

Líneas de investigación en Óptica Visual en el Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas (CD6) de la Universidad Politécnica de Cataluña

Areas of research in Visual Optics in the Center for Sensors, Instruments and Systems Development (CD6) of the Universidad Politécnica de Cataluña

J. Pujol ⁽¹⁾, M. Arjona ⁽¹⁾, F. Díaz-Doutón ⁽¹⁾, S. O. Luque ⁽¹⁾, M. Aldaba ⁽¹⁾, J. Gispets ⁽²⁾, C. Seres ⁽²⁾, J. C. Ondategui ⁽²⁾, V. Lapuente ⁽²⁾ y F. Sanabria ⁽¹⁾

1. Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas (CD6), Departamento de Óptica y Optometría, Universidad Politécnica de Cataluña, Rambla Sant Nebridi 10, 08222 Terrassa.

Email: pujol@oo.upc.edu

2. Centro Universitario de la Visión (CUV), Departamento de Óptica y Optometría, Universidad Politécnica de Cataluña, Violinista Vellsolá, 37, 08222 Terrassa.

RESUMEN

En este artículo exponemos las principales líneas de trabajo en Óptica Visual del Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas (CD6) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC). Presentamos el equipo de trabajo, las colaboraciones con otras universidades y las principales vías de financiación del grupo. Describimos brevemente los temas más relevantes desarrollados en los últimos años, relacionados con la evaluación de la calidad óptica ocular, aberrometría, difusión intraocular, acomodación y caracterización óptica y visual de usuarios de lentes de contacto, mostrando los resultados más significativos.

Palabras clave: Optica Visual, Calidad Optica y Visual, Aberrometría Ocular, Difusión Intraocular, Instrumentación, Lentes de Contacto.

ABSTRACT

In this article we expose the main areas of work in Visual Optics in the Center for Sensors, Instruments and Systems Development (CD6) of the Universidad Politécnica de Cataluña (UPC). We present the staff, collaborative works with other universities and the main financial resources of the group. We briefly describe the most important issues developed in the last years which are related to the evaluation of the ocular optics, aberrometry, intraocular scattering, accommodation and optical and visual characterization of contact lenses users, showing the most significant results.

Key words: Visual Optics, Optical and Visual Quality, Ocular Aberrometry, Intraocular Scattering, Instrumentation, Contact Lenses.

REFERENCIAS Y ENLACES

- [1] 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).
- [2] J. Pujol, Patente P200000834 (2001).
- [3] J. L. Güell, J. Pujol, M. Arjona, F. Díaz-Doutón, P. Artal, "OQAS: A new instrument for an objective clinical evaluation of the ocular optical quality", *J. Cataract. Refr. Surg.* **30**, 1598-1599 (2004).
- [4] F. Díaz-Doutón, S. Luque, V. Lapuente, F. Sanabria, M. Arjona, J. Pujol, P. Artal, "Nuevo sistema clínico para la evaluación de la calidad óptica del ojo: OQAS (Optical Quality Analysis System)", *Ver y Oir* **22**, 608-615 (2005).

- [5] J. Pujol, M. Arjona, J. Arasa, V. Badia, "Influence of amount and changes in axis of astigmatism on retinal image quality", *J. Opt. Soc. Am. A* **15**, 2514-2521 (1998).
- [6] A. Torrents, J. Gispets, J. Pujol, "Double-pass measurements of retinal image quality in monofocal contact lens wearers", *Ophthal. Physl. Opt.* **17**, 357-366 (1997).
- [7] J. Gispets, M. Arjona, J. Pujol, "Image quality in wearers of a center distance concentric design bifocal contact lens", *Ophthal. Physl. Opt.* **22**, 221-233 (2002).
- [8] J. Pujol, J. Gispets, M. Arjona, "Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens design", *Ophthal. Physl. Opt.* **23**, 347-360 (2003).
- [9] F. Díaz-Doutón, A. Benito, J. Pujol, M. Arjona, J.L. Guell, P. Artal, "Comparison of the retinal image quality obtained with a Hartmann-Shack sensor and a double-pass instrument", *Invest. Ophth. Vis. Sci.* **47**, 1710-1716 (2006).
- [10] J. L. Güell, V. Fortino, J. Pujol, M. Arjona, F. Diaz-Doutón, S. O. Luque, P. Artal, "Accommodative IOL's objective evaluation using a novel double-pass based instrument", presentado en 2004 ARVO Annual Meeting. Accessible en: <http://www.arvo.org>
- [11] M. Arjona, J. L. Guell, F. Díaz-Douton, S. O. Luque, F. Sanabria, J. Pujol, "Objective values of visual acuity and contrast sensitivity obtained from retinal image quality measurements", presentado en 2004 ARVO Annual Meeting. Accessible en: <http://www.arvo.org>
- [12] J. Liang, B. Grimm, S. Goeltz, J. Bille, "Objective measurements of the 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).
- [13] P. M. Prieto, F. Vargas-Martin, S. Goeltz, P. Artal, "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye", *J. Opt. Soc. Am. A* **17**, 1388-1398 (2000).
- [14] R. Navarro, E. Moreno-Barriuso, "Laser ray-tracing method for optical testing", *Opt. Lett.* **24**, 951-953 (1999).
- [15] V. V. Molebny, S. I. Panagopoulou, S. Molebny, Y. S. Wakil, I. G. Pallikaris, "Principles of ray tracing aberrometry", *J. Refract. Surg.* **16**, 572-5 (2000).
- [16] E. Moreno-Barriuso, S. Marcos, R. Navarro, S. A. Burns, "Comparing Laser Ray Tracing, Spatially Resolved Refractometer and Hartmann-Shack sensor to measure the ocular wave aberration", *Optometry Vision Sci.* **78**, 152-156 (2001).
- [17] F. Roddier, "Curvature sensing and compensation: a new concept in adaptive optics", *Appl. Opt.* **27**, 1223-1225 (1988).
- [18] F. Roddier, "Wave-front sensing and the irradiance transport equation", *Appl. Opt.* **29**, 1402-1403 (1990).
- [19] F. Díaz-Doutón, J. Pujol, M. Arjona, S. O. Luque, "Curvature sensor for ocular wave-front measurement", *Opt. Lett.*, en prensa (2006)
- [20] F. Roddier, C. Roddier, "Wavefront reconstruction using iterative Fourier transforms", *Appl. Opt.* **30**, 1325-1327 (1991).
- [21] G. Westheimer, J. Liang, "Evaluating diffusion of light in the eye by objective means", *Invest. Ophth. Vis. Sci.* **35**, 2652-2657 (1994).

1. Introducción

Las líneas de investigación en Óptica Visual del Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas (CD6) de la Universidad Politécnica de Cataluña se centran fundamentalmente en el estudio y evaluación de la calidad óptica del ojo y el desarrollo de instrumentación clínica para dicha evaluación. En la actualidad el equipo de trabajo lo constituyen dos doctores (CD6), tres diplomados en Óptica y Optometría (CUV), a su vez todos ellos profesores de la Escuela Universitaria de Óptica y Optometría de Terrassa de la Universidad Politécnica de Cataluña, y cinco licenciados de los cuales tres de ellos son becarios predoctorales.

Asimismo, cuenta con la colaboración del personal informático y de los talleres electrónico y mecánico del CD6.

Los trabajos realizados en estos últimos años se han centrado fundamentalmente en la evaluación de la calidad óptica ocular empleando la técnica de doble-paso y en el desarrollo de un nuevo instrumento, OQASTM, basado en dicha técnica y adaptado al entorno clínico. Actualmente se están realizando nuevos desarrollos y estudios en aberrometría ocular, difusión intraocular, acomodación y en la caracterización óptica y visual de usuarios de lentes de contacto.

Nuestro grupo de investigación forma parte de la Red temática en Óptica Visual, financiada por el Ministerio de Educación y Ciencia y mantiene colaboraciones con diferentes grupos de investigación nacionales e internacionales, entre los destacamos el Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia (LOUM), que dirige el Dr. Pablo Artal, y el equipo dirigido por el Dr. José Luís Güell del Instituto de Microcirugía Ocular de Barcelona (IMO). También mantiene una estrecha colaboración con la empresa Visiometrics S.L., spin-off surgida del CD6, encargada de la producción y comercialización del instrumento OQASTM. Todas estas relaciones confieren una visión multidisciplinar ya que trabajan conjuntamente profesionales con distintas formaciones como físicos, oftalmólogos, diplomados en Óptica y Optometría e ingenieros.

El impacto de la investigación y de la transferencia de tecnología efectuadas viene avalado por el número de publicaciones en revistas de prestigio así como en la participación en congresos internacionales y los contratos de I+D firmados con diferentes empresas.

Los doctores del equipo de investigación en Óptica Visual del CD6 están involucrados en la formación de investigadores mediante la participación en el Programa de Doctorado en Ingeniería Óptica de la UPC, el cual a recibido la mención de calidad del Ministerio de Educación, Cultura y Deportes en la convocatoria 2003-2004 y renovada en las dos siguientes convocatorias.

La financiación del grupo viene fundamentalmente a través de las ayudas competitivas de la Generalitat de Cataluña, de los Proyectos del Plan Nacional y de los contratos I+D firmados con empresas para la realización de diversos proyectos

2. Líneas de investigación

2.a. Instrumento OQASTM (Optical Quality Analysis System)

Recientemente hemos desarrollado un nuevo instrumento basado en la técnica de doble-paso [1], *Optical Quality Analysis System* (OQASTM) [2-4], que está demostrando ser de gran utilidad en el entorno clínico para la evaluación de la calidad óptica del ojo. Su desarrollo se ha realizado en colaboración con el Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia para la empresa Visiometrics S.L.

La figura 1 muestra el aspecto de dicho instrumento.



Fig.1. Instrumento de doble paso OQASTM.

Con el fin de adaptarlo a la práctica clínica, ha sido necesario realizar importantes modificaciones en el diseño del doble paso clásico y resolver diversos problemas tecnológicos para poder obtener un sistema robusto, altamente integrado y completamente automatizado [2]. Para llegar a la propuesta de este instrumento aprovechamos la experiencia en la aplicación de la técnica del doble paso en diferentes estudios como el astigmatismo [5] o calidad de imagen retiniana en usuarios de lentes de contacto [6-8].

El diseño óptico implementado en OQASTM trabaja en configuración asimétrica y el desarrollo del mismo ha supuesto el diseño del sistema óptico óptimo para obtener unos resultados fiables con la mayor integración posible de los componentes ópticos. Asimismo, se ha llevado a cabo el diseño mecánico y electrónico del sistema, logrando su total automatización. De igual forma, ha sido necesaria la implementación de una herramienta de software que permitiera tanto el control automático del instrumento, como el registro y análisis de imágenes y visualización de resultados. En este sentido, el instrumento ofrece valiosa información cualitativa sobre la calidad óptica del ojo medido (por medio de visualizaciones en 2 y 3 dimensiones de la imagen de doble paso y el perfil de la misma), además de diversos parámetros y funciones cuantitativas para la evaluación objetiva de dicha calidad (función MTF, estimación de la agudeza visual del paciente, etc.). A título de ejemplo, mostramos en la figura 2 el aspecto de la pantalla de visualización en 3 dimensiones de la imagen de doble paso.

El instrumento analiza la calidad de imagen retiniana en la posición de mejor enfoque que además detecta automáticamente. También, permite el análisis en distintas condiciones como por ejemplo cualquier estado refractivo o diferentes estados acomodativos. Como muestra de la potencialidad del sistema para su uso clínico, representamos en la figura 3 ejemplos de imágenes típicas obtenidas para diferentes tipos de ojo: normales (a), viejos (b), con principio de cataratas (c) y tras cirugía LASIK (d).

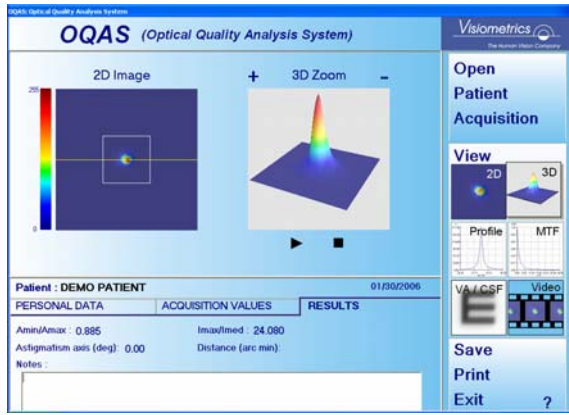


Fig.2. Pantalla de visualización en 3 dimensiones.

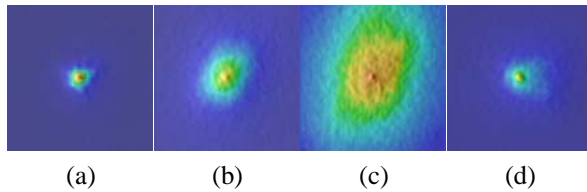


Fig.3. Imágenes típicas representadas por QAS™ para ojos: a) normales, b) viejos, c) con primeros síntomas de cataratas, y d) tras cirugía LASIK.

Con el fin de garantizar que el sistema es apto para su uso en un entorno clínico, se ha llevado a cabo numerosos estudios, fundamentalmente en el Instituto de Microcirugía Ocular (IMO) y en el Centro Universitario de la Visión (CUV). Un estudio especialmente relevante fue la comparación de medidas de doble paso obtenidas con el OQAS con medidas aberrométricas utilizando un sensor de Hartmann-Shack de altas prestaciones desarrollado en el Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia [9]. Cotejando las MTFs obtenidas con ambos métodos se pone de manifiesto que únicamente la técnica del doble paso tiene en cuenta todos los factores que degradan la calidad de la imagen retiniana, esto es las aberraciones y la difusión intraocular, mientras que en los aberrómetros la información de las aberraciones de alto orden y la difusión se pierde. En consecuencia estos últimos sobreestiman la calidad óptica del ojo en algunas situaciones. Esto se muestra en la figura 4. Para ojos jóvenes y normales, ambas estimaciones de calidad son equivalentes (MTFs prácticamente idénticas), ya que la contribución de la difusión es despreciable. En el resto de casos mostrados (ojos con catarata en sus primeros estadios, ojos tras cirugía refractiva, y ojos tras implante de lente intraocular), el efecto de los mencionados factores pasa a ser significativo, por lo que se aprecia claramente que las MTFs de doble paso son menores que las de Hartmann-Shack.

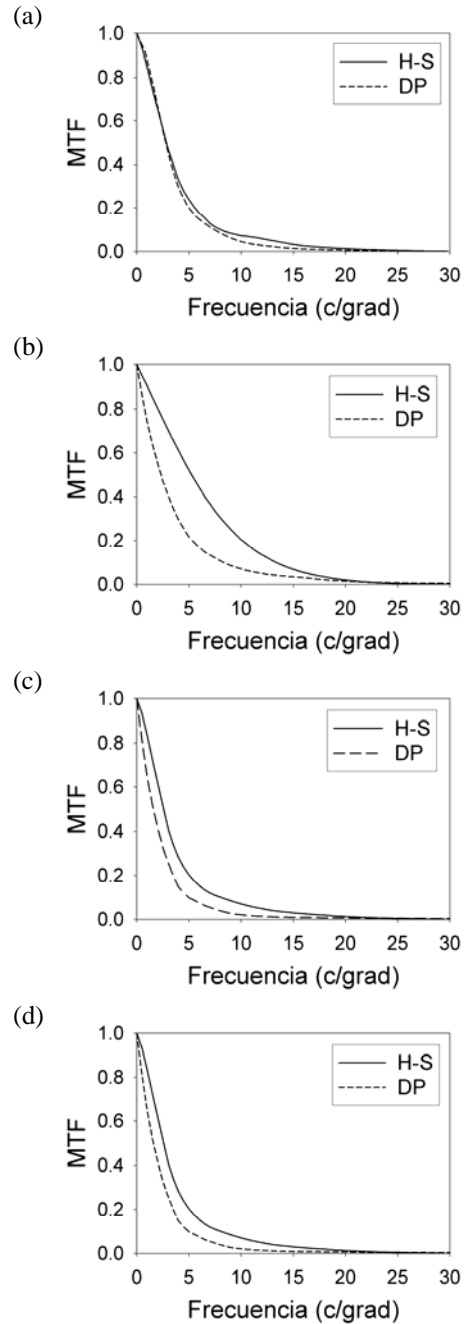


Fig.4. MTFs medias de doble paso (línea punteada) y Hartmann-Shack (línea continua) para: a) pacientes normales, b) pacientes con principio de catarata, b) pacientes tras cirugía LASIK y c) pacientes pseudofáquicos.

2.b. Medida de la amplitud de acomodación y pseudoacomodación a partir del análisis de la calidad de imagen retiniana.

Como ya ha sido mencionado, el instrumento QAS™ permite llevar a cabo el análisis de la calidad de imagen retiniana para diferentes estados acomodativos. Dicho análisis posibilita la evaluación de la amplitud de acomodación del paciente, magnitud que engloba, al igual que en las medidas subjetivas realizadas en la práctica clínica,

tanto el rango acomodativo como el pseudoacomodativo a la vez que permite discriminarlos. El primero se refiere al aumento de potencia del cristalino que sucede en el proceso de acomodación y el segundo se refiere a la ampliación de la capacidad acomodativa gracias a la profundidad de foco.

El método objetivo de medida de la capacidad acomodativa con OQAS se basa en registrar imágenes retinianas para diferentes estados acomodativos obtenidos cambiando la vergencia de los rayos que llegan al observador con el sistema Badal que el instrumento incorpora. Se parte de un punto en que el paciente relaja la acomodación, disminuyendo la potencia del sistema Badal en pasos de 0.5 dioptrías respecto a la potencia en que se obtiene una mejor imagen retiniana (refracción del paciente) y dejando 2 segundos antes de registrar la imagen, para que el paciente tenga tiempo de adaptarse a la nueva situación. Aplicando diferentes criterios a la variación de la calidad de la imagen retiniana, que expondremos más adelante, puede obtenerse una medida objetiva de la amplitud de acomodación.

Para validar el procedimiento se ha realizado un estudio a una población clasificada en tres grupos: 20 fágicos no presbíta, 38 fágicos presbíta (con menos de 3.00D de amplitud de acomodación subjetiva) y 17 pseudofágicos. De estos últimos, a 8 se le habían implantado lentes intraoculares convencionales (5 pacientes con lentes Acrysoft™ y 3 pacientes con lentes ThinOptx™) y al resto lentes intraoculares acomodativas (8 pacientes con lentes AT-45™). La comparación de los resultados obtenidos con este último grupo de pacientes nos ha permitido también valorar la capacidad acomodativa de las lentes intraoculares diseñadas especialmente para ello [10]. Tanto las medidas con el OQAS™ como las subjetivas fueron realizadas en el IMO.

Para determinar la amplitud de acomodación de forma objetiva a partir de las imágenes retinianas se han utilizado dos métodos. En uno se ha estimado la agudeza visual para cada situación a partir de la MTF¹¹ y se ha considerado que el paciente deja de acomodar cuando la agudeza visual aumenta 0.1 unidades logMAR en relación a la mejor agudeza visual, es decir, un salto de línea de un test de agudeza. Esto simula el procedimiento subjetivo utilizado comúnmente. El otro método consiste en el análisis directo del aumento de anchura de la imagen retiniana, tomándose como criterio que al dejar de acomodar la imagen aumenta su anchura al doble (respecto a la mejor imagen) al 50% de la intensidad.

La amplitud de acomodación también fue medida mediante el método subjetivo de lentes negativas o Sheard, en el que el paciente fija la vista en un test de agudeza visual de visión cercana situado a 40 cm y se van introduciendo lentes negativas hasta que pierde una línea de agudeza visual.

En la figura 5 se muestra un ejemplo de la evolución de la imagen de doble paso en función de la vergencia del estímulo para un ojo presbíta. También se puede observar la variación tanto de la agudeza visual estimada como de la anchura del perfil al 50% de intensidad. En este caso concreto, la amplitud de acomodación subjetiva es de 1.25 D, hallándose muy próximas las estimaciones con ambos métodos.

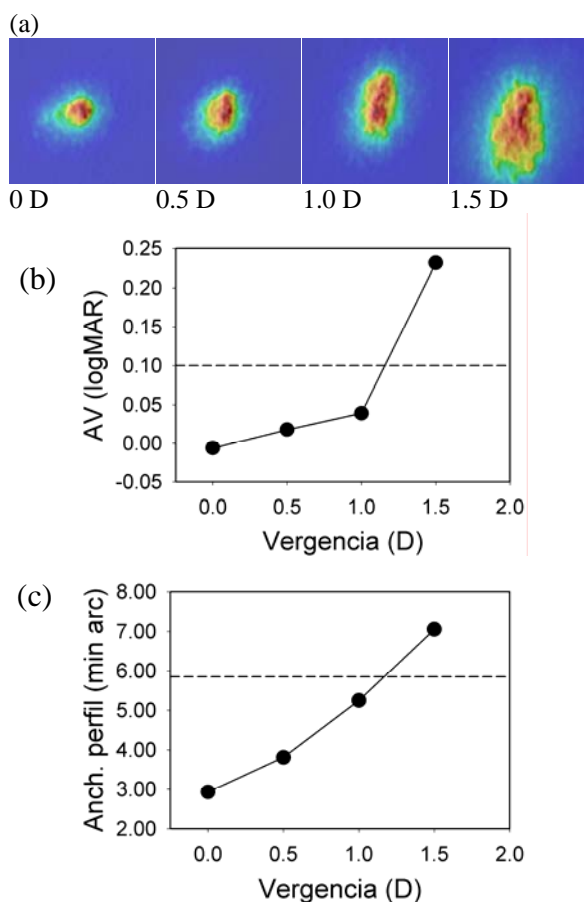


Fig.5. Variación de la calidad óptica con la vergencia del estímulo para un ojo presbíta. Se muestra la evolución desde 0 D hasta 1.5 D de: a) la imagen de doble paso, b) la agudeza visual estimada y c) la anchura de la imagen extraída de su perfil radial.

Para este tipo de ojos, la amplitud de acomodación medida con OQAS™, tiene una diferencia media de 0.09 ± 0.20 con respecto a las medidas subjetivas cuando se utiliza el criterio de la anchura del perfil radial al 50% de intensidad y de -0.06 ± 0.13 con la estimación de la agudeza visual.

En general, hay mayor similitud entre las medidas cuanto menor sea la amplitud de acomodación. En el caso de pacientes fáquicos no presbítas, es decir, aquellos que tienen mayor amplitud de acomodación, nuestras estimaciones tienden a subestimar el valor subjetivo, correspondiéndose en media con el 61% del valor obtenido con métodos subjetivos.

En el caso de pacientes pseudofáquicos, también se comparó la amplitud de acomodación dependiendo del tipo de lente intraocular implantada en cada paciente, obteniéndose los resultados mostrados en la tabla I. Las medidas revelan una pequeña diferencia entre los valores objetivos y subjetivos, así como una menor variabilidad en las medidas realizadas con OQASTM que con métodos subjetivos. Por otro lado, la diferencia entre lentes intraoculares convencionales (AcrysoftTM y ThinOptxTM) y acomodativas (AT-45TM) no es significativa.

TABLA I

Resultados de amplitud de acomodación media obtenidos subjetivamente (AMS) y objetivamente analizando la agudeza visual estimada (AMO_{AV}) y la forma de las imágenes (AMO_F), para los tres tipos de lentes intraoculares estudiadas.

	Acrysoft	ThinOptx	AT-45
AMS	1.0 ± 0.5	1.1 ± 0.7	1.3 ± 0.7
AMO _{AV}	0.9 ± 0.2	1.0 ± 0.1	1.3 ± 0.5
AMO _F	0.9 ± 0.1	1.1 ± 0.1	1.3 ± 0.9

En la actualidad se está trabajando en la medida de la amplitud de acomodación basándose en la intensidad máxima de la imagen retiniana y se está estudiando la manera de diferenciar la acomodación de la pseudoacomodación.

2.c. Desarrollo de nuevas técnicas aberrométricas

Otra importante línea de investigación seguida en los últimos años por nuestro grupo se centra en el desarrollo de nuevos métodos de estimación de las aberraciones oculares. Las técnicas más utilizadas tanto en investigación como en clínica son las basadas en el muestreo de la pendiente del frente de onda en diferentes posiciones de la pupila reconstruyendo posteriormente la forma de dicho frente por medio de un ajuste no lineal a polinomios de Zernike [12-16]. Este tipo de técnicas presentan una limitación inherente, la impuesta por el número de muestras en el orden de aberración recuperable. Así, no es posible determinar la contribución de las aberraciones de alto orden, no significativas en el caso de ojos jóvenes y sin patologías, pero que pueden tener cierta importancia en el caso de ojos de edad avanzada o tras haber sufrido algún tipo de

cirugía [9]. Con objeto de solucionar este problema, se ha propuesto la implementación de un sensor de curvatura [17,18], utilizado con éxito en el campo de la astronomía y la metrología óptica, adaptándolo para su utilización como sensor de frente de onda ocular [19].

El sensor de curvatura se basa en el análisis de las variaciones de intensidad de la luz en planos perpendiculares a la dirección de propagación de ésta. Partiendo de la Ecuación de Transporte de Intensidad, es posible demostrar que para dos planos, separados una distancia Δz de un plano de referencia P₀ (plano de pupila, en el caso del ojo), el contraste punto a punto entre las imágenes en dichos planos (I(r, z₁), I(r, z₂)) es una medida de la curvatura del frente de onda en P₀ (φ(r, z₀)), más un término de primer orden definido solamente en el borde de la señal (δ(b)), es decir:

$$\frac{I(\mathbf{r}, z_1) - I(\mathbf{r}, z_2)}{I(\mathbf{r}, z_1) + I(\mathbf{r}, z_2)} = -\frac{\Delta z}{k} \left[\nabla^2 \phi(\mathbf{r}, z_0) + \delta(b) \frac{\partial}{\partial n} \phi(\mathbf{r}, z_0) \right] \quad (1)$$

En este caso, la señal del sensor, esto es, el contraste entre imágenes, presenta una resolución y un muestreo espacial muy elevado, correspondiéndose con el número de elementos detectores (número de píxeles, si se utiliza una cámara). La recuperación de la aberración de onda no se basa en un ajuste no lineal, por lo que el número de muestras no impone una restricción directa sobre el orden de aberración alcanzable, aunque es posible discernir detalles espaciales muy finos, con lo que, potencialmente, el orden de aberración alcanzable en la estimación es mucho mayor que con los métodos convencionales. Además, un diseño cuidadoso del sistema puede proporcionar un gran rango dinámico para aberraciones de bajo orden.

Con la finalidad de analizar la viabilidad de la utilización de este sensor para el caso del ojo humano, se ha llevado a cabo una completa serie de simulaciones numéricas, estudiando el comportamiento del sensor en función de las diferentes características del detector de imagen (cámara CCD), así como diversos parámetros del sistema como la separación óptima entre los planos de detección.

Dichas simulaciones han sido de gran ayuda para el diseño óptimo del sistema experimental, en el que se ha intentado minimizar las aberraciones introducidas, maximizando al mismo tiempo el rango dinámico y la sensibilidad. Finalmente, ha sido implementado un sistema basado en el esquema

de un doble paso convencional, pero adaptado para la captura de las dos imágenes de pupila desenfocadas. Dado que las aberraciones oculares son dinámicas, es necesario el registro de ambas imágenes de manera simultánea. Para ello se ha ideado un sistema doblador de haz que proporciona dos haces separados transversalmente 10 mm, y con una diferencia de camino óptico de 33 mm. La cámara CCD se enfoca en un plano 16.5 mm antes del plano de pupila de salida del sistema. De acuerdo con las simulaciones realizadas en estas condiciones el error es inferior al 5% dentro del rango de aberración de interés en óptica visual, utilizando una CCD convencional de 8 bits.

La recuperación del frente de onda a partir de las imágenes captadas, constituye un problema de resolución de un laplaciano con condiciones de frontera de Neumann. Clásicamente se han utilizado algoritmos iterativos de transformada de Fourier, del tipo Gershberg [20], basados en que en el espacio de frecuencias, un laplaciano es equivalente a un producto por el cuadrado de la frecuencia angular (ω^2). Se ha comprobado que en el caso del ojo humano, este tipo de algoritmos presentan una serie de problemas, básicamente debido a la magnitud de las aberraciones a determinar y lo ruidoso de las imágenes. Por tanto, ha sido necesaria la introducción de importantes mejoras.

Por un lado, se ha implementado un método de detección automática de las zonas de la imagen registrada que se corresponden con las imágenes de pupila. Por otro lado, se ha hallado una forma de determinar la contribución de todos los modos de Zernike por medio de un algoritmo no iterativo. Los modos con índices de Zernike n y m diferentes se pueden estimar aplicando directamente un cálculo de Fourier (transformada de Fourier, división entre ω^2 y transformación inversa) a las zonas de señal solamente afectadas por información de curvatura del frente de onda. Los modos con $n = m$, sin embargo, se caracterizan por tener una curvatura nula, de forma que la resolución del laplaciano proporciona unos resultados aleatorios para estos polinomios. Hemos demostrado que es posible determinar su contribución aplicando el mismo método de Fourier, si previamente es eliminada de la señal la información de curvatura, es decir, si sólo se tiene en cuenta el término de primer orden de la señal. Por último, hemos desarrollado un método para eliminar el efecto del reflejo corneal presente en las imágenes registradas a partir de la detección de los píxeles afectados por dicho reflejo y su eliminación de la señal.

Una vez implementado el sistema experimental, se ha procedido a su calibración. Esta se ha llevado a

cabo por medio de medidas a ojo artificial, introduciendo delante de éste diferentes lentes de prueba, tanto esféricas como cilíndricas. Los resultados experimentales muestran una perfecta correlación con los valores nominales de las lentes ($r^2 = 0.9996$ para lentes esféricas y $r^2 = 0.9993$ para lentes cilíndricas).

Finalmente, se han comparado estimaciones de la función aberración de onda obtenidas con nuestro sistema y con un sensor de Hartmann-Shack. Los pacientes medidos eran jóvenes, por lo que la contribución de aberraciones de alto orden se supone despreciable. Los resultados obtenidos son equivalentes entre una técnica y otra, como queda reflejado en la figura 6 (RMS con Hartmann-Shack = 0.338 μm , y RMS con sensor de curvatura = 0.368 μm).

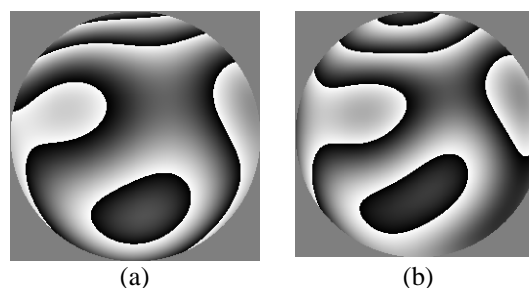


Fig.6. Aberración de onda obtenida para un mismo ojo por medio de: (a) sensor de Hartmann-Shack, (b) sensor de curvatura.

El trabajo futuro en esta línea se encaminará al perfeccionamiento de esta técnica, de forma que se explote todo su potencial para la determinación de aberraciones de alto orden.

2.d. Medida objetiva de la difusión intraocular

Las imágenes retinianas se encuentran afectadas principalmente por dos factores: aberraciones y difusión intraocular. Existen diferentes condiciones oculares en que la difusión afecta de forma importante a la calidad de la imagen retiniana como son la edad, la implantación de lentes intraoculares, el desarrollo de catarata o la cirugía refractiva.

Si bien en la actualidad existen varias técnicas que permiten determinar las aberraciones de la óptica ocular, la medida de la difusión intraocular aún no ha podido ser llevada a cabo de forma objetiva. Si se dispusiera de un sistema que cuantificara de forma objetiva el grado de difusión tendría un gran impacto clínico ya que permitiría conocer con mayor exactitud el estado óptico ocular brindando la posibilidad de un diagnóstico más preciso, permitiría realizar actividades preventivas e iniciar nuevos estudios acerca de la óptica ocular. Un caso clínico donde sería de gran utilidad es en el diagnóstico de catarata ya que evaluar la cantidad de

difusión generada permitiría un seguimiento de la evolución de la misma y permitiría establecer de forma objetiva el momento idóneo para realizar la intervención quirúrgica.

Por medio del registro de imágenes de doble paso se han realizado algunas medidas estimativas del grado de difusión intraocular [21]. Esta técnica es sensible tanto a difusión como a aberraciones aunque esta información no puede ser separada del resto de aberraciones del ojo. Por otra parte, el sensor de frente de onda de Hartmann-Shack no proporciona la información referente a la difusión intraocular ya que se pierde en el proceso de reconstrucción de este frente de onda y, por consiguiente, la evaluación de la calidad óptica se ve afectada exclusivamente por las aberraciones oculares [9].

Teniendo en cuenta la información obtenida con estas dos técnicas es posible discriminar determinados grados de difusión intraocular mediante la comparación de las MTF obtenida con cada sistema. Es decir, se utiliza el sistema Hartmann-Shack como referencia de aberraciones y se estima la difusión intraocular a partir de las diferencias entre la MTF de la imagen aérea y la obtenida por medio del aberrómetro.

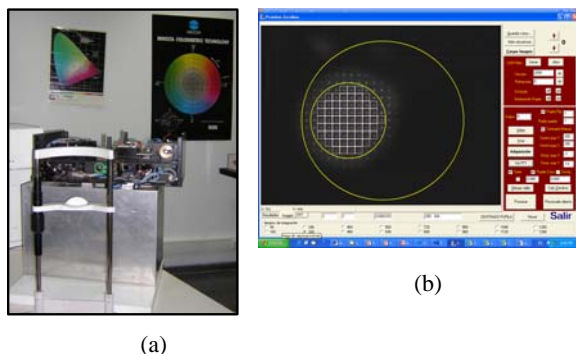


Fig. 7. (a) Aberrómetro prototipo y (b) su interfaz de usuario.

Actualmente estamos llevando a cabo esta medida comparativa mediante el uso de OQAS™ y un aberrómetro basado en un sensor de Hartmann-Shack que hemos desarrollado. Los dos equipos poseen características similares y un diseño compacto lo cual nos ha permitido su fácil traslado al IMO donde se han realizado medidas preliminares. En la figura 7 se muestra el aberrómetro y su interfaz de usuario.

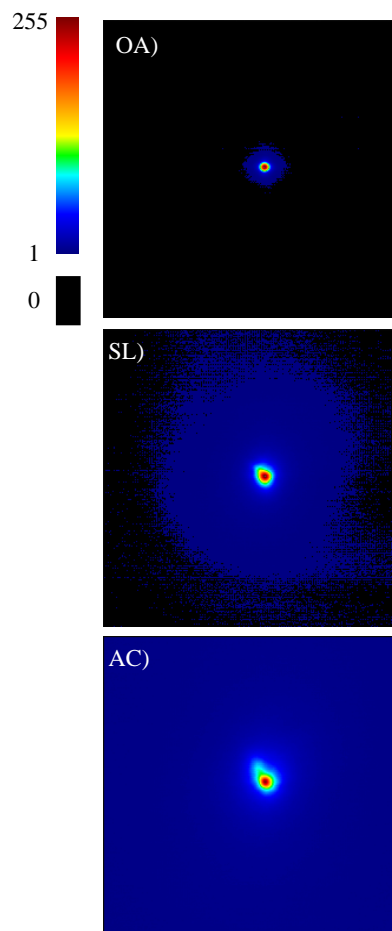


Fig. 8. Imágenes de doble paso registradas en OA) ojo artificial, SL) ojo joven normal y AC) ojo con precatarata

Algunos resultados obtenidos se muestran en la figura 8 donde se pueden observar claras diferencias en algunos registros realizados. La escala de colores con la que se representan las imágenes corresponde a los niveles de gris registrados por la cámara CCD. Para el registro de imágenes aéreas se deben restar los valores de oscuridad del sistema que corresponden al ruido de la cámara y a reflejos internos del instrumento. Esto puede generar que algunos píxeles presenten un valor igual a cero. Al observar las imágenes aéreas registradas, se puede apreciar que en el caso del ojo artificial sólo algunos píxeles centrales fueron estimulados. En cambio, en el caso de un ojo normal, la región de la CCD donde ha incidido luz es mucho mayor debido al aumento principalmente de la difusión; aunque también es significativa la contribución de las aberraciones. Por otra parte, en la imagen registrada de un ojo con precatarata se observa como toda la región de la CCD considerada ha sido estimulada presentando al menos un nivel de gris; lo cual es esperable debido a la alta difusión existente en estos casos

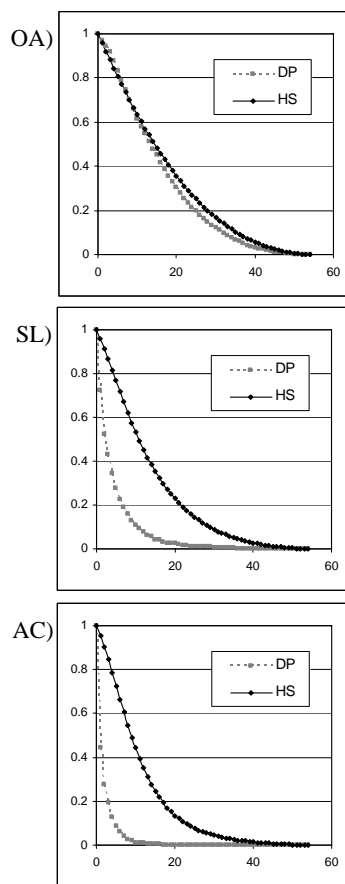


Fig. 9. Comparativas de los módulos de las Transformadas de Fourier obtenidas con los dos sistemas en: OA) ojo artificial, SL) paciente joven normal y AC) ojo con precatarata.

En la figura 9 se muestran las MTF obtenidas para cada una de las imágenes presentadas. Se puede observar que en el caso del ojo artificial las respuestas en frecuencia de ambas técnicas son similares debido a la no existencia de difusión. Incluso el ojo normal presenta una relación de áreas baja siendo esperable en este caso un valor cercano a uno, es decir, libre de difusión. La extensión de la imagen de DP del ojo normal evidencia la contribución que se genera sobre las bajas frecuencias. Las causas que podrían producir estas imágenes extensas en condiciones normales son la retro-difusión, la imposibilidad de anular completamente el reflejo corneal y la difusión retiniana. Con la finalidad de evitar el registro del reflejo corneal y la retro difusión se han realizado medidas con pupilas de entrada y salida desalineadas. Los resultados obtenidos fueron similares a los medidos con pupilas alineadas lo cual indicaría que la luz que provoca imágenes extensas de DP proviene de la difusión retiniana. Si bien esto tiende a comprimir el rango de observación, la contribución a la difusión dada en determinadas condiciones por los componentes oculares pudo ser discriminada mediante el método que aquí se explica.

Mediante la comparación de las MTF's radiales obtenidas con un sistema de DP y un sensor de frente de onda ha sido posible discriminar diferentes niveles difusión intraocular. En los registros de DP se ha observado que es de gran importancia registrar adecuadamente imágenes de oscuridad del sistema para evitar sobre o subestimar la difusión intraocular.

2.f. Estudio de la calidad de imagen retiniana en usuarios de lentes de contacto

En los últimos años hemos aplicado la técnica de doble paso al estudio de la calidad óptica del sistema formado por lentes de contacto compensadoras (LC) de ametropía y el ojo. En diversos estudios se ha analizado la influencia de los distintos tipos de LC en la calidad final de la imagen retiniana. En un primer trabajo se mostraban los resultados obtenidos al comparar las imágenes retinianas de usuarios de LC rígidas permeables al gas con aquellas de usuarios de LC de hidrogel. Más tarde nos centramos en lentes multifocales de visión simultánea.

Respecto a los primeros estudios [6], los resultados mostraron la elevada sensibilidad de la técnica del doble paso para detectar mejoras significativas en la calidad óptica del sistema LC más ojo que producían las lentes rígidas al compensar pequeños astigmatismos corneales. Los resultados hallados comparando las PSF y MTF de varios pacientes con valores de astigmatismo refractivo y corneal poco significativos clínicamente muestran que estos afectan de manera notable a la calidad óptica del sistema y que los lentes rígidos presentan, en general, unas mejores prestaciones en cuanto a calidad óptica del sistema resultante al comparar con la situación sin lente o con el uso de lentes de hidrogel.

Más tarde, evaluamos la calidad de imagen retiniana de usuarios de LC de visión simultánea [7,8]. Este tipo de lentes sitúan sobre el área pupilar del usuario las graduaciones para visión de lejos y para visión próxima de forma simultánea. Analizando la calidad de la imagen retiniana para diferentes diseños, por ejemplo un diseño concéntrico y un diseño esférico, se pone de manifiesto (figura 10) que este tipo de lentes de contacto empeoran la calidad óptica del sistema ojo con LC de visión simultánea frente a las situaciones sin lente u ojo con LC monofocal, que ambos diseños presentan una calidad óptica "in vivo" superior en condiciones de visión lejana y la influencia del diámetro pupilar en las prestaciones de las lentes de contacto.

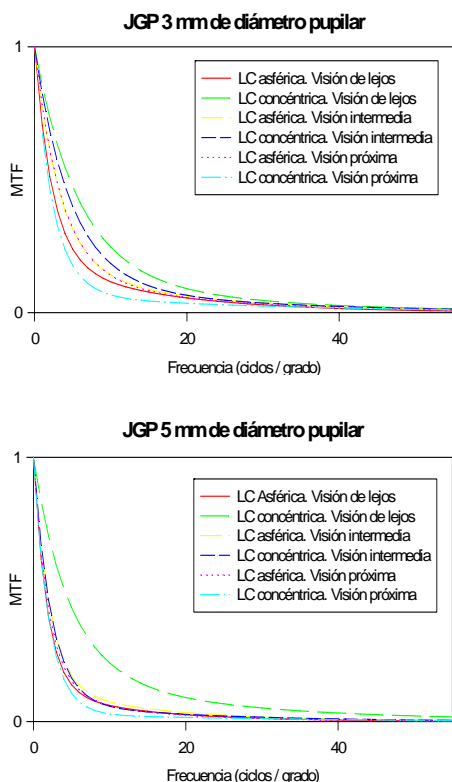


Fig. 10. MTF para un mismo sujeto con los dos tipos de diseño de lentes de contacto: esférico y concéntrico. Se presentan las curvas obtenidas para varias distancias de observación y dos valores de diámetro pupilar (3 y 5 mm).

Actualmente, se está realizando un importante estudio clínico en usuarios de lentes de contacto multifocales de última generación que pretende el

examen y la comparación de medidas objetivas, psicofísicas y subjetivas de la calidad óptica y visual con la satisfacción del usuario. Las variables analizadas han sido: Agudeza Visual (AV) de lejos, AV de cerca, Sensibilidad al Contraste de lejos, medidas de calidad de imagen retiniana con el instrumento OQAS (para 3 y 5 mm de diámetro pupilar y 3 distancias de observación). A su vez, se ha realizado una encuesta de satisfacción visual de los usuarios de las lentes antes mencionadas. Los resultados obtenidos hasta el momento muestran una mejor discriminación con las medidas objetivas que con las psicofísicas lo que nos conduce a la conclusión que las medidas del OQAS presentan un elevado nivel de sensibilidad a variaciones en los diseños de lentes multifocales de visión simultánea, con lo que se perfila como una buena herramienta para contribuir a mejoras en estos diseños.

Agradecimientos

Al Ministerio de Educación y Ciencia (MEC) por la financiación de los proyectos DPI2005-08999-C02-01 y PROFIT (FIT-020400-2005-24). A la Generalitat de Cataluña por la ayuda concedida al grupo de Ingeniería Óptica para potenciar y dar soporte a los grupos de investigación y a la recibida por el CD6 como miembro de la red de Centros de Soporte a la Innovación Tecnológica (Xarxa XIT).

F. Diaz Douton, S. O. Luque, M. Aldaba agradecen al Ministerio de Educación y Ciencia y a la Generalitat de Cataluña por las becas predoctorales recibidas.