

Primer Premio Justiniano Casas de Investigación en Imagen Óptica, 2007

Comité de Técnicas de la Imagen - Sedoptica

Imagen de alta resolución del fondo de ojo por deconvolución tras compensación parcial

High resolution imaging of the eye fundus by deconvolution after partial compensation

Justo Arines^(S)

Departamento de Física Aplicada de la Universidade Santiago de Compostela, España

Email: fajap@unizar.es S: miembro de SEDOPTICA / SEDOPTICA member

Received: 12 – Oct – 2008. Accepted: 6 – Nov – 2008

RESUMEN:

En este artículo presentaremos los distintos trabajos realizados en el marco de la tesis doctoral realizada por el doctor Justo Arines Piferrer. Dicha tesis fue enfocada hacia la obtención de imágenes de alta resolución del fondo de ojo. Con este fin se realizaron distintos trabajos en el campo de la instrumentación óptica, sensores de frente de onda basados e medida del gradiente, y cámaras de fondo de ojo; el procesado de imágenes, deconvolución tras la medida del frente de onda y compensación parcial, y óptica adaptativa mediante el empleo de pantallas de cristal líquido; y la estimación modal, empleada en sensores de gradiente. Presentaremos en este artículo los resultados más relevantes obtenidos en estos estudios.

Palabras clave: Aberrometría Ocular, Hartmann-Shack, Umbralización, Deconvolución tras la Medida del Frente de Onda, Lámina de Fase, Seguimiento Pupilar, Phase-Unwrapping.

ABSTRACT:

In this paper we present different studies related with the development of the doctoral thesis of Justo Arines Piferrer. The thesis was directed to obtaining high resolution images of the eye fundus. Several works has been done in fields of optical instrumentation (gradient based wavefront sensors and fundus camera), image processing (partially compensated deconvolution from wavefront sensing and adaptive optics with spatial light modulators) and modal estimation (used in wavefront sensors). We present in this paper the main results obtained in those studies.

Key words: Ocular aberrometry, Hartmann-Shack, Thresholding, Deconvolution from Wavefront Sensing, Phase Plate, Eye-Tracking, Phase Unwrapping.

REFERENCIAS Y ENLACES

- [1] J. Liang, D. R. Williams, D. T. Miller, "Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics", *J. Opt. Soc. Am. A* **14**, 2884-2892 (1997).
- [2] I. J. Hodgkinson, P. B. Greer, A. C. B. Molteno, "Point spread function for light scattered in the human ocular fundus", *J. Opt. Soc. Am. A* **11**, 479-486 (1994).
- [3] I. Iglesias, P. Artal, "High resolution images obtained by deconvolution from wave-front sensing", *Opt. Lett.* **25**, 1804-1806 (2000).
- [4] E. J. Fernández, I. Iglesias, P. Artal, "Closed-loop adaptive optics in the human eye", *Opt. Lett.* **26**, 746-748 (2001).
- [5] D. Catlin, C. Dainty, "High resolution imaging of the human retina with a Fourier deconvolution technique", *J. Opt. Soc. Am. A* **19**, 1515-1523 (2002).

- [6] R. Navarro, M. A. Losada, "Aberrations and relative efficiency of light pencils in the living human eye" *Optometry Vision Sci.* **74**, 540-547 (1997).
- [7] S. V. Plotnikov, "Comparison of the methods of signal processing in triangulation measurement systems", *J. Opt. Instrum. Data Proc.* **6**, 55-60 (1995).
- [8] G. Cao, X. Yu, "Accuracy analysis of HS wavefront sensor operated with a faint object", *Opt. Eng.* **33**, 2331-2335 (1994).
- [9] J. Ares, J. Arines, "Effective noise in thresholded intensity distribution: influence on centroid statistics", *Opt. Lett.* **26**, 1831-1833 (2001).
- [10] J. Arines, J. Ares, "Minimum variance centroid thresholding", *Opt. Lett.* **27**, 497-499 (2002).
- [11] J. Arines, J. Ares, "Significance of thresholding processing in centroid based gradient wavefront sensors: effective modulation of the wavefront derivative", *Opt. Commun.* **237**, 257-266 (2004).
- [12] J. Ares, J. Arines, "Influence of thresholding on centroid statistics, a full analytical description", *Appl. Opt.* **43**, 5796-5805 (2004).
- [13] R. M. Haralick, L. G. Shapiro, *Computer and Robot Vision*, Vol. 1, pp. 14-28, Addison-Wesley, Reading, (1992).
- [14] R. C. González, R. E. Woods, *Digital Image Processing*, Addison-Wesley, Reading (1992).
- [15] P. M. Prieto, F. Vargas-Martín, S. Goelz, P. Artal, "Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye", *J. Opt. Soc. Am. A* **17** 1388-1398 (2000).
- [16] J. Arines, *Imagen de Alta Resolución del Fondo de Ojo por Deconvolución tras Compensación Parcial*, Tesis Doctoral, Universidade de Santiago de Compostela (2006).
- [17] L. Diaz-Santana, J. Arines, P. Prado, S. Bará, "Translational and rotational pupil tracking using wavefront aberration data and image registration techniques", *Opt. Lett.* **31**, 1642-1644 (2006).
- [18] P. Rodríguez, R. Navarro, J. Arines, S. Bará, "A new calibration set of phase plates for ocular aberrometers", *J. Refract. Surg.* **22**, 275-284 (2006).
- [19] J. Arines, S. Bará, "Hybrid technique for high resolution imaging of the eye fundus", *Opt. Express* **11**, 761-766 (2003).
- [20] J. Arines, S. Bará, "Significance of the recovery filter in deconvolution from wavefront sensing", *Opt. Eng.* **39**, 2789-2796 (2000).
- [21] V. Durán, V. Climent, E. Tajahuerce, Z. Jaroszewicz, J. Arines, S. Bará, "Efficient compensation of Zernike modes and eye aberration patterns using low-cost spatial light modulators", *J. Biomed. Opt.* **12**, 014037 (2007).
- [22] J. Arines, V. Durán, Z. Jaroszewicz, J. Ares, E. Tajahuerce, P. Prado, J. Lancis, S. Bará, V. Climent, "Measurement and compensation of optical aberrations using a single spatial light modulator", *Opt. Express* **15**, 15287-15292 (2007).
- [23] S. Bará, J. Arines, J. Ares, P. Prado, "Estimation-induced correlations of the Zernike coefficients of the eye aberration", *Opt. Lett.* **31**, 2646-2648 (2006).
- [24] S. Bará, J. Arines, J. Ares, P. Prado, "Direct transformation of Zernike eye aberration coefficients between scaled, rotated and/or displaced pupils", *J. Opt. Soc. Am. A* **23**, 2061-2066 (2006).
- [25] J. Arines, P. Prado, S. Bará, E. Acosta, "Equivalence of least-squares estimation of eye aberrations in linearly transformed reference frames", *Opt. Commun.* **281**, 2716-2721 (2008).
- [26] J. Arines, "Least-squares modal estimation of wrapped phases: application to phase unwrapping", *Appl. Opt.* **42**, 3373-3378 (2003).

1. Introducción

La existencia de técnicas de exploración del globo ocular que permitan la detección de estructuras anatómicas de origen patológico en sus estadios iniciales, es de gran importancia para realizar un diagnóstico temprano que garantice un mayor éxito del tratamiento que se decida aplicar. Es por ello que es necesario desarrollar técnicas de observación que proporcionen imágenes de alta resolución

espacial. En la observación del polo posterior ocular el elemento que limita la resolución espacial de las imágenes que se obtienen con las técnicas de exploración tradicionales (oftalmoscopios directos e indirectos y cámaras de fondo de ojo) es la propia óptica del ojo del sujeto, y la dispersión ("scattering") producida en los medios oculares [1,2]. Las técnicas tradicionales tienen incorporados sistemas para la compensación de las aberraciones

oculares de primer (prisma) y segundo orden, es decir desenfoque y astigmatismo, pero el ojo humano también presenta aberraciones de mayor orden. Es bien conocido que dichas distorsiones del frente de onda conllevan la disminución de la función de transferencia óptica (OTF) provocando una reducción en la resolución espacial del sistema óptico y por consiguiente el emborronamiento de la imagen retiniana. Para compensar la degradación de la imagen retiniana ocasionada por la aberración ocular se incorporaron del campo de la astronomía las técnicas de óptica adaptativa y deconvolución tras la medida de frente de onda [1,3-5].

El objetivo de la tesis objeto de este resumen consistió en implementar esta última técnica para obtener imágenes de alta resolución de la retina. Para ello tuvimos que diseñar y montar una cámara de fondo de ojo para la observación de la retina con un canal adicional en el que se incorpora un sensor de frente de onda, tipo Hartmann-Shack, para medir la aberración óptica presente en el sistema en el momento de registro de la imagen retiniana.

Las líneas de trabajo seguidas durante la realización de la tesis las podemos resumir en tres: instrumentación óptica, técnicas de alta resolución espacial y aberrometría ocular.

2. Instrumentación óptica

Los sensores de frente de onda basados en medidas del gradiente local del frente son los más empleados en el ámbito de la aberrometría ocular [1,6]. Es por ello que escogimos para nuestro trabajo uno de éstos, el sensor Hartmann-Shack (HS). Este tipo de sensores muestrean el frente con un conjunto de microlentes que miden el gradiente local del frente en base al desplazamiento del centroide de la distribución de irradiancia asociada a cada una de ellas (ver Fig. 1).

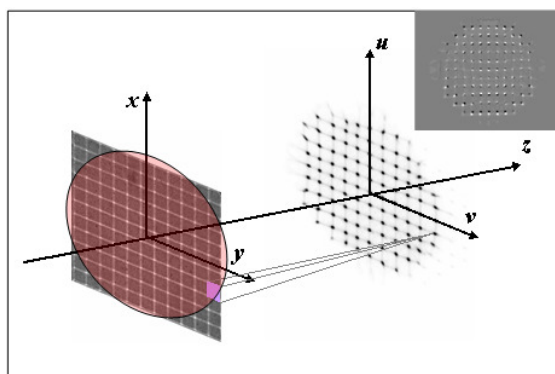


Fig. 1: Funcionamiento del sensor Hartmann-Shack. En la esquina superior derecha se observa la desviación de los focos respecto a las posiciones de referencia.

El procesado de las imágenes aberrométricas (imágenes proporcionadas por la cámara del sensor) es un tema de gran relevancia ya que interviene directamente en la precisión, exactitud, linealidad y rango dinámico del sensor [1,2,7,8].

Las imágenes aberrométricas presentan una componente de fondo que se asocia a luces parásitas del entorno y a la luz dispersada por los distintos medios oculares, y las distribuciones de irradiancia asociadas a cada una de las microlentes del sensor. Para estimar correctamente el gradiente local del frente es necesario calcular el desplazamiento del centroide de la distribución de irradiancia asociada a cada microlente descartando del cálculo la componente de fondo. Y es importante descartar esta componente porque afecta en gran medida al cómputo del centroide. La solución a esta cuestión es eliminar la componente de fondo bien modificando los parámetros de la cámara, elevando el cero de la cámara por encima del nivel de umbral, o bien procesando digitalmente las imágenes mediante el procesado por umbralización. Ambos procesos son en esencia iguales, buscando el descarte o anulación de aquellos píxeles cuyos niveles de intensidad se encuentren por debajo de un nivel de umbral establecido [9,10].

Dado que el proceso de umbralización forma parte esencial del procesado de las imágenes aberrométricas desarrollamos un modelo de medida que incorporase dicho procesado, obteniendo la siguiente expresión para el caso de un objeto puntual:

$$X_C = \operatorname{Re} \left\{ -i \frac{\lambda d}{2\pi} \frac{\int_{xy} P^*(x,y) \nabla_x (P(x,y) * \tilde{H}(x,y)) dx dy}{\int_{xy} P^*(x,y) (P(x,y) * \tilde{H}(x,y)) dx dy} \right\} \quad (1)$$

donde X_C es el centroide, ∇_x es el gradiente en x , $P(x,y)$ es la función pupila, $*$ indica convolución y $\tilde{H}(x,y)$ es la transformada de Fourier de la función de umbralización [3]. Gracias a este modelo de medida comprobamos que el proceso de umbralización puede inducir un desplazamiento del centroide siempre que sobre la pupila de la microlente exista un frente con alguna componente de tipo comático. También se puede observar como la relación entre el centroide y el gradiente promedio del frente no es lineal en presencia de umbralización. Esta conclusión es de gran importancia ya que la linealidad de la relación anterior es la base del proceso de estimación lineal

que emplean todos los sensores de frente de onda actuales basados en medidas del gradiente local del frente. Las conclusiones presentadas son independientes de la existencia o no de ruido en las medidas.

A la hora de caracterizar un sensor de frente de onda es importante conocer la precisión y la exactitud que proporciona y éstas dependen fuertemente de tres factores: la forma de las distribuciones de irradiancia asociadas a cada microlente; el ruido de la cámara de registro; y el nivel de umbral que fijemos para procesar las imágenes aberrométricas. Con el fin de simplificar la caracterización del sensor desarrollamos un

modelo matemático que liga estas tres variables. Las expresiones obtenidas son las siguientes [12]:

Para evaluar la exactitud:

$$\langle X_C \rangle \cong \frac{\sum_i \langle H_i \rangle I_i x_i + \sum_i \langle H_i \eta_i \rangle x_i}{\sum_i \langle H_i \rangle I_i + \sum_i \langle H_i \eta_i \rangle} \quad (2)$$

donde $\langle X_C \rangle$ es el valor medio del centroide.

Para evaluar la precisión:

$$\sigma_{X_c}^2 \leq \frac{\sum_i x_i^2 I_i^2 (\langle H_i \rangle - \langle H_i \rangle^2) + \sum_i x_i^2 (\langle \eta_i^2 H_i \rangle - \langle \eta_i H_i \rangle^2)}{\left(\sum_i \langle H_i \rangle I_i + \sum_i \langle H_i \eta_i \rangle \right)^2} + \frac{2 \sum_i x_i^2 I_i^2 \langle \eta_i H_i \rangle (1 - \langle H_i \rangle)}{\left(\sum_i \langle H_i \rangle I_i + \sum_i \langle H_i \eta_i \rangle \right)^2} \quad (3)$$

donde H_i es la función de umbralización, I_i es el nivel de intensidad, η_i es la componente de ruido, i indica i -ésimo píxel, y $\sigma_{X_c}^2$ es la varianza del centroide (ver refs. [9-12]).

La evaluación numérica de las expresiones (2) y (3) nos muestran como existe un nivel de umbral que maximiza la precisión y la exactitud (ver Fig. 2).

A raíz de los resultados anteriores propusimos un método de umbralización basado en la minimización de la varianza del centroide de la distribución de irradiancia a umbralizar [2]. Dicho algoritmo lo comparamos con otros métodos de umbralización (Kittley & Illingworth [13], Prewitt, Roberts [14]) y observamos que el propuesto por nosotros proporciona una precisión tres veces mayor que el mejor de los otros métodos evaluados (ver Fig. 3).

Parte importante en el procesado de las imágenes aberrométricas es la correcta identificación y etiquetado de las distribuciones de irradiancia detectadas. El motivo es que la ordenación de las medidas debe ser consistente con la construcción de la matriz de reconstrucción de coeficientes modales. Cualquier inconsistencia en la ordenación de las microlentes o de las medidas provocará una estimación errónea del frente. La opción más extendida es la sectorización de la imagen aberrométrica en zonas rectangulares con un tamaño proporcional al de la separación entre centros de microlentes. De esta forma la ordenación y la determinación de las regiones en las que

calcular los centroides está prefijada con lo que se gana rapidez de cálculo. La principal desventaja de esta forma de proceder es que se limita el rango dinámico del sensor ya que el gradiente local máximo que se puede medir está determinado con la separación entre microlentes.

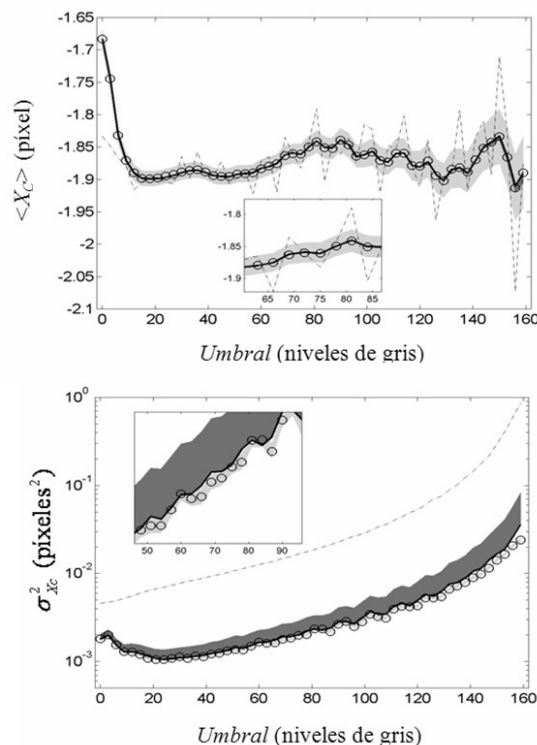


Fig. 2: Evolución del valor medio y varianza del centroide con el umbral para un ruido de lectura con una desviación típica de 3 niveles de gris y valor medio cero. Ver ref. [12].

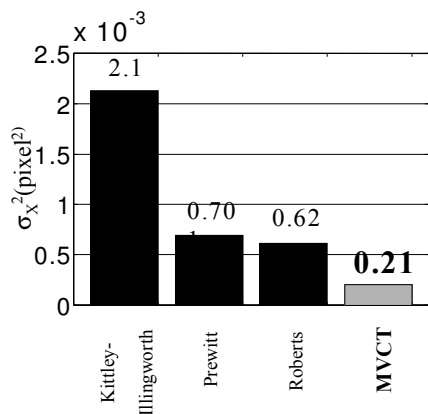


Fig. 3: Varianza del centroide obtenida tras la utilización de distintos métodos de umbralización.

Como alternativa a la forma anterior de proceder propusimos un algoritmo dinámico de detección y asignación de regiones de forma que conseguimos extender el rango dinámico. Dicho algoritmo consiste en emplear procesado por umbralización y procesado morfológico para detectar las distribuciones de irradiancia asociadas a cada una de las microlentes del sensor. Posteriormente ordenamos las regiones detectadas considerando que no hubo cruces entre focos (suposición que también se realiza en el caso de trabajar con regiones fijas). Seguidamente realizamos un segundo proceso de umbralización dentro de cada región para descartar la componente de fondo del cálculo del centroide. En la Fig. 4 presentamos los tres pasos principales del proceso de detección y el etiquetado de las regiones.

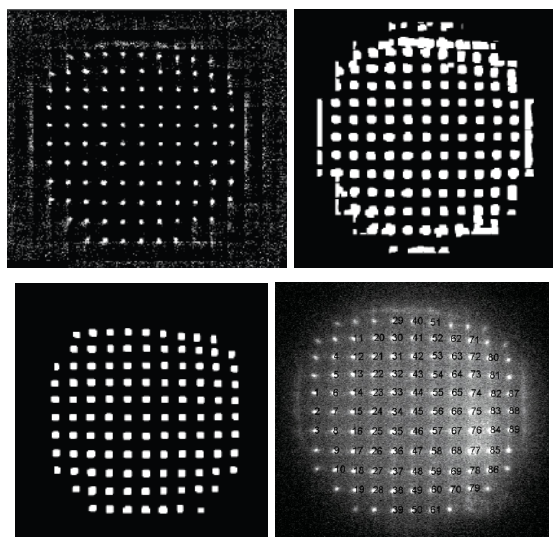


Fig. 4: Identificación de las regiones para el cálculo del centroide.

Continuando con el trabajo realizado en el ámbito de la instrumentación óptica mostramos en la siguiente figura el montaje experimental desarrollado para obtener imágenes de alta resolución de la retina. Éste presenta un sistema badal (conjunto L1-E1-E2-L2) en su parte inicial para compensar el desenfoque del paciente, tres planos conjugados con la pupila de salida del ojo (DA1, MM y sobre L6). En DA1 colocaremos una lámina/pantalla de fase que compensará parcialmente la aberración estática del sujeto, y en MM se encontrará la matriz de microlentes del sensor Hartmann-Shack. La cámara 1 nos proporciona la imagen aberrométrica (imagen del sensor), la cámara 2 nos permite registrar la retina y la cámara 3 nos sirve para monitorizar la pupila del sujeto y colocar correctamente (centrado y rotaciones) la pantalla de fase.

La colocación de la cámara de monitorización de la pupila del sistema (cámara 3 de la Fig. 5) tras la matriz de microlentes del sensor es realmente útil ya que permite conocer la posición relativa entre la matriz de muestreo del frente (matriz de microlentes) y el elemento óptico a medir, bien sea un ojo humano, o un elemento de fase, o un sistema óptico que se desee analizar. Como veremos más adelante el conocimiento de la posición relativa entre los sistemas de referencia centrados en el sensor y en el elemento a caracterizar es extremadamente importante para una correcta estimación de las aberraciones de este último [16].

Con el fin de reducir la complejidad del montaje y abaratar costes desarrollamos un sistema de seguimiento pupilar que nos permite conocer la posición relativa entre el sensor de frente de onda y la pupila del sujeto a partir de la imagen aberrométrica proporcionada por el sensor evitando así la necesidad de comprar un seguidor pupilar o la cámara 3 del montaje, y ahorrando los problemas de sincronización entre instrumentos o cámaras. El sistema de seguimiento pupilar propuesto se basa en la medida del desplazamiento del centroide de la imagen aberrométrica. La precisión que obtenemos con nuestra propuesta es similar a la proporcionada por los seguidores pupilares (eye-tracker) comerciales, 9 micras *rms*. En la Fig. 6 mostramos una secuencia de tres posiciones del ojo durante la medida de las aberraciones oculares de un sujeto. En dicha figura se puede apreciar claramente como se mueve la pupila respecto al sensor.

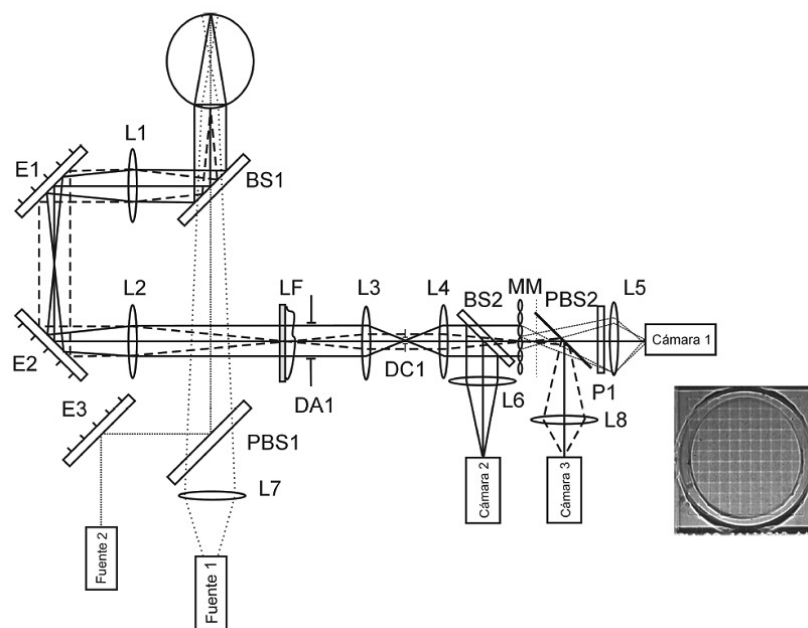


Fig. 5: Esquema del montaje experimental e imagen proporcionada por la cámara 3.

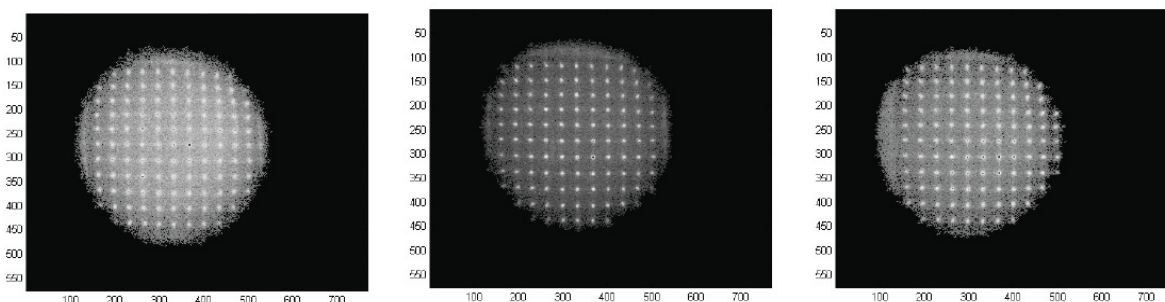


Fig. 6: Secuencia de tres posiciones distintas del ojo

También participamos junto con miembros de la City University de Londres en el desarrollo de un algoritmo para el conocimiento de la posición de la pupila del ojo durante la serie de medidas aberrométricas. Dicho algoritmo se basa en las propiedades de la transformada de Fourier frente a translaciones y rotaciones. Los datos de entrada para el algoritmo son los interferogramas generados computacionalmente a partir de la aberración estimada por el sensor de frente de ondas [17]. La precisión alcanzada con este método fue de 100 micras para traslaciones y de 4° para rotaciones.

Parte importante del montaje experimental presentado en la Fig. 5 fue el sensor Hartmann-Shack. La calibración de este tipo de sensores de frente de onda se realiza generalmente empleando lentes de potencias conocidas tóricas o esféricas, o usando un sistema badal. Esta forma de proceder no valora realmente el comportamiento del sensor a la hora de medir aberraciones de alto orden. Nosotros, en colaboración con el instituto de óptica Daza

Valdes (CSIC) propusimos el empleo de un conjunto de láminas de fase con diferentes tipos de aberración (Zernikes puros de distintos órdenes y aberraciones oculares complejas) para calibrar y comprobar el comportamiento de los sensores. Gracias al empleo de estos elementos detectamos un fallo en el espejo de un sensor tipo Laser-ray-Tracer y un error de programación en el software de control de un sensor Hartmann-Shack [18]. En la Fig. 7 mostramos los interferogramas de algunas de las láminas empleadas en la calibración.

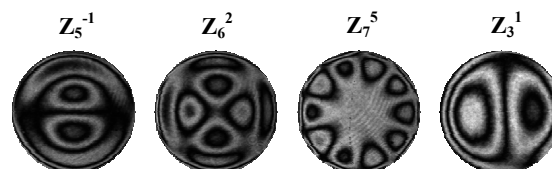


Fig. 7: Interferogramas de un conjunto de láminas desarrolladas para la calibración de aberrómetros oculares. Ver ref. [18].

3. Técnicas de alta resolución espacial

El estudio de la técnica de deconvolución tras medida de frente de onda nos mostró que dicha técnica se ve fuertemente limitada por la magnitud de la aberración ocular, siendo útil únicamente en sujetos con una calidad óptica superior a la media. Por ello propusimos la compensación parcial de la aberración ocular (particularmente de la componente estática de la aberración) mediante el empleo de elementos ópticos fabricados para compensar las aberraciones particulares de cada sujeto. A esta técnica le llamamos deconvolución tras medida de frente de onda y compensación parcial (DMFOCP) [19]. Así mismo evaluamos la importancia de la elección del filtro de restauración empleado en el proceso de deconvolución [20].

Dichos elementos ópticos (llamados láminas / pantallas de fase) operan por transmisión presentando una de sus superficies el perfil adecuado para introducir/compensar las diferencias de camino óptico entre las distintas partes del frente. Este elemento, LF, lo colocamos en el plano DA1 del esquema del montaje presentado en la Fig.5.

El empleo de elementos ópticos que permitan la compensación parcial de la aberración ocular proporciona un aumento de la relación señal/ruido de la imagen y por tanto un aumento de la frecuencia de corte del sistema. Esto es importante puesto que no podremos observar estructuras oculares cuya frecuencia característica se encuentre por debajo de la frecuencia de corte del sistema. En la siguiente figura mostramos parte de los resultados obtenidos mediante simulación numérica. Podemos observar cómo la compensación parcial de la aberración aumenta significativamente el módulo de la función de transferencia del sistema (MTF) y por tanto su frecuencia de corte, posibilitando así la observación de estructuras que habrían sido filtradas por el sistema [19].

Con anterioridad a la propuesta de compensar parcialmente la aberración el procedimiento que se seguía para conseguir el aumento de la frecuencia de corte era el promediado de imágenes [5]. En el estudio realizado evaluamos ambas alternativas. Los superíndices $K=30$, $K=1$ indican el número de muestras empleadas en el proceso de deconvolución. Podemos observar que el aumento de la frecuencia de corte obtenido con ambos métodos es comparable con la diferencia práctica de que compensando parcialmente la aberración podemos emplear una única imagen y así obtener imágenes de alta resolución de la retina en “tiempo real”.

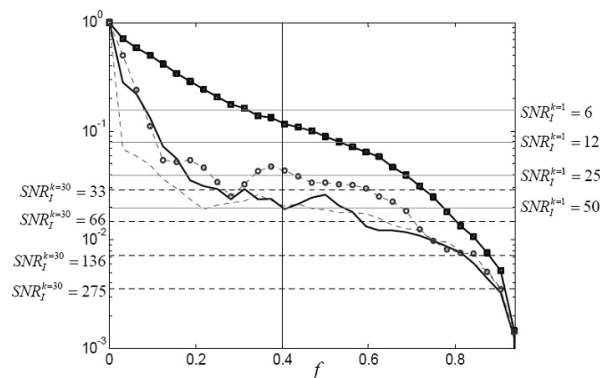


Figura 8: MTFs correspondientes a dos ojos con compensación parcial (línea con cuadrados, y círculos) y sin compensación parcial (línea sin marcas). La línea vertical muestra la frecuencia característica de conos perifoveales de 5 μm de tamaño. Ver ref. [19].

En la Fig. 9 mostramos una serie de imágenes obtenidas mediante DMFO y DMFOCP con dos aberraciones oculares distintas y en distintas situaciones de ruido en la imagen y el sensor. Podemos observar en las imágenes como gracias al empleo de la lámina de fase podemos obtener imágenes de alta resolución en condiciones de ruido para las que sin usar compensación parcial solo observamos estructuras espurias fruto de la deconvolución. Más aún comprobamos cómo la calidad de las imágenes obtenidas compensando parcialmente o promediando imágenes es comparable.

La aplicación experimental en el laboratorio tanto con ojos artificiales (simulados con láminas de fase) como reales de la técnica de DMFOCP se llevó a cabo empleando el montaje experimental presentado en la Fig. 5. A continuación se presenta una comparación las técnicas de DMFO y DMFOCP empleando una única imagen. Las Figs. 11(a) y 11(c) se corresponden con las imágenes de la retina obtenidas sin y con compensación parcial respectivamente. Mientras que las Figs. 11(b) y 11(d) muestran las imágenes restauradas empleando las técnicas de DMFO y DMFOCP. Se puede observar como en este caso la restauración mediante DMFO no proporciona un buen resultado, sin embargo vemos como con el empleo de la lámina de fase para compensar la aberración ocular si que se mejora significativamente la imagen retiniana. Así mismo se comprueba como la imagen obtenida con DMFOCP es la que presenta mejor calidad y resolución espacial.

A continuación, en la Fig. 12, se muestran otras imágenes del fondo de ojo, en este caso de la perifovea. La imagen de la izquierda fue obtenida sin compensación parcial mientras que a la derecha

mostramos la imagen restaurada con la técnica de DMFOCP. Como podemos observar en este caso la mejora es significativa, pasando de una imagen borrosa a otra en la que incluso se pueden observar estructuras que recuerdan al mosaico de conos.

Al margen de la técnica de deconvolución también hemos empleado el montaje de la figura 5 para implementar la técnica de óptica adaptativa usando como elemento activo una pantalla de cristal líquido tipo TNLCD que empleamos tanto

para la medida como para la compensación de la aberración. Para realizar la medida y compensación propusimos un procedimiento secuencial en el que codificamos la matriz de microlente y la compensación de la aberración [21,22]. Estos trabajos fueron realizados en colaboración con la Universitat Jaume I de Castellón. En la siguiente figura mostramos tres imágenes: matriz de microlentes, respuesta de impulso (PSF) degradada, y PSF compensada [21].

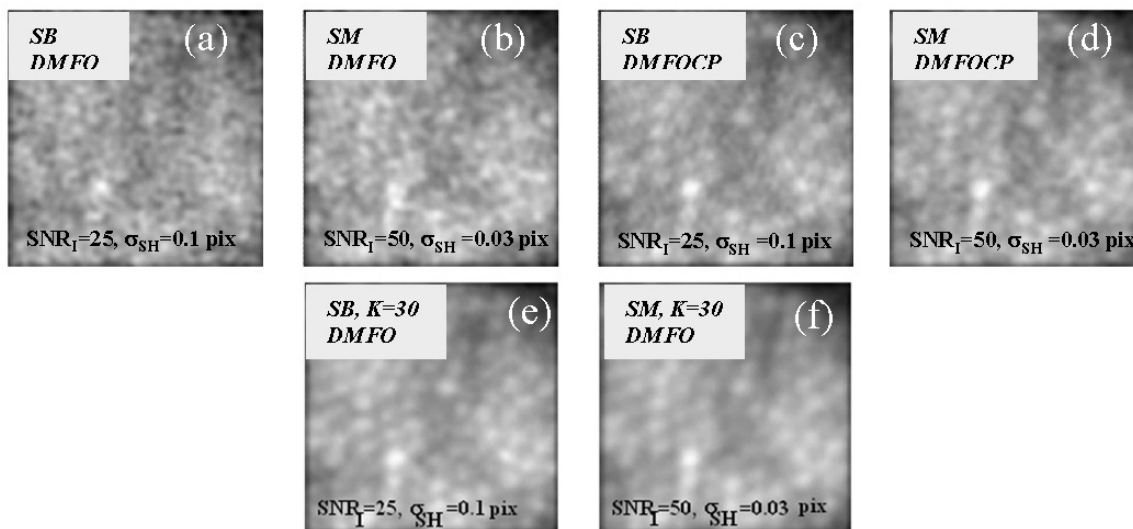


Fig. 9: Imágenes restauradas mediante DMFO y DMFOCP obtenidas en distintas situaciones de ruido y con dos aberraciones distintas (SB y SM). (e) y (f) fueron obtenidas promediando 30 imágenes. Estos resultados fueron obtenidos mediante simulación numérica.

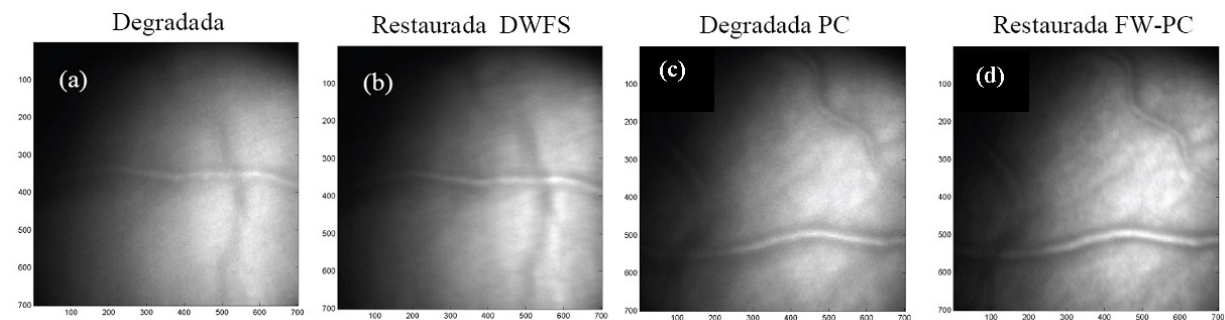


Fig. 11: Imágenes del fondo de ojo obtenidas sin y con compensación parcial (a,c) y con las técnicas de DMFO y DMFOCP (b,d). Tamaño angular de las imágenes 2.6°.

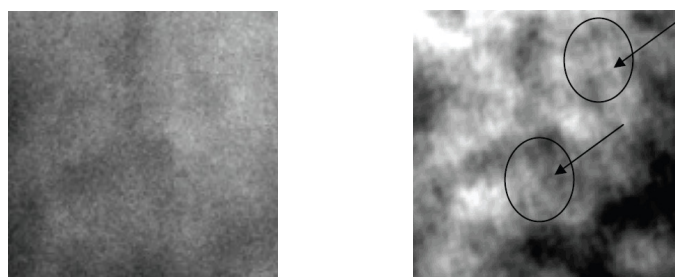


Fig. 12: (a) Imagen de la perifovea obtenida sin compensación parcial; (b) imagen restaurada con DMFOCP. Los círculos y las flechas señalan estructuras que recuerdan el mosaico de conos.

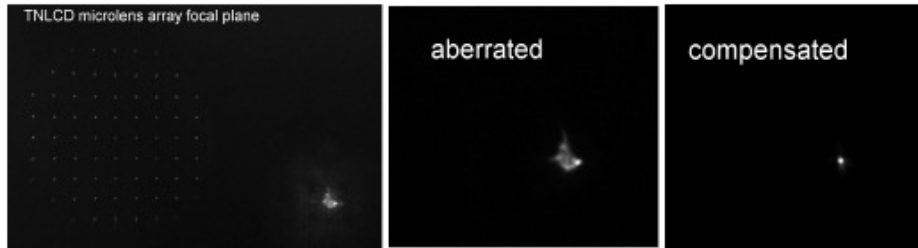


Fig. 13: Óptica adaptativa con pantalla de cristal líquido tipo TNLCD.

4. Aberrometría ocular

En el ámbito de la aberrometría ocular además de estudiar los sensores de frente de onda valoramos los efectos del proceso de estimación. Gracias a este estudio comprobamos como el proceso de medida y estimación induce la aparición de correlaciones, entre los coeficientes estimados, que realmente no existen [23]. De forma que las propiedades estadísticas que se le suponen a la aberración ocular y que se derivan del análisis de los coeficientes estimados proporcionados por los sensores de frente de onda no son las que realmente presenta la aberración ocular.

Por otra parte también analizamos la relación entre la estimación de la aberración ocular y los movimientos del ojo durante el proceso de medida. La importancia de analizar esta relación radica en que una misma aberración estimada respecto a sistemas de coordenadas distintos proporciona vectores de coeficientes estimados diferentes. Esto implica que los análisis estadísticos de la aberración ocular no sólo están sesgados por el proceso de estimación sino también por los movimientos oculares. Una forma de reducir los efectos del movimiento del ojo es estimar siempre la aberración ocular respecto a un sistema de referencia centrado en su pupila, por ello desarrollamos el procedimiento de seguimiento ocular descrito anteriormente. Dicha estimación se puede realizar directamente empleando las

coordenadas relativas de la matriz de microlentes respecto al centro pupilar a la hora de construir la matriz de reconstrucción de coeficientes, o aplicando una matriz de transformación sobre los coeficientes estimados respecto al sistema de referencia del sensor de frente de onda. Para el cálculo de dicha matriz de transformación se propusieron dos vías distintas, una integral y otra algebraica [24,25,13]. Parte adicional de nuestro estudio se basó en comprobar la equivalencia entre los procedimientos descritos anteriormente, demostrando dicha igualdad, en términos de propagación de ruido y acoplamiento modal en el caso de transformaciones de coordenadas lineales conformes [24].

Por último comentar que los conceptos aprendidos en el campo de la estimación modal nos han permitido desarrollar un nuevo algoritmo de “phase unwrapping”. Estos algoritmos se usan para eliminar los saltos de 2π que surgen por ejemplo al estimar frentes de onda mediante técnicas iterativas que involucran transformadas de Fourier. El procedimiento propuesto se basa en la estimación de los coeficientes modales de la fase sin saltos a partir del gradiente local de la fase con saltos. La gran rapidez y sencillez de computación del algoritmo permite que éste sea incorporado en algoritmos iterativos con el fin de incrementar su velocidad de convergencia [26].