registrando las imágenes de doble paso con ambos sensores. Los resultados obtenidos muestran que las diferencias medias entre las cámaras CMOS y CCD en términos de valores MTF cutoff y OSI estaban próximas a cero, con diferencias entre ambas cámaras correspondientes con errores cerca del 2%. Se obtuvo una alta correlación entre las medidas con ambos sensores, sin diferencias estadísticamente significativas

Estos resultados permiten concluir que se puede utilizar una cámara CMOS en un sistema de doble paso para el registro de las imágenes.

Sistema de doble paso compacto y de bajo coste

Se ha desarrollado y validado un sistema experimental de doble paso compacto y de bajo coste integrado por un sistema de iluminación basado en un diodo laser (LD), un sistema corrector de la refracción esférica basado en una lente electro-óptica y una lente de compensación (CRE-EOLL) y un sistema de registro basado en una cámara CMOS.

Para validar el sistema desarrollado se obtuvieron medidas a un grupo de pacientes y se compararon con las obtenidas usando el instrumento OQAS, utilizando como métricas el MTF cutoff y el OSI .

Se obtuvo una alta correlación entre las diferencias medias obtenidas con el sistema experimental y el instrumento OQAS para ambos parámetros. Las diferencias para MTF cutoff y OSI entre las medidas hechas con el sistema de doble paso experimental y el instrumento OQAS respecto al valor medio están mayoritariamente dentro de los límites de confianza del 95 %. No se encontró dependencia de la diferencia de los valores medios entre los sistemas utilizados ni se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las dos métricas utilizadas (MTF cutoff y OSI).

Aunque no era un objetivo en sí mismo, se ha cuantificado el ahorro económico y de dimensiones físicas del sistema experimental desarrollado respecto al de un montaje de doble

paso convencional, (en este caso se tomó como referencia el del instrumento OQAS II). Ambos valores se situaban alrededor del 45%, siendo el coste de los tres dispositivos utilizados de unos 800€ y las dimensiones del sistema de 26x30 cm.

Se concluye a la vista de estos resultados que el sistema de doble paso presentado basado en un CRE-EOOL, un LD y una cámara CMOS mejora en cuanto a dimensiones y coste el de un sistema convencional, manteniendo las mismas prestaciones, alcanzándose por lo tanto el objetivo principal marcado en esta tesis.

Trabajo futuro

Una vez presentados los resultados de esta tesis doctoral que demuestran la posibilidad de utilizar componentes alternativos a los utilizados tradicionalmente en montajes de doble paso con el objetivo de mantener o mejorar el rendimiento, reduciendo las dimensiones y bajando el coste, creemos que del trabajo realizado pueden surgir líneas de trabajo futuras.

Con respecto al sistema podrían plantearse diferentes líneas de trabajo, como por ejemplo la automatización del control de los diferentes componentes. Nuestro montaje permite la regulación de los componentes de manera manual utilizando reguladores de tipo potenciómetro (como la regulación del láser, la búsqueda del punto de mejor enfoque por parte de la EOLL, la regulación del motor de vibración, la modulación del SLED). Todos estos elementos pueden ser automatizados por medio de diferentes interfaces electrónicas lo que sin duda mejoraría el funcionamiento del sistema.

Otra vía de mejora la podemos centrar en la disminución del speckle utilizando la propia lente EOLL para generar pequeñas variaciones de la vergencia del haz de luz a alta frecuencia. De hecho el grupo de investigación de CD6 ya ha realizado un estudio que demuestra su viabilidad [García Guerra 2015].

Siguiendo en misma línea, aunque el diodo SLED utilizado no permitía evitar completamente el speckle, seguramente era debido a una coherencia todavía demasiado elevada. Por lo tanto se podrían estudiar las características que debe tener un SLED para poder evitar completamente el speckle. Además, las mejoras tecnológicas de los próximos años permiten vislumbrar la posibilidad de disponer de diodos SLED más económicos y con suficiente ancho de banda para eliminar el speckle.

Finalmente indicar que se dispone de un sistema con gran variedad de grados de libertad como por ejemplo la regulación de la potencia del láser, la regulación de la EOLL, la regulación del nivel de vibración, centrado y alineamiento manual, etc. Todo ello nos ofrece un gran abanico de posibilidades para iniciar una gran variedad de estudios a partir de la adquisición y procesado de las imágenes de doble paso. Algunos de los que se pueden plantear son, por ejemplo, el estudio del OSI en imágenes astigmáticas, lo que permitiría realizar las medidas sin necesidad de corregir el astigmatismo del paciente, o la determinación de la calidad de la lágrima, aportando mejoras a su caracterización objetiva a partir de la determinación de la variación temporal de la difusión.

6. Bibliografía

M. **Aldaba**, M. Vilaseca M, F. Díaz-Doutón, M. Arjona M, J. Pujol, "Measuring the accommodative response with a double-pass system: comparison with the Hartmann-Shack technique", *Vision Res.* **62**, 26-34 (2012).

M. **Aldaba**, M. Vilaseca M, M. Arjona M, J. Pujol, "Age-related changes in accommodation measured with a double-pass system", *Ophthalmic Physiol Opt.* **33**,508-515 (2013).

J.L. **Alio**, A.B. Plaza-Puche, J. Javaloy, M.J. Ayala, L.J. Moreno, D.P. Piñero, "Comparison of a new refractive multifocal intraocular lens with an inferior segmental near add and a diffractive multifocal intraocular lens", *Ophthalmology* **119**,555-563 (2012).

D.G. **Altman**, J.M. Bland, "Measurement in medicine: the analysis of method comparison studies", *The Statistician* **32**, 307-317 (1983).

J. **Arines**, J. Ares, "Minimum variance centroid thresholding", *Opt. Lett.* **27**, 497-499 (2002).

A. **Arnulf**, O. Depuy, and F. Flamant, "Les microfluctuations d'accommodation de l'oeil et l'acuit visuelle pour les diameters pupillaires naturels", *C. R. Hebd seanc Acad Sci Paris* **232**, 349-350 (1951).

A. **Arnulf**, J. Santamaría y J. Bescós, "A cinematographic method for the dynamic study of the image formation by the human eye. Microfluctuations of the accommodation", *J. Optics* **12**, 123-128 (1981).

P. **Artal** and R. Navarro, "Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: an analytical expression", *J. Opt. Soc. Am. A* **11**, 246-249 (1994).

P. **Artal**, I. Iglesias, N. López_Gil, D.G. Green, "Double-pass measurements of the retinal image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system", *J. Opt. Soc. Am. A* **12**, 2358-2366 (1995a).

P. **Artal**, I. Iglesias, N. López-Gil, "Double pass system with unequal entrance and exit pupils sizes to measure the optical transfer function of the eye", en *Lasers in Ophthalmology* (R. Birngruber y A. F. Fercher eds.) **2632**, 56-61, Barcelona: SPIE (1995b).

P. **Artal**, S. Marcos, R. Navarro and D.R. Williams, "Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality", *J. Opt. Soc. Am. A.* **12**, 195-201 (1995c).

P. **Artal** et al, "Contribution of the Cornea and Internal Surfaces to the Change of Ocular Aberrations with Age", *Journal Optometry Society* **19**, 137-143 (2002).

P. **Artal** et al, "An objective scatter index based on double-pass retinal images of a point source to classify cataracts", *PLoS ONE Journal Information*, **6**, 1-7 (2011).

J.M. **Artigas**, P. Capilla, A. Felipe, J. Pujol, "Optica Fisiológica. Psicofísica de la visión", Interamericana MacGraw Hill (1995).

D.A. **Atchison**, "Accommodation and presbyopia", *Ophthal. Physiol. Opt.* **15**, 255-272 (1995).

D.A. **Atchison** and G. Smith, "Optics of the Human Eye", Butterworth-Heinemann, Oxford (2000).

G.B. **Benedek**, "Theory of transparency of the eye", *Appl. Opt.* **10**, 459-473 (1971).

A. **Benito**, G.M. Pérez, S. Mirabet, M. Vilaseca, J. Pujol, J.M. Marín, P. Artal, "Objective optical assessment of tear-film quality dynamics in normal and mildly symptomatic dry eyes", *J Cataract Refract Surg.* **37**, 1481-1487 (2011).

A.G. **Bennett**, R.B. Rabbetts, "Clinical Visual Optics" (2^a ed.), Butterworth-Heinemann Ltd., Oxford (1989).

M. **Bigasa**, E. Cabrujaa, J. Forestb, J. Salvi, "Review of CMOS image sensors", *Microelectronics Journal* **37**, 433-451 (2006).

J.M. **Bland**, D.G. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement", *Lancet* **327**, 307-310 (1986).

M. **Born**, E. Wolf, "Principles of Optics", 7th ed, Cambridge University Press (1999).

W.S. **Boyle** and G. E. Smith, "Charge Coupled Semiconductor Devices", *Bell Sys. Tech. J.* **49**, 587-593 (1970).

F.W. **Campbell**, D. G. Green, "Optical and retinal factors affecting visual resolution", *J. Physiol*, **181**, 576-593 (1965).

R.H.S. **Carpenter**, "Movement of the eyes", Pion Press, London (1988).

F. **Díaz-Doutón**, S. Luque, M. Arjona, J. Pujol, F. Sanabria, J.L. Güell, "Determinación de la calidad óptica del ojo humano mediante la técnica del doble paso", *Microcirugía Ocular* **10**, 161-170 (2003).

F. **Díaz-Doutón**, A. Benito, J. Pujol, M. Arjona, J. L. Güell, and P. Artal, "Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument", *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, **47**, 1710-1716 (2006a).

F. **Díaz-Doutón**, J. Pujol, M. Arjona, S. O. Luque, "Curvature sensor for ocular wave-front measurement", *Opt. Lett.*, **31**, 2245-2247 (2006b).

F. **Díaz-Doutón**, "Desarrollo de nueva instrumentación para la medida de la calidad óptica del ojo", tesis doctoral, Universidad Politécnica de Cataluña (2006c).

A. **Duane**, "Normal values of the accommodation of all ages ", *JAMA* **59**, 1010–1013 (1912).

K. **Edwards**, R. Llewellyn, "Optometry", Butterworth, London (1988).

F. **Flamant**, "Etude de la répartition de lumière dans l'image rétinienne d'une fente", *Revue d'Optique* **34**, 433-459 (1955).

E. **Gambra**, L. Sawides, C. Dorronsoro, S. Marcos, "Accommodative lag and fluctuations when optical aberrations are manipulated", *J. Vision* **9**, 1–15 (2009).

C.E. **Garcia Guerra**, M. Aldaba, M. Arjona, J. Pujol, "Speckle reduction in double-pass retinal images using variable-focus lenses", *JEOS-RP* **10** (2015).

A. **Glasser**, M. C. W. Campbell, "Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age", *Vision Res* **38**, 209–229 (1998).

A. **Glasser**, M. C. W. Campbell, "Optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia", *Vision Res.* **39**, 1991–2015 (1999).

J.W. **Goodman**, "Some fundamental properties of speckle", J. Opt. Soc. Am **66**, 1145–1150 (1976).

J.W. **Goodman**, "Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications", Roberts and Company Publishers (2006).

I. **Grukowski**, M. Gora, M. Szkulmowski, I. Gorczynska, D.Szlag, S. Marcos, A. Kowalczyk, M.Wojtkowski, "Anterior segment imaging with Spectral OCT system using a high-speed CMOS camera", Opt Express. **17**,4842-4858 (2009).

J.L. **Güell**, J.Pujol, M.Arjona et al "OQAS: A new instrument for an objective clinical evaluation of the ocular optical quality", J Cataract Refract Sur **30**, 1598-1599 (2004).

A. **Guirao**, C. Gonzalez, M. Redondo, E. Geraghty, S. Norrby and P. Artal, "Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population", Inv. Ophth. Vis. Sci., **40**, 203-213 (1999).

J. **Hartmann**, "Bemerkungen über den Bau und die Justirung von Spektrographen", Zt. Instrumentenk d **29** (1900).

E. **Hecht**. "Optics". Addison Wesley, 4th edition, (2002).

H. **Helmholtz**, J.P.C. Southall, eds., "Helmholtz's Treatise on Physiological Optics", Traducción de la Optical Society of America, Rochester (1924).

H. **Helmholtz**. (1850), Traducción francesa: "Optique Physiologique". En: J. Gabay ed., tomo I, 226-229, Sceaux (1989).

H. **Hofer**, P. Artal, B. Singer, J.L. Aragón, D.R. Williams, "Dynamics of the eye's wave aberration", *J. Opt. Soc. Am. A* **18**, 497-506 (2001).

B.R. **Horowitz**, "Theoretical considerations of the retinal receptor as a waveguide". In J.M. Enoch & F.L. Tobey (Ed.), *Vertebrate photoreceptor optics* 217-300. Berlin, Springer-Verlag (1981).

H.C. **Howland**, J. Buettner, R.A. Applegate, "Computation of the shapes of normal corneas and their monochromatic aberrations from videokeratometric measurements", *Vision Sci. Appl. Tech. Dig.* **2**, 54 – 57 (1994).

Q. **Huynh-Thu**, M. Ghanbari, "Scope of validity of PSNR in image/video quality assessment", *Electronics Letters* **44**, 800–801 (2008).

I. **Iglesias**, R. Ragazzoni, Y. Julien, P. Artal, "Extended source pyramid wave-front sensor for the human eye", *Optics Express* **10**, 419-428 (2002).

J. **Janesick**, T Elliott, "History and Advancement of Large Array Scientific CCD Imagers. Astronomical CCD observing and reduction techniques", *Astronomical Society of the Pacific* **23**, 1-66 (1992).

K. **Kamiya**, K. Shimizu, A. Igarashi, H. Kobashi, "Time Course of Optical Quality and Intraocular Scattering after Refractive Lenticule Extraction", *PLoS ONE* **8**, e76738 (2013).

J. **Krauskopf**, "Light Distribution in Human Retinal Images, "J. Opt. Soc. Am. **52**, 1046-1105 (1962).

J.R. **Kuszak**, K.L. Peterson, J.G. Sivak, K.L. Herbert, "The interrelationship of lens anatomy and optical quality. II. Primate lenses", Exp. Eye Res. **59**, 521–535 (1994).

Y. **Le Grand**, S.G. El Hage, "Physiological Optics", Springer-Verlag, Heidelberg (1980).

J. **Liang**, B. Grimm, S. Golez, J. Bille, "Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor", J. Opt. Soc. Am.A **11**, 1949-1957 (1994).

J. **Liang**, D.R. Williams, "Aberrations and retinal image quality of the normal human eye", J. Opt. Soc. Am. A **14**, 2873-2883 (1997).

N. **López-Gil**, P. Artal, "Comparison of double-pass estimates of the retinal image quality obtained with green and near-infrared light", J. Opt. Soc. Am. A **14**, 961-971 (1997a).

N. **López-Gil**, "Estudio de la calidad de la imagen retiniana en relación con el mecanismo de la acomodación", Tesis doctoral, Universidad de Murcia (1997b).

S. **Luque**, "Contribuciones a la medida objetiva de la difusión intraocular", Tesis doctoral, (2009).

D. **Malacara**, "Optical Shop Testing", 2ª ed., John Wiley & Sons Inc., New York (1992).

S. **Marcos**, E. Moreno, R. Navarro, "The depth-of-field of the human eye from objective and subjective measurements", *Vision Res.* **39**, 2039-2049 (1999).

R. **Martínez-Cuenca**, V. Durán, V. Climent, E. Tajahuerce, S. Bará, J. Ares, J. Arines, M. Martínez-Corral, J. Lancis, "Reconfigurable Shack-Hartmann sensor without moving elements", *Opt. Lett.* **35**, 1338-1340 (2010).

J.A. **Martínez-Roda**, M. Vilaseca, J.C. Ondategui, A. Giner, F.J. Burgos, G. Cardona, J. Pujol, "Optical quality and intraocular scattering in a healthy young population", *Clin. Exp. Optom.* **94**, 223-229 (2011).

S. **Murali**, P. Meemon, K.S. Lee, W.P. Kuhn, K.P. Thompson, J.P. Rolland, "Assessment of a liquid lens enabled in vivo optical coherence microscope", *Appl. Optics* **49**, 145-156 (2010).

R. **Navarro**, P. Artal, D. R. Williams, "Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity", *J Opt Soc Am. A* **10**, 201-212 (1993).

R. **Navarro**, M.A. Losada, "Phase transfer and point spread function of the human eye determined by a new asymmetric double pass method", *J. Opt. Soc. Am. A-Opt. Image Sci. Vis.* **12**, 2385-2392 (1995).

R. **Navarro**, M.A. Losada, "Aberrations and relative efficiency of light pencils in the living human eye", *Optom. Vision Sci.* **74**, 540-547 (1997).

R. **Navarro**, E. Moreno-Barriuso, "Laser ray-tracing method for optical testing", *Opt. Lett.* **24**, 951-953 (1999).

D.R. **Neal**, J. Copland, D. A. Neal, "Shack-Hartmann wavefront sensor precision and accuracy", *Proc. SPIE 4779, Advanced Characterization Techniques for Optical, Semiconductor, and Data Storage Components.* **148**, (2002).

T. **Nirmaier**, G. Pudasaini, J. Bille, "Very fast wave-front measurements at the human eye with a custom CMOS-based Hartmann-Shack sensor", *Opt Express.* **11**, 2704-2716 (2003).

C. **Ortiz**, J.R. Jiménez, F. Pérez-Ocón, J.J. Castro, R. González-Anera R, "Retinal-image quality and contrast-sensitivity function in age-related macular degeneration", *Curr Eye Res.* **35**, 757-761 (2010).

B.K. **Pierscioneck**, D.Y.C. Chan, "Refractive Index Gradient of Human Lenses. *Optometry and Vision Science*" **66** (12), 822-829 (1989).

B.C. **Platt**, R. Shack, "History and Principles of Shack-Hartmann Wavefront Sensing", *Journal of Refractive Surgery* **17**, PMID 11583233 (2001).

J. **Porter**, A. Guirao, I.G. Cox, D.R. Williams, "Monochromatic aberrations of the human eye in a large population", *J. Opt. Soc. Am. A* **18**, 1793-1803 (2001).

P.M. **Prieto**, F. Vargas-Martin, S. Goetz, P. Artal, "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye", *J. Opt. Soc. Am. A* **17**, 1388-1398 (2000).

M.C. **Puell** Marín, “Óptica Fisiológica: el sistema óptico del ojo y la visión binocular”, Manual, Universidad Complutense de Madrid (2006).

F. **Roddier**, “Curvature sensing and compensation: a new concept in adaptive optics”, Appl. Opt. **27**, 1223-1225 (1988)

R. **Röhler**, V. Miller, M. Aberl, “Zur messung der modulation-subertragungs-funktion des lebenden menschlichen auges in reflektierten licht”, Vision Res. **9**, 407-428 (1969).

S.A. **Sallberg**, B.M. Welsh, M.C. Roggemann, “Maximum a posteriori estimation of wave-front slopes using a Shack-Hartmann wave-front sensor”, J. Opt. Soc. Am A **14**,1347-1354 (1997).

F. **Sanabria**, F. Díaz-Doutón, M. Aldaba, J. Pujol, “Spherical refractive correction with an electro-optical liquid lens in a double-pass system”, JEOS-RP **8**, 13062 (2013).

F. **Sanabria**, M. Aldaba F. Díaz-Doutón, C.E. García-Guerra, J. Pujol, “Technical improvements applied to a double-pass setup for performance and cost optimization”, Opt. Eng. **53**, 061710 (2014).

J. **Santamaría**, P. Artal, J. Bescos, “Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method”, J. Opt. Soc. Am. A **4**, 1109-1114 (1987).

J. **Schwiegerling**, J. E. Greivenkamp, “Using corneal height maps and polynomial decomposition to determine corneal aberrations”, Optometry Vision Sci, **74**, 906–916 (1997).

R.V. **Shack**, B.C. Platt, "Production and use of a lenticular Hartmann screen", *Journal of the Optical Society of America* **61** 656–660 (1971).

G. **Smith**, D.A. Atchison, "The Eye and Visual Optical Instruments", Cambridge University Press (1997).

W.J. **Smith**, "Modern Optical Engineering", 2nd ed., New York: McGraw-Hill (1990).

J.M. **Sparrow**, A.J. Bron, N.A Brown, W. Ayliffe, A.R. Hill, "The Oxford Clinical Cataract Classification and Grading System". *Int Ophthalmology*, **9**(4):207-25 (1986)

W.S. **Stiles**, "Discussion on disability glare at the 1939 CIE meeting in Scheveningen". *Sekretariatsberichte der Zehnten Tagung CIE, Band I*, 183-201 (1942).

J.W. **Strut** (Lord Rayleigh), "On the Theory of Optical Images", *Philos. Mag.* **8**, 403 (1879).

L.N. **Thibos**, X. Hong, "Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer", *Optometry Vision Sci*, **76**, 817–825 (1999).

L.N. **Thibos**, X. Hong, A. Bradley, RA. Applegate, "Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations", *Journal of Vision* **4**, 329–351 (2004).

M.A. **van Dam**, R.G. Lane, "Wave-front slope estimation", *J. Opt. Soc. Am. A* **17**, 1319-1324 (2000).

T.J. **Van der Berg**, J.K. Ijspeert, "Clinical assessment of intraocular stray light". *Applied Optics*, **31**, p. 3694-3696. (1992).

M. **Vilaseca**, A. Padilla, J. Pujol, J.C. Ondategui, P. Artal, J.L. Güell, "Optical quality one month after Verisyse and Veriflex phakic IOP implantation and Zeiss MEL 0 LASIK for myopia from 5,00 to 16,50 diopters", *J Refract Surg* **25**, 689–698 (2009).

M. **Vilaseca**, M.J. Romero, M. Arjona, S.O. Luque, J.C. Ondategui, A. Salvador, J.L. Güell, P. Artal, J. Pujol, "Grading nuclear, cortical and posterior subcapsular cataracts using an objective scatter index measured with a double-pass system", *Br J Ophthalmol.* **96**,1204-1210 (2012).

M.A. **Vivino**, S. Chiantalagiri, B. Trus, M. Datiles, "Development of a Schimpflug slit lamp camera system for quantitative densitometric analysis". *Eye*, **7**, p. 791-798. (1993).

G. **Walsh**, W.N. Charman, and H.C. Howland, "Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye," *J. Opt. Soc. Am. A* **1**, 987–992 (1984).

G. **Westheimer**, F.W. Campbell, "Light distribution in the image formed by the living human eye", *J. Opt. Soc. Am.* **52**, 1040-1045 (1962).

D.R. **Williams**, D.H. Brainard, M. MacHahon, R. Navarro, "Double-pass and interferometric measures of the optical quality of the eye", *J. Opt. Soc. Am. A* **11**, 3123-3135 (1994).

C. **Ye**, P. Ka-Fai Ng, V. Jhanji, “Optical quality assessment in normal and forme fruste keratoconus eyes with a double-pass system: a comparison and variability study”, *British Journal of Ophthalmology* **98**, 1478 (2014).

T. **Young**, “On the mechanism of the eye,” *Philos. Trans. R. Soc. London* **91**, 23–88 (1801).

7. Anexos

7.1 Especificaciones técnicas de la lente electro-optica EL-10-30-NIR-LD

Extended datasheet: EL-10-30-Series
Fast Electrically Tunable Lens
Update: 23.02.2012



Copyright © 2012 Optotune

Fast Electrically Tunable Lens EL-10-30



The curvature of the lens can be rapidly changed by applying a control voltage. The focal length is accordingly tuned to a desired value within milliseconds. Optotune currently offers three lens versions:

- EL-10-30-VIS-HR: High refractive index ($n_D=1.559$), visible anti-reflection coating (400-700nm)
- EL-10-30-VIS-LD: High Abbe number ($V=100$), visible anti-reflection coating (400-700nm)
- EL-10-30-NIR-LD: High Abbe number ($V=100$), near infrared anti-reflection coating (700-1100nm)

The following table outlines the specifications of our standard electrically tunable lens EL-10-30. Lens aperture, thickness and tuning range can be adapted on demand.

Mechanical specifications

External diameter	30	mm
Clear aperture ¹	10	mm
Thickness	9.8	mm
Weight	22.6	g
Lifecycles	>10'000'000	

Electrical specifications

Control voltage	0 to 5	V
Response time (10%-90% step)	10	ms
Power consumption	0 – 2	W

Optical specifications

	EL-10-30-VIS-HR	EL-10-30-VIS-LD, EL-10-30-NIR-LD
Focal tuning range @ 525nm ²	+20 to +60 mm	+45 to +120 mm
Dispersion		
486nm	1.572	1.302
589nm	1.559	1.300
656nm	1.554	1.299
800nm	1.546	1.298
1065nm	1.541	1.297
1300nm	1.537	1.296
1550nm	1.535	1.296
Abbe number V	31	100
Lens type	plano-convex	
Transmission spectrum	see Figure 5	
Optical damage threshold @ 1064nm	25	kW/cm ²
Centration	<2	arcminutes
Polarization	Preserving	

Thermal specifications

Storage temperature	[-40,+85]	°C
Operating temperature	[-20,+65]	°C

Test conditions

80 % of clear aperture, 20°C

¹ Recommended useful aperture is 80% of clear aperture

² Different focal tuning ranges available upon request

Extended datasheet: EL-10-30-Series
Fast Electrically Tunable Lens
Update: 23.02.2012



Copyright © 2012 Optotune

Figure 1 shows the dimensions of the EL-10-30 lens. As indicated, the focal length is measured from the housing.

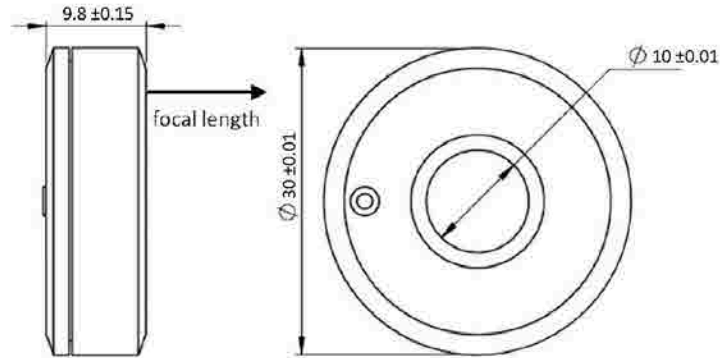


Figure 1: Mechanical drawing (unit: mm)

Figure 2 contains the information needed to model Optotune's electrical lens for simulations. A more detailed design guide and a ZEMAX plug-in can be downloaded from www.optotune.com.

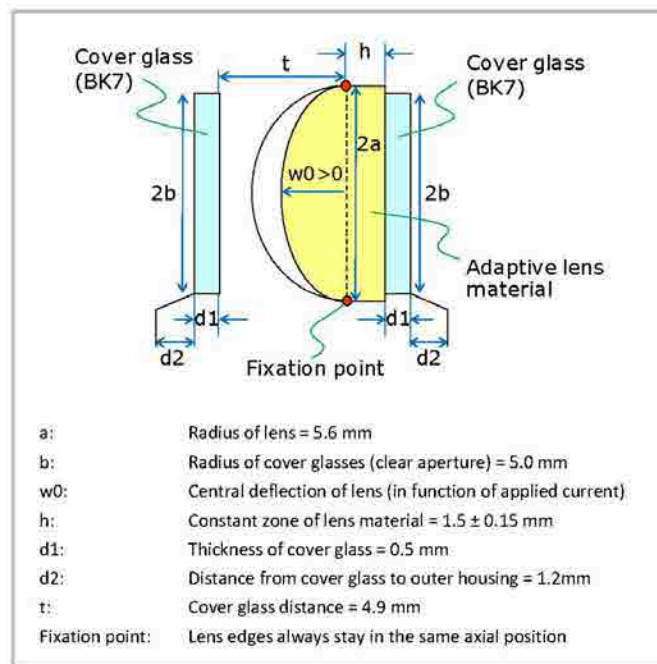


Figure 2: Optical layout with corresponding terminology (lens in the same orientation as in Figure 1).

Page 2 of 10

No representation or warranty, either expressed or implied, is made as to the reliability, completeness or accuracy of this paper.

Optotune AG | Bernstrasse 388 | CH-8953 Dietikon | Switzerland
Phone +41 58 856 3000 | www.optotune.com | info@optotune.com

Extended datasheet: EL-10-30-Series
Fast Electrically Tunable Lens
Update: 23.02.2012



Copyright © 2012 Optotune

Working principle

The EL-10-30 is a shape-changing lens. It basically consists of a container, which is filled with an optical fluid and sealed off with an elastic membrane. The deflection of the lens is proportional to the pressure in the fluid. The EL-10-30 has an electromagnetic actuator that is used to exert pressure on the container. Hence, the focal distance of the lens is proportional to the current flowing through the coil of the actuator.

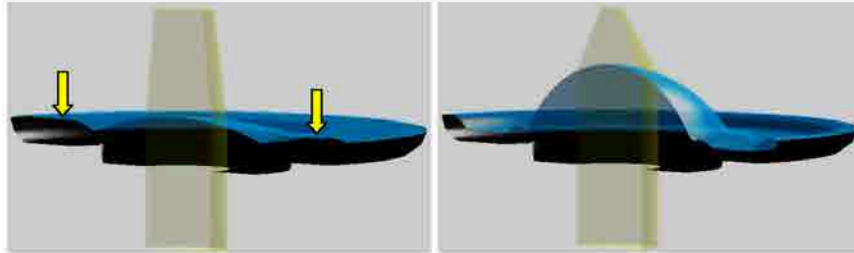


Figure 3: Working principle of the EL-10-30

Focal length versus current

Due to manufacturing tolerances, the relation of focal length to current varies from lens to lens. However, the specified range (e.g. 45 – 120mm for the EL-10-30-VIS-LD) is always contained. In open loop systems, a calibration of the lens with look-up tables is recommended.

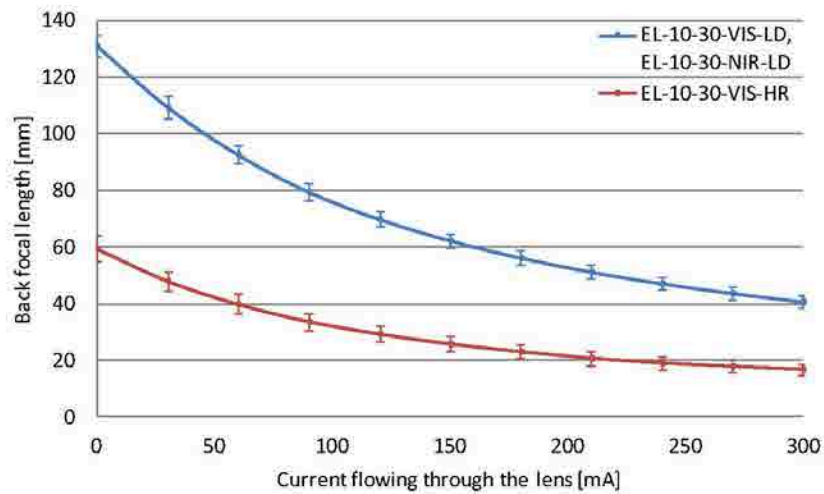


Figure 4: Typical relation of focal distance to current of the EL-10-30.
The error bars show the standard deviation from lens to lens

Page 3 of 10

No representation or warranty, either expressed or implied, is made as to the reliability, completeness or accuracy of this paper.

Optotune AG | Bernstrasse 388 | CH-8953 Dietikon | Switzerland
Phone +41 58 856 3000 | www.optotune.com | info@optotune.com

Transmission range

Both the optical fluid and the membrane material are highly transparent and hardly absorbing in the range of 250 – 2500nm. As the membrane needs to be elastic it cannot be coated using standard processes. Cover glasses can be coated as desired. The figures below show the transmission spectrum for our two standard broad-band coatings (visible and near infrared) as well as two custom narrow-band coatings:

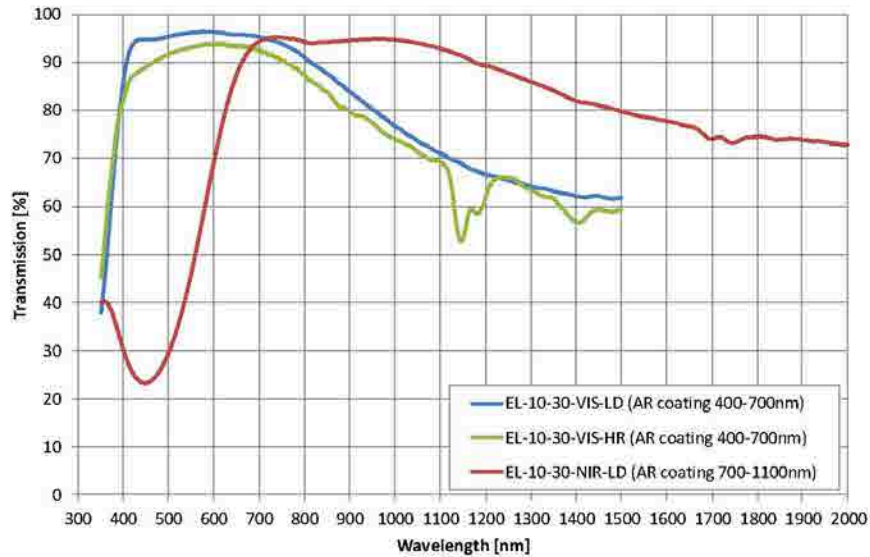


Figure 5: Transmission spectrum of the EL-10-30 for standard broad-band coatings

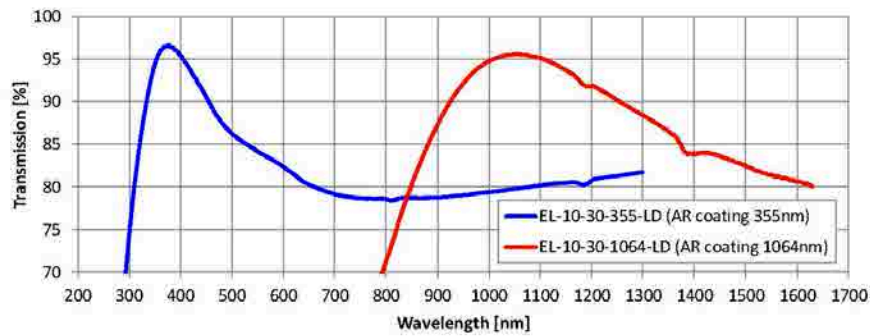


Figure 6: Transmission spectrum of the EL-10-30 for custom narrow-band coatings

The following graph represents the transmission of the lens material only³ (i.e. assuming perfect cover glasses).

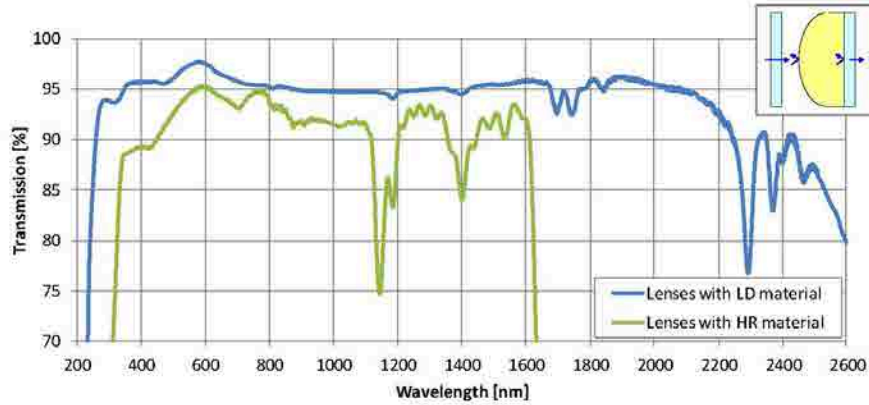


Figure 7: Transmission of the EL-10-30 assuming 100% transparent cover glasses

Wavelength [nm]	EL-10-30-VIS-LD	EL-10-30-VIS-HR	EL-10-30-NIR-LD	EL-10-30-355-LD	EL-10-30-1064-LD	Lens with LD Material ³	Lens with HR Material ³
355	40.4	48.3	40.3	95.5	49.8	95.4	88.5
375	61.7	67.4	38.2	96.6	50.7	95.7	88.9
405	88.3	83.5	29.1	95.0	66.8	95.7	89.3
440	94.8	88.4	23.5	91.6	88.6	95.8	89.5
488	95.1	91.2	26.9	87.0	80.2	95.8	91.9
514	95.6	92.3	32.9	85.6	67.8	96.5	93.1
532	95.9	92.8	38.7	84.9	60.7	97.0	93.9
632	95.9	93.4	81.8	80.9	47.3	96.8	94.6
650	95.7	93.4	87.2	80.3	48.2	96.5	94.2
680	95.6	93.4	92.6	79.5	50.9	96.1	93.7
730	94.5	91.7	95.2	78.8	58.3	95.6	94.0
808	90.5	86.6	94.1	78.4	72.7	95.1	93.5
830	89.0	85.4	94.1	78.8	77.1	95.4	93.0
850	87.7	84.0	94.3	78.8	80.4	95.3	92.9
880	85.5	80.7	94.4	78.7	84.8	95.1	91.4
905	83.6	79.5	94.6	78.8	87.9	94.9	91.6
915	82.9	79.0	94.7	78.8	89.0	94.9	91.7
975	78.5	75.5	94.9	79.3	93.7	94.8	91.9
980	78.3	75.2	94.9	79.3	94.0	94.8	91.7
1030	74.9	72.8	94.4	79.6	95.4	94.7	91.4
1064	72.9	70.7	93.8	79.9	95.5	94.8	91.7
1070	72.7	70.3	93.7	80.0	95.4	94.8	91.9
1310	64.0	63.2	85.7	81.9	88.0	95.1	93.1
1540	#N/A	#N/A	78.9	83.5	81.5	95.6	90.4
1550	#N/A	#N/A	78.7	83.6	81.4	95.6	92.1

Table 1: Transmission values of the EL-10-30 for common lasers

³ The transmission of the „lens material only“ was put together from measurements of several lenses with differently coated cover glasses, whereas the three interfaces of „air to coverglass“ were removed.

Damage thresholds

The nominal specification of the lens materials used is 25kW/cm². However, this number was extrapolated from a small spot size. Good results have been achieved with the following lasers:

- 1070nm, 200W CW on a 3mm beam diameter (equivalent to 2.2kW/cm²)
- 1064nm, 20ns-pulsed at 50kHz, 10W average power on a 0.05mm beam diameter (10J/cm²)
- 355nm, 20ns-pulsed at 50kHz, 7W average power on a 0.05mm beam diameter (7J/cm²)
- 850nm, 140fs-pulsed at 80MHz, 3W average power on a 6mm beam diameter (0.13uJ/cm²)
- 345nm, 500fs-pulsed at 200kHz, 0.5W average power on a 3mm beam diameter (35uJ/cm²)

A known issue is failure of the cover glass material. For this reason Optotune is working on a version of the EL-10-30 with specialty coated glass at 1064nm, which can be expected in Q2 2011.

Another known issue is heating up of the lens as a result of reflections hitting absorbing surfaces. It is advised to calculate such reflections and preferably not use more than a 6mm beam size.

Wavefront quality

Optotune's focus tunable lenses exhibit a spherical lens shape (the nominal parameters can be found in the ZEMAX package, which is available for download on www.optotune.com).

As the materials used are elastic, the lens shape is influenced by gravity. With the lens lying horizontally (optical axis vertical) the RMS wavefront error of the EL-10-30 is currently in the order of 0.1 lambda. With the lens standing upright (optical axis horizontal) a coma Y term of about 0.3 lambda must be added.

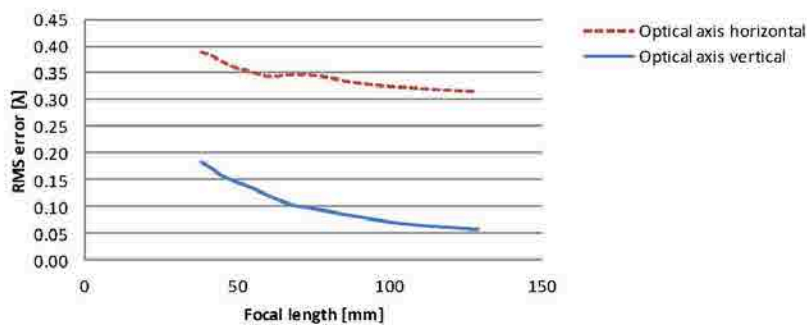


Figure 8: Wavefront measurement of an EL-10-30-VIS-LD (at 80% of clear aperture, defocus & tilt excluded)

This "sagging" effect depends on the size of the lens and several material parameters. While it hardly exists with lenses of apertures below 5mm, it can account for several lambda RMS error with lenses of e.g. 20mm aperture.

In general, a "stiffer" membrane can be used to significantly reduce this undesired effect, as the pressure inside the lens can be increased. However, that is at the expense of focal tuning range or power consumption. Optotune is working on improved materials and lens designs to reduce the dependence on gravity.

Temperature effects

Heating up of the lens has two consequences: First, the refractive index of the optical fluid decreases. Second, the fluid expands in volume. While the first effect would increase the focal distance, the second effect reduces it. With the EL-10-30 design, the second effect prevails. The focal distance decreases by approximately 2% per 10°C temperature increase.

This temperature effect is systematic and reproducible. This means the focal length can be controlled if the temperature is known. The EL-10-30 actually has a built-in temperature sensor. The resistance of the coil (which pushes down on the lens) changes linearly with temperature. So measuring voltage and current can serve as a proxy for the temperature in the lens.

The heating up of the lens can occur at room temperature if driven at high currents or due to absorption of high power laser light. In such cases the lens is preferably mounted using heat-conducting metal clamps. For custom designs it is possible to balance the two temperature effects such that the focus shift becomes minimal at a certain focal length. Alternatively, if response time is not critical, mechanical designs like the ML-25-50 are available which do not heat up due to the controlling current.

Current control vs. voltage control

In principle, the EL-10-30 can be driven using a DC voltage (e.g. even a simple battery). However, as the lens incorporates an electromagnetic actuator, the force applied to the lens (and with that the focal distance) depends on the current flowing through the coil. As with all electronics, the resistance of the coil changes with temperature (12.50Ωm at 25°C). So if a voltage controller is used, the focal distance may not be reproducible or drift away. This is especially the case at currents >200mA where this effect can easily be in the range of 10%. Note that this temperature effect is visible in the order of a few seconds and has nothing to do with the expanding of the optical fluid described above, which is in the order of a few minutes.

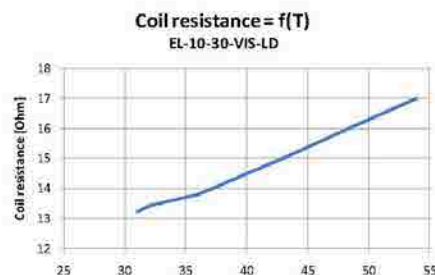
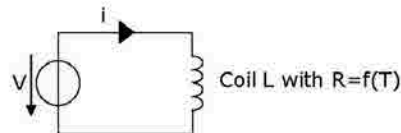


Figure 9: Coil resistance increases with temperature

Recommended drivers/power supplies

Here is a list of off-the-shelf products for current control:

- Precision constant current driver for laser diodes (e.g. Edmund Optics NT56-804, Thorlabs LD1255R)
- For high precision applications (0.1mA resolution) with manual control: TTI QL355
- For high precision applications (0.1mA resolution) with USB/RS232 computer control: TTI QL355P
- For low precision applications (1mA resolution) with manual control: TTI EL301R
- For low precision applications (1mA resolution) with USB computer control: Quakko HY3005DP
<http://shop.vendio.com/Evan2002/item/2041700966/?s=1282809362>

The lens can also be driven using pulse width modulation (PWM) with a frequency between 20 kHz and 50 kHz.

Response time

The 10-90% rise time on a full range step is about 10ms. The response time can be significantly improved by optimizing the current step function. An example is shown in the graph on the right, where a settling time of 15ms was achieved. To optimize the response time on the way back (e.g. when the current is turned off), a short pulse of negative current can be used.

While the actuator can actually move at several kHz, it remains to be analyzed what happens optically due to potential overshooting or wobbling effects. It also remains to be evaluated how the response time varies at different focal lengths. At this point, we expect the lens to be faster at short focal lengths due to the higher pressure of the fluid.

Optotune is working on a different lens design targeted to achieve a 1ms response time.

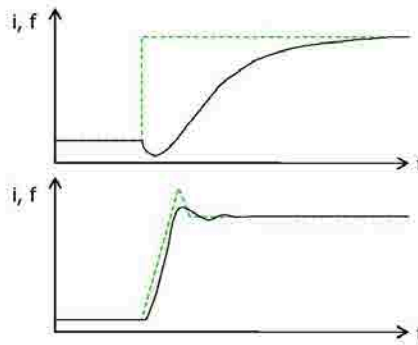


Figure 10: Typical step response (above) and improved response with an optimized step function (below)

Reproducibility

Unlike piezo systems, the EL-10-30 exhibits no hysteresis. The current through the coil induces a force, which is directly transferred onto the 100% elastic membrane. There is no friction in the system. This means that jumping between alternate current levels will always yield the same focal length. This could be confirmed after running 10 million full range cycles.

So basically the reproducibility is limited by the precision of the electronics. For high precision applications a controller with 12 bits is recommended. Assuming a linear relation between current and focal distance, this would mean that the focal distance of e.g. an EL-10-30-VIS-LD would be accurate to $(120\text{mm} - 45\text{mm}) / 4096 = 18\mu\text{m}$. What needs to be taken into account, though, is a potential heating up of the lens when it is operated at high currents over a long period of time.

Atmospheric pressure

By working principle, the atmospheric pressure has no influence on the lens. This has been validated by observing a constant focal length of the EL-10-30 in a vacuum chamber with pressure decreasing from 1 bar down to about 20mbar.

Autofluorescence

The EL-10-30 with LD material is not autofluorescent and can be used for fluorescence microscopy.

Life time

As the EL-10-30 has been released in June 2010, there is no useful lifetime information available. However, the lens has passed relevant environmental and accelerated aging tests as outlined in the table below.

Test	EL-10-30
Mechanical cycling: 40 million full-range cycles (0 to 300mA, at 10 Hz)	Passed
High temperature test: 85±2°C; rel.hum. <6% for 168 hours, non-operational	Passed
Temperature cycling test: -40°C / +85°C for 30 min each, 3 min transition time, 100 cycles	Passed
Damp heat cycling test: 25°C / 55°C at 90-100% relative humidity, 3 hour transition time, 24h per cycle (9h plus transition time each), 18 cycles	Passed
Shock test: 800g for 1ms duration, 5 pulses in each direction (30 pulses in total)	Passed
Solar radiation test: 1120 W per m ² (IEC 60068-2-5), 8 h irradiation & 16 h darkness, 10 cycles	Passed

Table 2: Environmental tests performed on the EL-10-30

Customization

Optotune's lens technology can be adapted to your needs. The following table provides a range of possible parameters.

Clear aperture (A)	From 2mm to 50mm
Range of focal length	From -A to infinity to +A
Response time	As little as 1ms
Lens shapes	Spherical, from convex to flat to concave, whereby the other side of the lens may be a static free form Cylindrical shapes are possible as well
Cover glasses	BK7, fused silica, sapphire, plastics (PC, PMMA, COC)
Coatings	For cover glasses only

Table 3: Lens parameters that can be customized

Of course not all criteria can be met at once. For example, larger apertures based on the same EL-10-30 principle are slower and more power consuming. As an alternative, a mechanical design could be used similar to Optotune's ML-20-35 or ML-25-50, which requires no holding power and can easily be motorized.

Extended datasheet: EL-10-30-Series
Fast Electrically Tunable Lens
Update: 23.02.2012



Copyright © 2012 Optotune

Ordering information for custom versions of the EL-10-30

For custom versions, please follow the instructions below.

EL-C-10-30-AR-MAT- (F_{\min}/F_{\max})

C = custom design

AR = VIS : visible broad-band anti-reflection coating (400-700nm)
NIR : near broad-band infrared anti-reflection coating (700-1100nm)
355: narrow-band anti-reflection at 355nm
1064: narrow- band anti-reflection at 1064nm
NOC: No coating

MAT = HR : high refraction lens material ($n_0 = 1.559$)
LD: low dispersion lens material ($n_0 = 1.300$)

f_{\min} = minimum focal length

f_{\max} = maximum focal length

Example: EL-C-10-30-VIS-LD (+50/+150) refers to a custom electrical tunable lens of 10mm aperture packaged in a housing of 30mm diameter with anti-reflection coating for visible light, low dispersion lens material and a focal tunable range from +50 to +150mm.

For more information on optical, mechanical and electrical parameters, please contact sales@optotune.com.

Page 10 of 10

No representation or warranty, either expressed or implied, is made as to the reliability, completeness or accuracy of this paper.

Optotune AG | Bernstrasse 388 | CH-8953 Dietikon | Switzerland
Phone +41 58 856 3000 | www.optotune.com | info@optotune.com

7.2 Hoja de calibración de la lente electro-optica EL-10-30-NIR-LD utilizada

Characterisation sheet: EL-10-30-NIR-LD
 Serial number: 101227-282
 Generation date: 25.07.2014

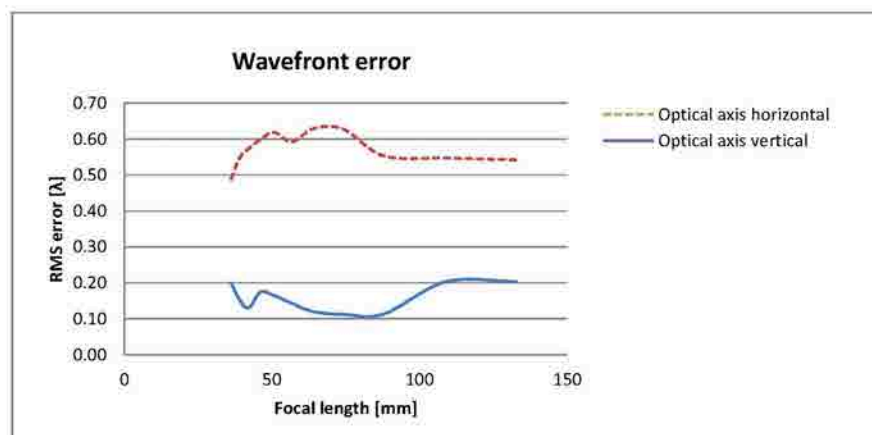
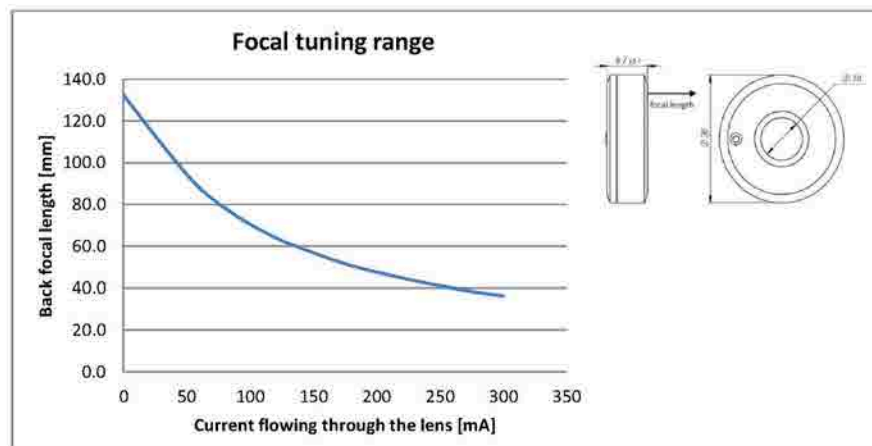


Copyright © 2014 Optotune

Fast Electrically Tunable Lens EL-10-30



Clear aperture: 10mm
 Dispersion
 nF (486.1nm): 1.302
 nD (589.3nm): 1.300
 nC (656.3nm): 1.299



Note: All measurements conducted at 80% of clear aperture

No representation or warranty, either expressed or implied, is made as to the reliability, completeness or accuracy of this paper.

Optotune AG | Ueberlandstrasse 129 | CH-8600 Dübendorf | Switzerland
 Phone +41 58 856 3000 | www.optotune.com | info@optotune.com

Measurement data


Focal tuning range

I [mA]	F [mm]
0	132.5
30	109.1
60	87.9
90	74.2
120	64.0
150	56.8
180	50.6
210	46.1
240	42.2
270	38.9
300	36.2


Wavefront error

F [mm]	RMS error [λ]	
	Vertical axis	Horizontal axis
36.2	0.199	0.489
38.9	0.154	0.546
42.2	0.130	0.574
46.1	0.175	0.599
50.6	0.165	0.619
56.8	0.142	0.593
64.0	0.120	0.629
74.2	0.112	0.627
87.9	0.113	0.553
109.1	0.203	0.547
132.5	0.204	0.542


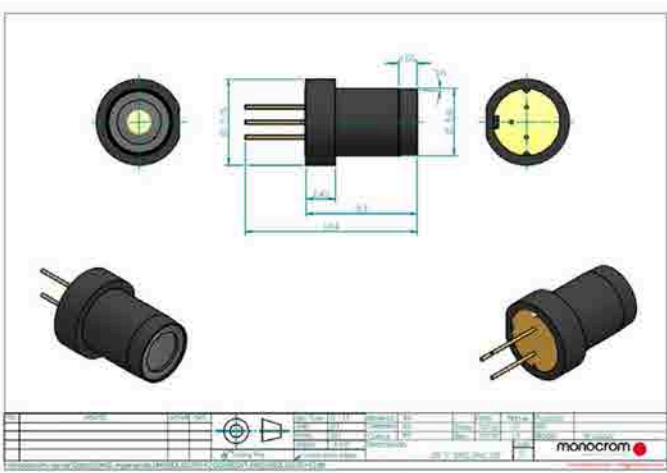
7.3 Especificaciones técnicas del diodo láser MC7805U-M-7A15



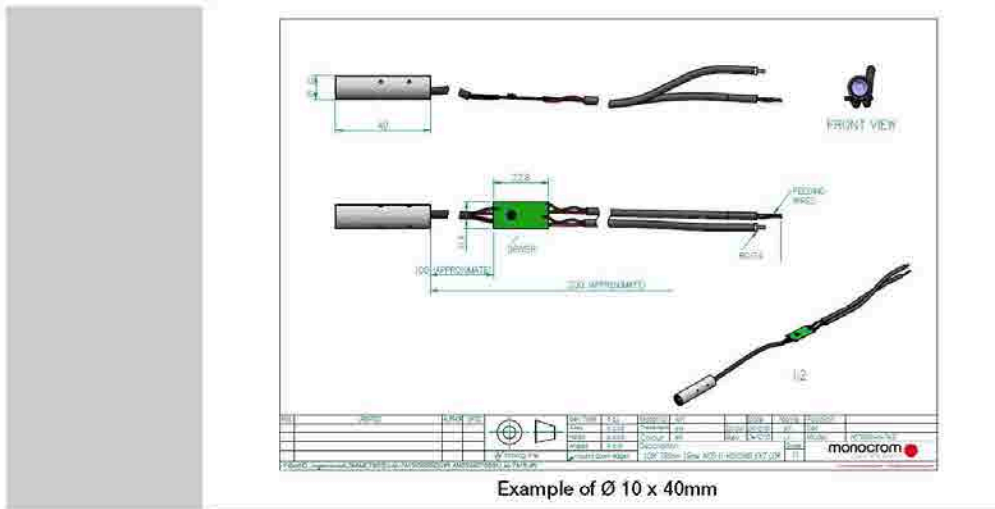
Updated on 12 February 2012 by GMM



info@monocrom.com
 C. Vilanova, 6 Telf.: +34 938 149 450
 08800 Vilanova i la Geltrú Fax: +34 938 143 767
 Barcelona | Spain www.monocrom.com

Product Division	LDM Laser Diode Modules
Product	U Series
Description	Mini LDM, Small package
Main Features	<ul style="list-style-type: none"> • Small packaged • Compact design • Low bore-sight • Low operation current • Wide range of wavelengths available
Some Applications	<ul style="list-style-type: none"> • Automatics & Robotics • Guidance • Bio-medics • Lighting • Imaging
Picture	
Outline	 <p>monocrom</p>

Example of Ø 7.5 x 15mm



FOCUSABLE LASER DIODE MODULES

U SERIES

ORDERING LDM STANDARD PART NUMBER CODE			MC-WW PP HGG-A LLL
MC: Standard basic LDM	WW: Wavelength		PP: Output power
H: Housing	GG: Cross Shape	A: Clear aperture: 2, 3, 4, 5, 6	LLL: Optics

GENERAL SPECIFICATIONS FOR STANDARD DIODE LASER MODULES							
Wavelength (20°C) [nm]	635±5			660-10/+5		675±5	
Model	6305U-A	6304U-A	6304UX2-L	6605U-A	6604U-L	6604UX2-L	U6707-L
Beam Shape	Dot	Line	Cross	Dot	Line	Cross	Dot
Po.max [mW] after lens	<5	4	4	<5	<4	<4	3
Op. current [mA] (at max.Po@25°C)		60			50		50
Operating temperature [°C]		-10 to 50			-10 to 70		-10 to 60
Storage temperature				-40 to 85 °C			
Thermal drift				0.27 nm / °C			
Bore sight, typical				< 10 mrd			
Reverse voltage protect				Built in			
Op. voltage for cw				5±0.5 Vdc Driver along the cable			
Expected lifetime				>10.000 Hours			
Wires Length				200mm Flying leads (red:+/black:-) or 200mm cable+standard connector			
Laser product class (EN-60825)				3R			
Housing				U type : Black anodizing Al Ø10(+0/-0,05) x length 50 mm			
Available also:				Available also: Ø7.5mmx15mm and Ø8mmx10mm (With external driver)			
Lens				Acrylic aspherical diffractive thermal compensated			

Conditions @ 25°C while not specified. Specifications could change depending on LD used.
Lower power or pre-focusing at factory on request

OPTICS OPTIONS (to add to the LDM type selected -LLL)																		
Lens	A10					A15					H18	L05	L10	L20	L50	L100		
Type	Glass aspheric					Glass aspheric					Acrylic aspheric	Glass cylindrical for line tracing						
Clear aperture (A) [mm]	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	6	6	4	6	4
Relative efficiency [%] to Po.max.	20	30	70	80	100	10	15	20	40	60	10	20	30	70	70	60	70	60
Typ. Divergence [mrd] (collimated beam)	0,5					0,3					0,5			0,3	0,4	0,6	0,7	0,8
Fan angle [°]	-					-					-			5	10	20	50	100
Focal length [mm]	10					15					18			50	40	10	8	5
Main feature	High transmission					Low divergence					Low divergence/ Low price			Minimum line bowing				

ACCESSORIES: (optionally)

MC-SMB14 with A14D11 adaptor ring to Ø11mm

LATERAL VIEW

FRONT VIEW

TOP VIEW

PSLDM5

F.A. Converter
220V AC to 4,5VDC / 1,2 A
Established Europlug

(-) — (C) — (+)

7.4 Hoja de calibración del diodo láser MC7805U-M-7A15 utilizado


www.monocrom.com
LDM TEST

Model.:	MC7805U-M-7A15
---------	----------------

Date :	21/01/11
Customer:	UPC
Yr.Order:	J01390-1420
Acknow:	AC010352
Quantity:	1
N°PR:	PR000438


TEST CONDITIONS

Vcc :	5
Ambient temp.:	22
Burn in [hr] :	1
Power Control:	APC
Wires:	V(+): Red GND: White
	Modulation: Coaxial

Item nº	Serial nº	Po positive modulation	Po negative modulation	Iop positive modulation	Focused Distance	Boresight when collimated <1 mrd
		[mW]	[mW]	[mA]		
1	DX-2K60474	1,5	0	47	Collimated	ok

Tested by :	DT 21/01/2011
Verified by:	JM 21/01/2011
Revised by:	JM 21/01/2011

NOTES :

*Debido a la saturación de la cámara, la foto presenta destellos en el spot.
Imagen tomada en papel milimétrico regular.*

Este producto ha sido fabricado para cumplir con sus especificaciones técnicas. No obstante, en cumplimiento con nuestro Sistema de Calidad ISO, sean tan amables de confirmarnos su validación de los datos obtenidos, previos al envío. Si en el plazo de 3 días desde la fecha de este Test no hemos recibido respuesta, procederemos al envío del material.

7.5 Especificaciones técnicas del SLED SLD7810M-7G25



Updated by ALV on 10 Oct 2011 / Checked by JM on 10 Oct 2011

C. Vianoveta, 6
08800 Vilanova i la Geltrú
Barcelona | Spain

info@monocrom.com
Telf.: +34 938 149 450
Fax.: +34 938 143 767
www.monocrom.com

Product Division	LDM	Laser Diode Modules																								
Product	SLD7810M-7G25																									
Description	SLD, 780nm <2mW, foc, mod, Housing M, Ø 14mm,																									
Main Features	<ul style="list-style-type: none"> ● High Radiant flux density. ● Low Coherency. ● High quality lens. ● Compact design. ● Low bore-sight. ● Modulable. ● Speckles free. 																									
Some Applications	<ul style="list-style-type: none"> ● Eye Movement Tracking ● Bio-medics Instruments. ● Analytical Instruments. ● Measuring Instruments. ● Lighting. ● Imaging. 																									
Outline																										
<table border="1"> <thead> <tr> <th>REV</th> <th>CHANGE</th> <th>DATE</th> <th>BY</th> <th>CHKD</th> <th>APPV</th> <th>REVISION</th> <th>DESCRIPTION</th> <th>DATE</th> <th>BY</th> <th>CHKD</th> <th>APPV</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> <td> </td> </tr> </tbody> </table> <p> All facing view Mechanical drawing Drawing not to scale Possible and adjustable size </p>			REV	CHANGE	DATE	BY	CHKD	APPV	REVISION	DESCRIPTION	DATE	BY	CHKD	APPV												
REV	CHANGE	DATE	BY	CHKD	APPV	REVISION	DESCRIPTION	DATE	BY	CHKD	APPV															



Updated by AL on 10 Oct 2011 / Checked by JM on 10 Oct 2011

C. Vilanova, 6
06800 Vilanova i la Geltrú
Barcelona | Spain

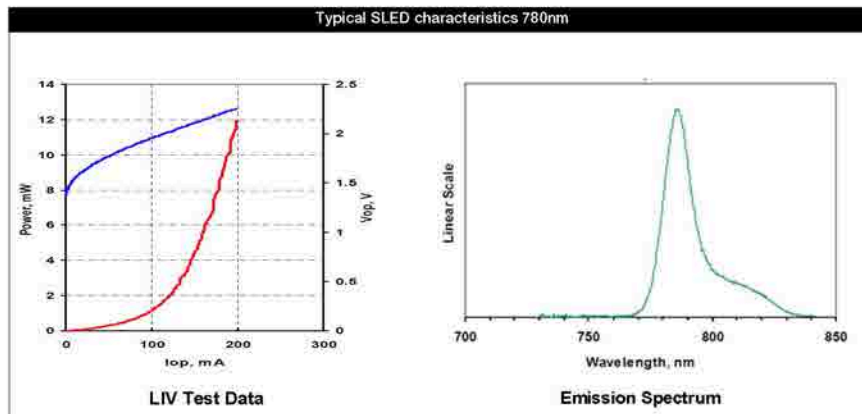
info@monocrom.com
Toll: +34 938 149 450
Fax: +34 938 143 767
www.monocrom.com

GENERAL SPECIFICATIONS	
Model:	SLD7810M-7G25
Wavelength (@20°C) [nm] ±20	780
Po,max [mW]	1,9 mW
Operation modes	Modulatable and CW
Op. current typical [mA] at max.Po@25°C	200
Op. temperature [°C]	-10 to 70
Storage temperature [°C]	-10 to 80
Clear aperture	6,5 mm
Divergence min.	0,14 mrd
Focusing range	160 to ∞
Output power stability ⁽¹⁾	<0.5%RMS
Reverse voltage protection circuit	Built in
Bore sight	< 1 mrad
Feeding voltage	5±5% Vdc
Wires	200mm Flying leads; 3 wires: Red, positive feeding; White, modulation input; Black, common GND
Expected lifetime	>10.000 Hours
Laser product class	3R, According with the radiant flux and EN-60825 classification, duly identified by labels.

Conditions @ 25°C while not specified.

- (1) For the M type, Power is specified with 2V-CW input signal at modulation wire
- (2) From a stable input signal

MODULATION MODES	ANALOGUE	DIGITAL
Input signal, Vmod, typical	N.A.	TTL (for Power = [0 , Po Max])
Modulation range		CW to 10kHz
Rise & fall time [ns], typical		10 μs-rise; 20 μs-rise;
Input impedance		Low impedance
Po with 0Vdc input signal		0W
Po without modulation input (coaxial cable unplugged)		0W



Created by ALV on 10/10/2011

Page 2 of 2

7.6 Hoja de calibración del SLED SLD7810M-7G25 utilizado


www.monocrom.com

LDM TEST

Model.: SLD7810M-7G25

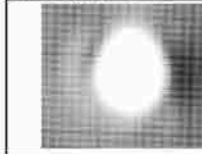
Date :	11/10/11
Customer:	UPC / CD6
Yr.Order:	F.Sanabria
Acknow:	AC110250
n°PR:	PR100324
Quantity:	1



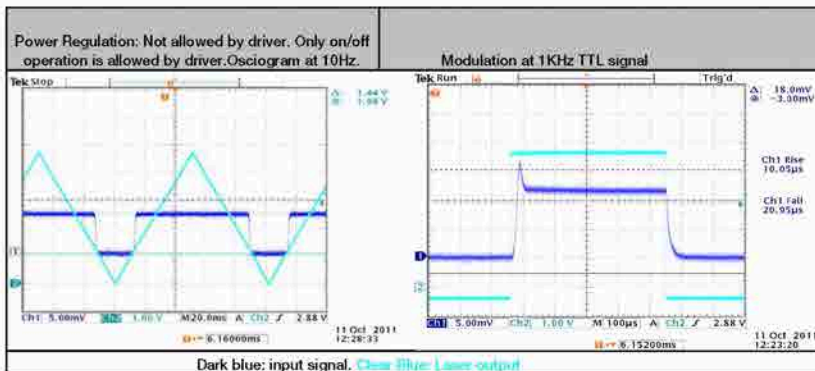
TEST CONDITIONS

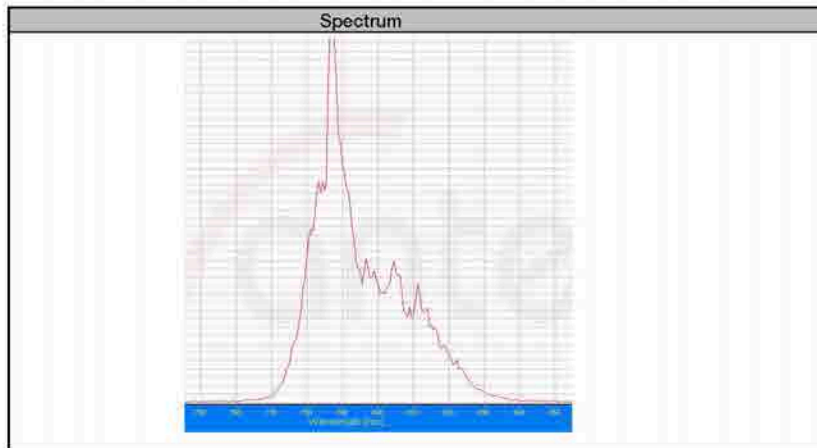
Vcc :	5V	
Ambient temp.:	23	
Burn in [hr] :	2	
Power Control:	APC	
Wires: V(+):Red	GND:black	MOD:White
Entregado sin conector		
Focussed distance	ADJ/COL	

Laser spot at 30m

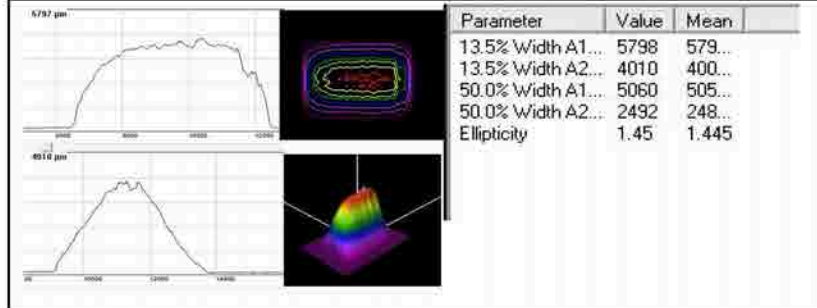


Item nº	Serial nº	Po Max at 5V-CW input signal	Iop Max	Po at 0V input signal	Po MAX TTL 1kHz-50%DC	tr/ff	Focussable range	Divergence when collimated
		[mW]	[mA]	[mW]	[mW]	[µs]	[mm]	[mrad]
1	0840-T0025	1,4	190	0,0	0,8	10/20	160 to ∞	0,15

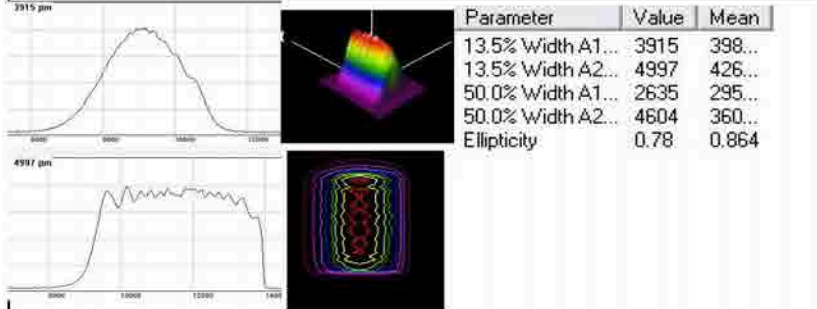




Beam profile at output



Beam profile spot collimated at 680mm



Tested by :	JM 11/10/2011
Inspected by:	JM 11/10/2011
Revised by:	AL 11/10/2011

NOTES :

- The module is pre-adjusted for collimation
- This product is made in accordance with its tech specifications. Anyhow, in order to comply with our quality standards, we kindly ask you to send us your conformity prior to the shipment. If no answer is received within 3 days after the date of this Control sheet, the goods will be dispatched as usually.

7.7 Especificaciones técnicas cámara CCD UI-2220-SE-M

IDS:

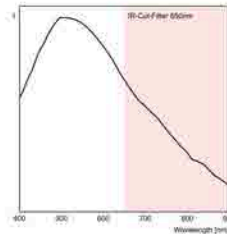
UI-2220SE-M-GL Rev.3



Specification

Sensor

Sensor Technology	CCD Mono
Manufacturer	Sony
Resolution (MPix)	0.44
Resolution (h x v)	768 x 576
ADC	12 bit
Color depth (camera)	12 bit
Pixel Class	CCIR
Sensor Size	1/2"
Shutter	Global shutter
max. fps in Freerun Mode	71.0
Binning Modes	Mono
Subsampling Modes	-
Sensor Model	ICX415AL
Pixel size	8.3 µm
Optical Size	6.374 mm x 4.781 mm
Optical sensor diagonal	7.97 mm (1/2.01")



Design

Interface	USB 2
Lens Mount	C-Mount
I/O In	1 x optodecoupled
I/O Out	1 x optodecoupled
I/O RS-232	-
I/O GPIO	-
I/O I²C	-
IP code	IP30
Dimensions H/W/L	34.0 mm x 32.0 mm x 48.3 mm
Mass	79 g
Power supply	USB Cable

Subject to technical modifications

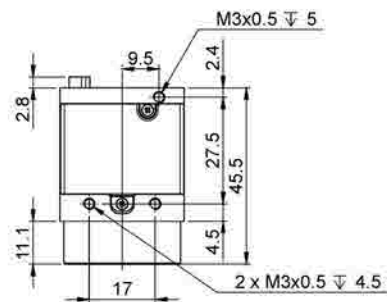
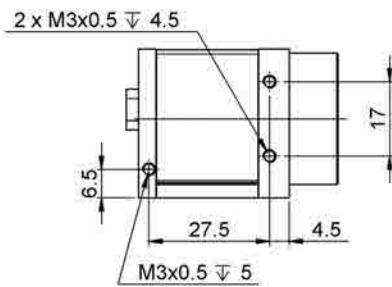
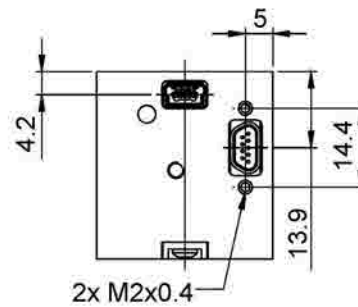
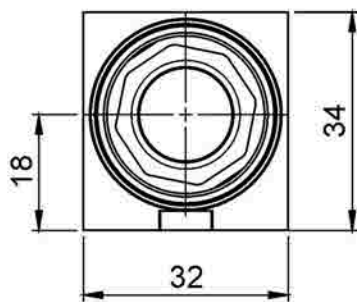
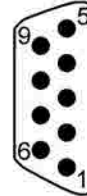
Page 1 of 3

<http://www.ids-imaging.com>

IDS Imaging Development Systems GmbH
 Dimbacher Straße 6 · 8 · 74182 Obersulm · Phone +49 7134 96196-0 · Fax +49 7134 96196-99 · E-Mail info@ids-imaging.de


UI-2220SE-M-GL Rev.3
Pin assignment I/O connector

1	Flash output with optocoupler (-)
2	Trigger input with optocoupler (+)
3	Shielding
4	USB Power supply (VCC) 5 V
5	USB Ground (GND)
6	Flash output with optocoupler (+)
7	Trigger input with optocoupler (-)
8	USB data (+)
9	USB data (-)



Subject to technical modifications

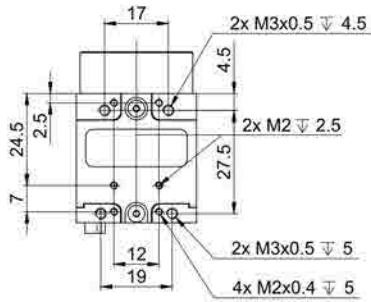
Page 2 of 3

<http://www.ids-imaging.com>

IDS Imaging Development Systems GmbH
 Dimbacher Straße 6 · 8 · 74182 Obersulm · Phone +49 7134 96196-0 · Fax +49 7134 96196-99 · E-Mail info@ids-imaging.de



UI-2220SE-M-GL Rev.3



Subject to technical modifications

Page 3 of 3

<http://www.ids-imaging.com>

IDS Imaging Development Systems GmbH
Dimbacher Straße 6-8 · 74182 Obersulm · Phone +49 7134 96196-0 · Fax +49 7134 96196-99 · E-Mail info@ids-imaging.de

7.8 Especificaciones técnicas cámara CMOS UI-1220-SE-M



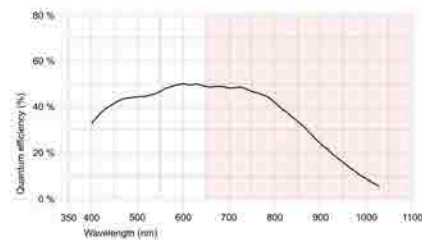
UI-1220SE-M-GL Rev.2



Specification

Sensor

Sensor Technology	CMOS Mono
Manufacturer	Aptina
Resolution (MPix)	0.36
Resolution (h x v)	752 x 480
ADC	10 bit
Color depth (camera)	8 bit
Pixel Class	WVGA
Sensor Size	1/3"
Shutter	Global shutter
max. fps in Freerun Mode	87.2
Binning Modes	Mono
Subsampling Modes	-
Sensor Model	MT9V032C125TM
Pixel size	6 µm
Optical Size	4.512 mm x 2.880 mm
Optical sensor diagonal	5.35 mm (1/2.99")



Design

Interface	USB 2
Lens Mount	C-Mount
I/O In	1 x optodecoupled
I/O Out	1 x optodecoupled
I/O RS-232	-
I/O GPIO	-
I/O I ² C	-
IP code	IP30
Dimensions H/W/L	34.0 mm x 32.0 mm x 41.3 mm
Mass	65 g
Power supply	USB Cable

Subject to technical modifications

Page 1 of 3

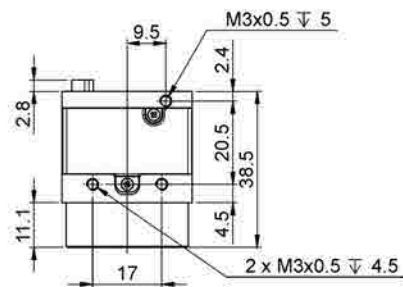
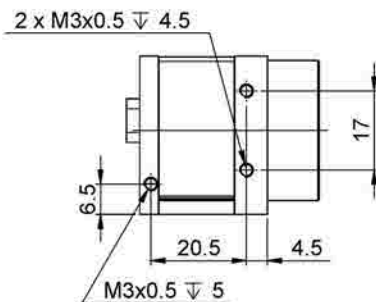
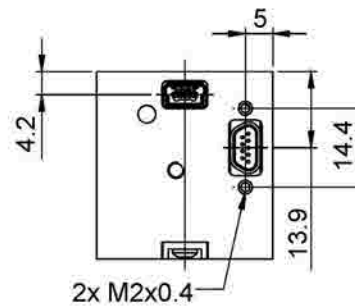
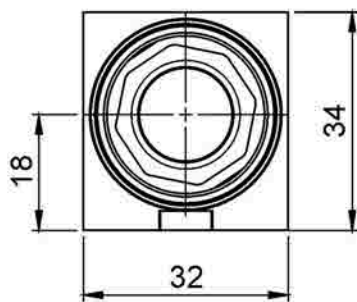
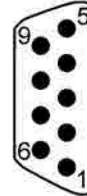
<http://www.ids-imaging.com>

IDS Imaging Development Systems GmbH

Dimbacher Straße 6 · 8 · 74182 Obersulm · Phone +49 7134 96196-0 · Fax +49 7134 96196-99 · E-Mail info@ids-imaging.de


UI-1220SE-M-GL Rev.2
Pin assignment I/O connector

1	Flash output with optocoupler (-)
2	Trigger input with optocoupler (+)
3	Shielding
4	USB Power supply (VCC) 5 V
5	USB Ground (GND)
6	Flash output with optocoupler (+)
7	Trigger input with optocoupler (-)
8	USB data (+)
9	USB data (-)



Subject to technical modifications

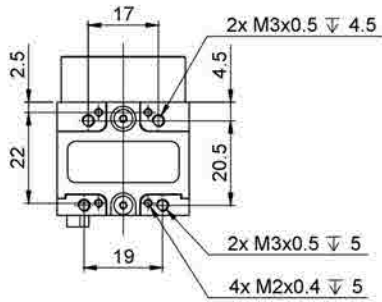
Page 2 of 3

<http://www.ids-imaging.com>

 IDS Imaging Development Systems GmbH
 Dimbacher Straße 6 · 8 · 74182 Obersulm · Phone +49 7134 96196-0 · Fax +49 7134 96196-99 · E-Mail info@ids-imaging.de



UI-1220SE-M-GL Rev.2



Subject to technical modifications

Page 3 of 3

<http://www.ids-imaging.com>

IDS Imaging Development Systems GmbH
Dimbacher Straße 6 · 8 · 74182 Obersulm · Phone +49 7134 96196-0 · Fax +49 7134 96196-99 · E-Mail info@ids-imaging.de