

Medida y evaluación de la calidad óptica del ojo

J. Pujol
M. Arjona
F. Díaz-Doutón
SO. Luque
M. Aldaba

Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas (CD6)
Universidad Politécnica de Cataluña (UPC)

La medida y evaluación de la calidad óptica ocular es un campo de gran interés y aplicación tanto para el estudio y conocimiento del sistema óptico del ojo como en sus aplicaciones clínicas. En muchas situaciones, como todas las relacionadas con la cirugía refractiva, la implantación de lentes intraoculares, la evolución del ojo con la edad, la formación de cataratas, la corrección de ametropía por medio de lentes, las patologías, y disponer de datos objetivos de la calidad óptica del ojo es fundamental. Existen básicamente dos posibilidades para poder medir objetivamente la calidad óptica del ojo: registrar la imagen retiniana, mediante la técnica del doble paso o recuperar la función aberración de onda utilizando fundamentalmente las técnicas basadas en el sensor de Hartmann-Shack o el trazado de rayos láser. En la actualidad clínicamente ambas son posibles puesto que existen diversos aberrómetros en el mercado y recientemente se ha desarrollado un instrumento (OQAS, Visiometrics S.L) basado en la técnica de doble paso. En este artículo se revisan los principios de ambos tipos de técnicas de medida y se pone de manifiesto que únicamente la del doble paso proporciona información sobre los dos factores que afectan principalmente a la calidad óptica ocular que son las aberraciones y la difusión intraocular, mientras que las técnicas aberrométricas únicamente proporcionan información de las aberraciones.

Measurement and evaluation of the eye's optical quality constitutes a very interesting field and application for the study of the eye's optical system and for clinical applications. For many situations, as refractive surgery, Intraocular lenses, aging eye, cataract development, neutralization of ametropia, ocular diseases etc., is basic to have clinical values of eye's optical quality. There are two possibilities for objective measurement of the optical quality of the eye: register and processing the image of a point in the retina, by means of the double-pass technique or retrieval the wave aberration function by means mainly of Hartmann-Shack sensor or laser ray tracing. Nowadays, both kind of measurements are possible in clinical practice. There are some aberrometers and recently an instrument based in the double-pass technique has been developed (OQAS, Visiometrics S.L.) In this paper we revise the principles of both techniques and we demonstrate that only with the double pass technique we can obtain information of the two factors than affect the retinal image quality, i.e. aberrations and intraocular scattering. The aberrometric techniques only provide information about aberrations.

Correspondencia

J. Pujol
Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas (CD6)
Universidad Politécnica de Cataluña (UPC)
Rambla San Nebridi, 10 / 08222 Terrassa (Barcelona)
Tel.: 937 398 337 / Fax: 937 398 923
pujol@oo.upc.edu

Introducción

Como es bien conocido, el proceso visual puede dividirse fundamentalmente en tres etapas¹. La primera es la etapa óptica en la que el sistema óptico del ojo forma una imagen de un objeto en la retina. La luz presente en la retina estimula los fotorreceptores (conos y bastones) que captan la información contenida en la imagen. Todavía en la propia retina, las señales generadas en los fotorreceptores se distribuyen a nivel de las células ganglionares. Esto constituye la segunda etapa o etapa retiniana del proceso visual. La información contenida en las células ganglionares es transmitida al cortex visual, vía cuerpo geniculado lateral, a través de dos caminos visuales paralelos (magnocelular y parvocelular). La transmisión de las señales procedentes de la retina, su recombinación y redistribución en zonas corticales específicas y su integración, conjuntamente con otros elementos como la memoria que van a dar lugar a la percepción visual final, constituye la tercera etapa o etapa cortical del proceso visual. Todos los aspectos relacionados con la medida y evaluación de la calidad óptica del ojo hacen referencia a la primera de las etapas, es decir, a la etapa óptica del proceso visual.

Los factores que producen una degradación y en consecuencia una pérdida de la calidad de la imagen retiniana son tres: la difracción, las aberraciones y la difusión intraocular.

El efecto de la difracción es inevitable en el proceso de formación de imagen en la retina, al ser inherente a la naturaleza ondulatoria de la luz, siendo su impacto mayor cuanto más pequeña sea la pupila. Un sistema óptico se considera perfecto si sólo este factor limita su calidad. En el caso del ojo, en condiciones normales de visión la influencia de la difracción no es muy grande debido al tamaño del diámetro pupilar.

Sin embargo, todo sistema real se encuentra afectado por aberraciones. Son producidas por imperfecciones de las superficies ópticas, tanto en forma como en posicionamiento o en distribución de índice de refracción. En el caso del ojo, las que producen un mayor impacto en la calidad de imagen en la retina son las aberraciones de bajo orden, desenfoque y astigmatismo, aunque son fácilmente compensables por medio de lentes o lentes de contacto, o corregibles por medio de técnicas quirúrgicas desarrolladas más recientemente (cirugía refractiva e implante de lentes intraoculares). Por otro lado, las aberraciones de alto orden son, en general, de una magnitud mucho menor², por lo que la degradación óptica que introducen es menos acusada.

El otro factor clave a tener en cuenta para determinar la calidad óptica del ojo lo constituye la difusión intraocular. Ésta es generada por la interacción de la luz con moléculas o partículas que cambien localmente el índice de refracción. Su efecto es el de alterar la dirección de la luz aleatoriamente, provocando una pérdida de contraste de la imagen retiniana. En ojos jóvenes y sin patologías, la contribución de este factor en la calidad global del ojo no es importante, pero su importancia crece significativamente en el caso de ojos con catarata incipiente o desarrollada³. También es muy significativo en ciertos casos de cirugía, tanto refractiva como de cataratas.

Métodos de medida

La medida objetiva de la calidad de la imagen retiniana presenta una dificultad muy importante puesto que no es posible acceder físicamente al espacio imagen del sistema, es decir el interior del ojo y la retina. La solución más clásica consiste en recurrir a medidas psicofísicas de funciones visuales como la Función de Sensibilidad al Contraste (CSF)¹, que requieren la participación activa del sujeto. Además estas técnicas no permiten caracterizar únicamente el sistema óptico del ojo sino que dan información de todo el sistema visual. En la actualidad, gracias al avance tecnológico, es posible aplicar técnicas objetivas de medida cuyo principio se basa en la formación de la imagen de una fuente en la retina, y el análisis de la luz reflejada en ésta y que sale hacia el exterior. Toda esta explosión de nuevas técnicas ha tenido como consecuencia que el estudio del ojo como elemento formador de imagen haya evolucionado muy velozmente.

Dentro de estas técnicas objetivas podemos distinguir fundamentalmente dos tipos: La técnica del doble paso, que permite un registro de la imagen retiniana y a partir del mismo obtener información de la calidad global de la misma, incluyendo el efecto de las aberraciones y de la difusión intraocular, y las técnicas aberrométricas, que como su nombre indica, permiten únicamente la evaluación de las aberraciones.

Registro de la imagen retiniana

Técnica del doble paso

La técnica del doble paso⁴ está basada en el registro de la imagen de una fuente de luz proyectada en la retina, después de la reflexión en la misma y doble paso a través de los

medios oculares. Esta imagen se procesa para obtener información cualitativa y cuantitativa de la calidad óptica del ojo.

En la figura 1 se esquematiza un sistema típico de doble paso. Una fuente de luz puntual proveniente por ejemplo de un láser, es colimada de forma que actúa como un objeto situado en el infinito. La luz proveniente de esta fuente pasa a través de un diafragma que actúa como pupila de entrada del sistema y de un sistema de Badal que mediante la variación de la distancia entre las dos lentes permite cambiar la vergencia de los rayos que llegan al ojo, y en consecuencia corregir la ametropía esférica del paciente. La imagen de la fuente de luz puntual se forma en la retina, y una vez reflejada vuelve a pasar a través del sistema óptico del ojo, del sistema Badal y de un diafragma que actúa como pupila de salida del sistema. Esta luz es focalizada en el plano imagen de una cámara CCD con lo que se puede registrar la imagen en la retina de un punto objeto, que será guardada en un ordenador para su posterior procesamiento. Normalmente en estos sistemas también se sitúa una segunda cámara CCD para que pueda verse la imagen de la pupila del paciente durante la realización de las medidas.

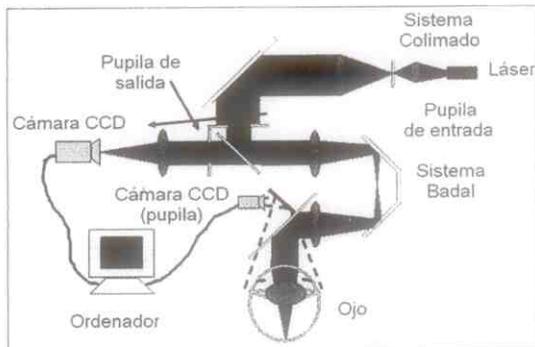


Fig. 1. Esquema típico de un sistema de doble paso.

Existen dos posibles configuraciones de un sistema de doble paso, en lo que a las pupilas se refiere: simétrica y asimétrica según sean iguales o distintos los diámetros de las pupilas de entrada y salida. En la configuración simétrica se pierde la información de las aberraciones asimétricas, siendo únicamente la configuración asimétrica la que asegura la obtención de toda la información^{5,6}.

Para evaluar la calidad de la imagen retiniana podemos utilizar diferentes opciones que nos proporcionaran información cualitativa o cuantitativa de la misma. Una primera posibilidad es utilizar la propia imagen de

doble paso registrada que esta relacionada con la Función Extensión (PSF, del inglés *Point Spread Function*). La PSF¹ nos da la respuesta de un sistema óptico a un punto objeto y permite caracterizarlo completamente. En la figura 2 se muestra la imagen de doble paso correspondiente a un ojo.

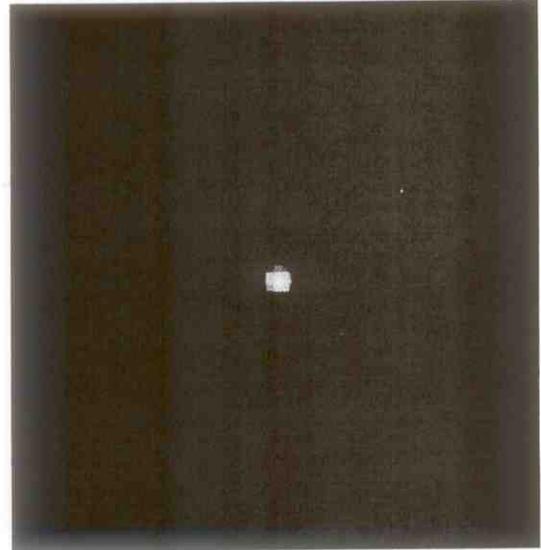


Fig. 2. Imagen de doble paso de un ojo. Esta imagen esta relacionada con la PSF del sistema óptico del ojo.

La imagen de doble paso proporciona una información muy intuitiva que permite una evaluación cualitativa de la calidad óptica del ojo (fig. 3). En efecto, cuanto mas pequeña y más concentrada sea la imagen, representará una mayor calidad y en consecuencia una menor influencia de aberraciones y difusión intraocular (fig. 3 a). Por el contrario cuanto mayor sea la imagen, menor calidad óptica y en consecuencia más aberraciones y difusión intraocular puede tener el ojo (fig. 3b).

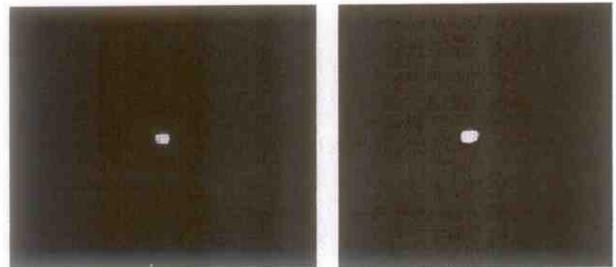


Fig. 3. Imágenes de doble paso correspondientes a dos ojos distintos. A) Imagen pequeña y concentrada que indica una mayor calidad óptica. B) Imagen más grande, menos concentrada que indica una menor calidad óptica.

Conocida como es la imagen de un punto en la retina es posible estimar como es la imagen de cualquier objeto. Para ello simplemente es

necesario realizar la convolución de la PSF del sistema con el objeto⁷ (fig. 4).

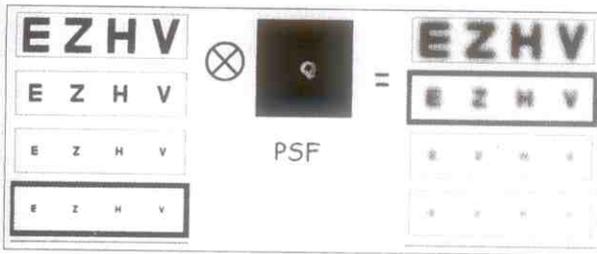


Fig. 4. Representación gráfica de cómo puede estimarse la imagen de un test de agudeza visual, en la retina del paciente, realizando la convolución (⊗) de la función extensión (PSF) del sistema (ojo) con el objeto.

Para obtener información cuantitativa de la calidad de la imagen retiniana, sin duda la mejor forma de hacerlo es a partir de la Función Transferencia de Modulación (MTF del inglés *Modulation Transfer Function*)¹⁻⁷. La MTF nos informa de la pérdida de contraste de la imagen en función de la frecuencia espacial. Para un estímulo cuya luminancia varíe sinusoidalmente en el espacio, la frecuencia espacial se define como el número de ciclos del estímulo en un ángulo de un grado (fig. 5a). Es decir:

$$f_e = \frac{1}{\theta} \text{ (ciclos/grado)}$$

donde f_e es la frecuencia espacial y θ es el ángulo expresado en grados que subtiende un ciclo. Como deducirse con facilidad de la definición, frecuencias espaciales bajas corresponden a detalles u objetos grandes en una escena y frecuencias espaciales altas corresponden a detalles u objetos pequeños (fig. 5b). El interés de trabajar con frecuencias espaciales radica en que cualquier distribución de luminancia espacial periódica puede descomponerse en suma de términos de diferente frecuencia espacial. Por lo tanto si se conoce el comportamiento del sistema, en este caso el ojo, en función de las frecuencias espaciales puede conocerse frente a cualquier objeto (fig. 6).

Fig. 5. a) Representación gráfica del concepto de frecuencia espacial. b) Estímulo de frecuencia espacial baja (superior) y alta (inferior).

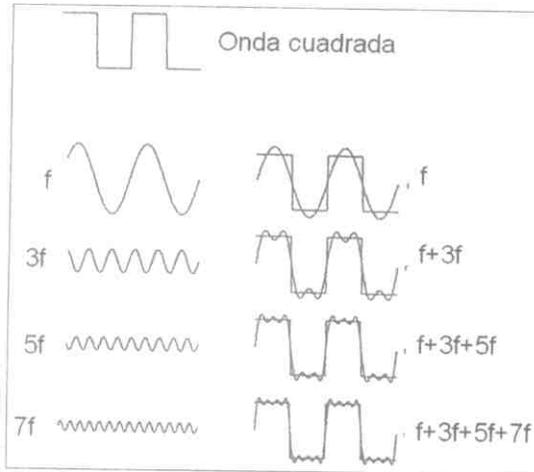
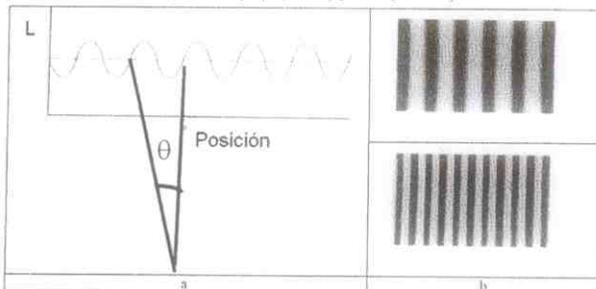


Fig. 6. Representación gráfica de cómo un estímulo con una variación de luminancia tipo onda cuadrada, puede reproducirse sumando estímulos sinusoidales de distinta frecuencia y amplitud.

En la figura 7 puede verse una curva típica de MTF del ojo. Si el ojo fuera un sistema óptico perfecto la MTF debería ser la unidad para cualquier frecuencia espacial. Esto significaría que no hay pérdida de contraste entre el objeto y la imagen. De hecho, debido a la difracción la MTF no puede ser igual a uno para todas las frecuencias sino que como máximo puede ser la correspondiente al límite por difracción. Lo que puede apreciarse en la curva de la figura 7, es que a medida que aumenta la frecuencia espacial la MTF disminuye, es decir hay mayor pérdida de contraste en la imagen, se hace más difícil percibir las frecuencias espaciales altas que corresponden a detalles pequeños.

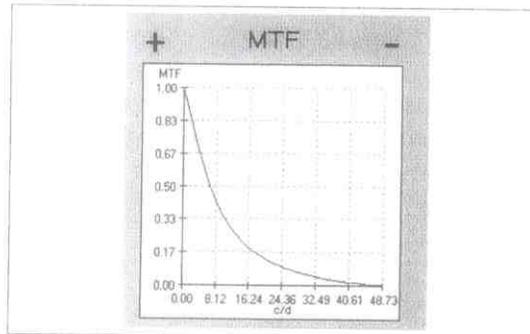


Fig. 7. Función de Transferencia de modulación (MTF) correspondiente a un ojo humano.

La MTF puede obtenerse a partir de la PSF del ojo realizando la transformada de Fourier. Esta es una función compleja y su módulo nos da la MTF¹⁻⁷. En la figura 8 se esquematiza el proceso. Como la PSF es bidimensional, la transformada de Fourier también lo es. Para tener la información en una dimensión lo que suele hacerse es obtener el perfil radial del módulo de la transformada de Fourier, es decir

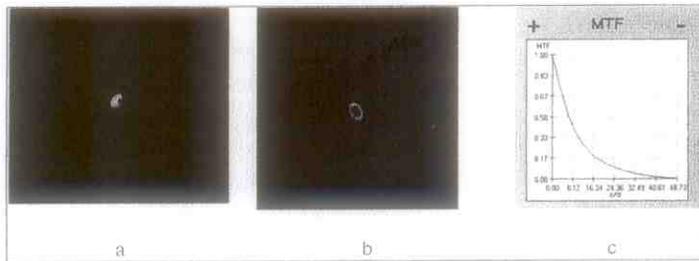


Fig. 8. Pasos para la obtención de la MTF del ojo. A partir de la PSF (a) se obtiene en módulo de la transformada de Fourier obteniendo la MTF bidimensional (b) y se realiza el promedio en todas las direcciones, para obtener la MTF unidimensional (c).

el promedio en todas las direcciones. Contra mayores sean los valores de la MTF para las diferentes frecuencias espaciales, mejor es la calidad óptica del ojo. Esto puede comprobarse en la figura 9 en la que se representan las MTF correspondientes a un ojo joven y a un ojo viejo.

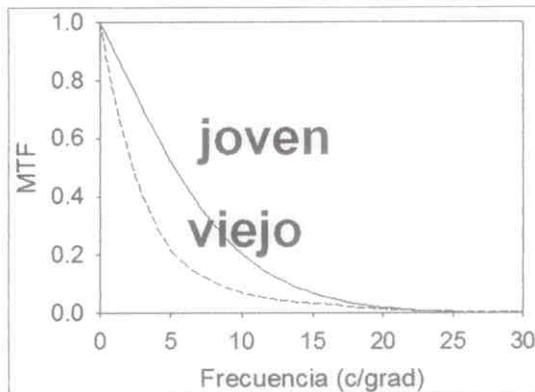


Fig. 9. Ejemplo de MTF correspondiente a un ojo joven y a un ojo viejo.

Un punto muy interesante de la curva de la MTF es el correspondiente a la frecuencia de corte, es decir el valor de la frecuencia espacial para el que la MTF se hace cero. Este valor está correlacionado con la Agudeza Visual. Para pasar de un valor a otro puede utilizarse la siguiente expresión:

$$AV = \frac{f_c}{30}$$

donde AV es la Agudeza Visual y f_c la frecuencia de corte. Esta expresión es totalmente válida si consideramos únicamente la agudeza visual correspondiente a la óptica del ojo y presentáramos estímulos con variaciones sinusoidales de luminancia. No obstante correlaciona bien los valores de AV subjetivos con los de la frecuencia de corte, y en caso de que no exista esta correlación puede estar indicándonos la posible existencia de una alteración en la segunda o tercera etapa del proceso visual.

La MTF está también relacionada con la Función de Sensibilidad al contraste (CSF del inglés *Contrast Sensitivity Function*)¹. La CSF es una función visual ampliamente utilizada en los gabinetes oftalmológicos y optométricos y nos informa de la percepción de contraste en una imagen en función de la frecuencia espacial. Comparando la definición de CSF con la de MTF, como puede deducirse podemos concluir que la

MTF tiene en cuenta únicamente el sistema óptico del ojo, mientras que la CSF tiene en cuenta todo el sistema visual. Dicho de otra forma la MTF es como la CSF del sistema óptico del ojo.

La técnica del doble paso ha sido ampliamente utilizada en el laboratorio para evaluar la calidad óptica del ojo en diferentes condiciones. Cabe destacar por ejemplo los estudios referentes a la pérdida de calidad óptica con la edad⁸, su variación con la acomodación⁹ y diferentes condiciones refractivas¹⁰, estudios de calidad de lentes de contacto¹¹⁻¹³ y lentes intraoculares¹⁴, degradación de la imagen extrafoveal¹⁵, etcétera.

Recientemente ha aparecido en el mercado un instrumento clínico OQAS (Optical Quality Analysis System, Visiometrics S.L)^{16,17} que permite la obtención de la calidad óptica del ojo y que está basado en la técnica del doble paso.

Medida de la aberración de onda

Otra posibilidad para evaluar la calidad óptica del ojo es la medida de la función aberración de onda. Para poder introducir esta función es necesario revisar algunos conceptos fundamentales^{18,19}. Frente de onda es la superficie de camino óptico constante para un punto objeto. De acuerdo con esta definición, el frente de onda de un objeto situado en el infinito será plano, mientras que el frente de ondas de un objeto cercano será esférico (fig. 10). Cuando un sistema óptico, por ejemplo en este caso el ojo, forma la imagen de un objeto si el sistema fuera perfecto la imagen a su vez sería perfecta, únicamente estaría afectada por difracción y en consecuencia el frente de ondas sería esférico (fig. 11). Sin embargo, un sistema óptico real la imagen estará afectada por las aberraciones y el frente de ondas no será esférico (fig. 12). La función aberración de onda se define como la diferencia entre el frente de ondas del sistema óptico real y de un sistema

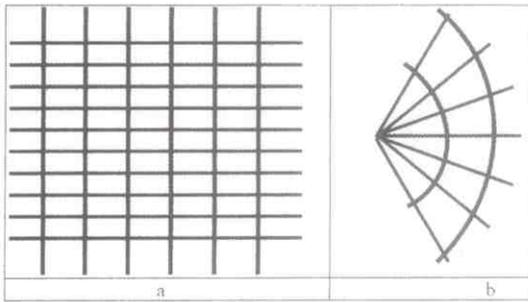


Fig. 10. Representación del frente de ondas para un objeto puntual situado en el infinito (frente de ondas plano) (a) y para un objeto puntual próximo (frente de ondas esférico) (b).

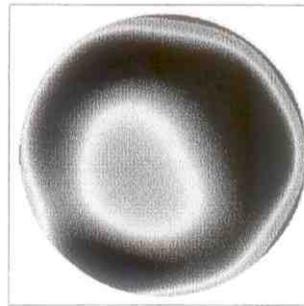


Fig. 14. Función aberración de onda de un ojo.

sea necesaria una expansión de la misma en serie. Se ha fijado prácticamente como estándar para describir la forma del frente de onda su descomposición en serie de polinomios de Zernike²⁰ (fig. 15). Además, se ha probado que esta descripción es adecuada para el caso de aberración de onda causada por el ojo². Ésta es una base de polinomios ortogonal capaz de describir cualquier superficie circular de radio unidad.

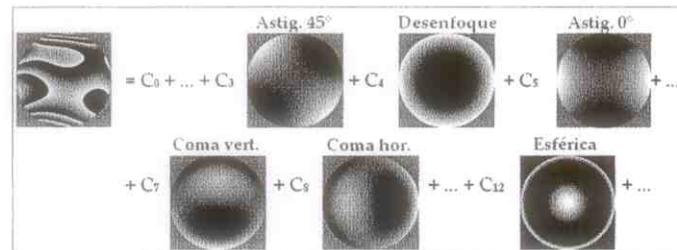


Fig. 15. Representación de la descomposición de la función aberración de onda del ojo humano por medio de polinomios de Zernike.

De esta forma la función aberración de onda puede expresarse como la suma del producto de un coeficiente por el polinomio de Zernike correspondiente, de acuerdo con la expresión:

$$W(x, y) = \sum_k \xi_k Z_k(x, y)$$

Donde $W(x, y)$ representa la función aberración de onda, $Z_k(x, y)$ es el polinomio de Zernike de orden k y ξ_k el coeficiente que corresponde al polinomio de Zernike. Para poder evaluar de forma cuantitativa la función aberración de onda será necesario conocer el valor de los coeficientes ξ_k que corresponden a cada polinomio de Zernike.

Algunos de estos polinomios llevan información de algún tipo concreto de aberración. Así por ejemplo el 3 y el 5 dan información sobre el astigmatismo, el 4 sobre el desenfoque, el 7 y el 8 sobre el coma y el 12 sobre la aberración esférica. Para otros términos el polinomio de Zernike contiene la combinación de diversos tipos de aberraciones (fig. 16).

óptico perfecto (frente de onda esférico), para cada punto de la pupila (fig. 13).

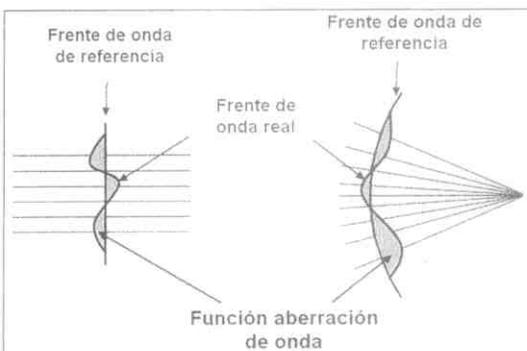


Fig. 13. Representación gráfica de la función aberración de onda que se obtiene como diferencia entre el frente de onda real y el frente de ondas de referencia.

El frente de ondas es una función que depende de la posición (x, y) del punto en el plano pupilar y puede ser extremadamente compleja (fig. 14). Ello hace que en general esta función no pueda tratarse directamente y

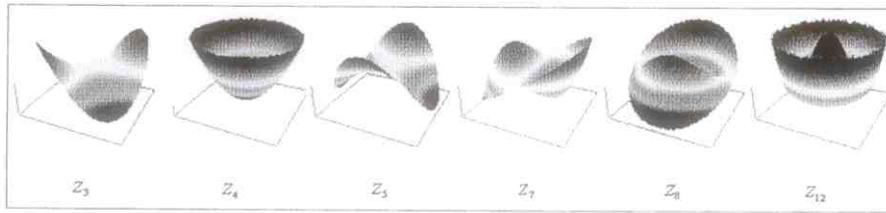


Fig. 16. Representación tridimensional de algunos de los polinomios de Zernike.

Se han desarrollado numerosas técnicas encaminadas hacia la obtención de la función de aberración de onda del ojo. En este caso, sólo se obtiene la degradación óptica debida a la calidad de los elementos oculares como superficies ópticas (defectos de forma, mal posicionamiento,...), ignorando el efecto de la difusión. A pesar de no dar una descripción completa sobre el comportamiento del ojo, estas técnicas han demostrado ser de gran utilidad, sobre todo en la corrección o compensación externa de las aberraciones, constituyendo, asimismo, una potente herramienta para el mejor conocimiento del ojo como sistema óptico formador de imagen.

Un primer intento de cálculo de las aberraciones oculares es el llamado aberroscopio subjetivo, desarrollado por Howland y Howland²¹. Dados todos los inconvenientes de un método subjetivo, se propuso su versión objetiva^{22,23}, consistente en el registro de la imagen de la malla en la retina, tras su reflexión en ésta. Una modificación es la técnica de Tscherning²⁴, en la que se sustituye la malla por una red de puntos. Actualmente existe por lo menos un instrumento clínico para medir aberraciones basado en esta técnica.

Otra posibilidad que ha sido analizada es la recuperación de la función aberración de onda a partir de la PSF, que como hemos visto en el párrafo anterior es medible, utilizando algoritmos computacionales²⁵⁻²⁷. Un inconveniente importante es el elevado tiempo computacional requerido para la estimación. Además, hay que tener en cuenta una limitación de todos estos métodos. Al basarse en el registro directo de la imagen retiniana, la MTF se ve afectada por la presencia de luz difusa. Por lo tanto, el impacto de este factor en la estimación de las aberraciones oculares puede ser importante. Por todo ello estos métodos no han sido implementados en la práctica clínica.

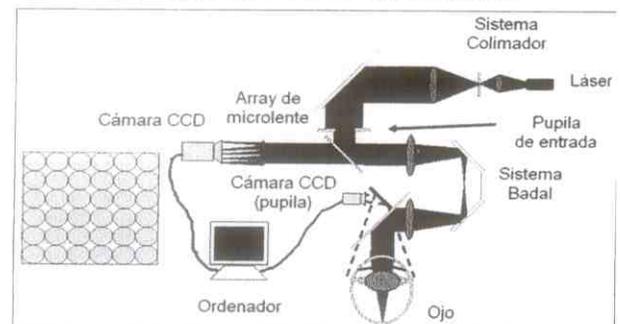
Las técnicas que más han evolucionado en los últimos años, llegando prácticamente a sustituir al resto, gracias a su rapidez, comodidad para el sujeto y precisión y son las que se están utilizando en la práctica clínica, se

basan en una medida directa de la pendiente local del frente de onda, realizando un muestreo en diferentes posiciones de la pupila. Con todos

estos datos se puede recuperar la forma del frente de onda, mediante un ajuste no lineal a un desarrollo en polinomios, utilizándose en la actualidad de manera mayoritaria, como ya hemos comentado, la base de Zernike. Los dos métodos basados en este procedimiento que se utilizan mayoritariamente son el sensor de Hartmann-Shack (H-S) y el Trazado de Rayos Láser (LRT del inglés *Laser Ray Tracing*)

En la figura 17 puede verse un esquema que muestra las partes fundamentales de un sistema basado en un sensor de H-S^{28,29}. Como puede apreciarse en el primer paso, es decir hasta que la luz llega a la retina es prácticamente igual que el sistema de doble paso. Así, una fuente de luz puntual proveniente por ejemplo de un láser, es colimada de forma que actúa como un objeto situado en el infinito. La luz proveniente de esta fuente pasa a través de un diafragma que actúa como pupila de entrada del sistema. En este caso el sistema Badal no es estrictamente necesario, aunque muchos de los equipos lo llevan. La imagen de la fuente de luz puntual se forma en la retina. En el segundo paso si que existen diferencias. La luz reflejada vuelve a pasar a través del sistema óptico del ojo, y del sistema Badal y llega a un array de microlentes (el tamaño típico de estas microlentes es de unas decenas de micras). La imagen de cada microlente se forma sobre el sensor de una cámara CCD. Al igual que en el sistema de doble paso, en estos sistemas también se sitúa una segunda cámara CCD para que pueda verse la imagen de la pupila del paciente durante la realización de las medidas.

Fig. 17. Esquema típico de un sistema de Hartmann-Shack.



En la figura 18 se muestra una imagen típica de las obtenidas mediante un sistema de Hartmann-Shack. Con el array de microlentes, tenemos información de la posición de la imagen que forma la luz procedente de diferentes puntos de la pupila.

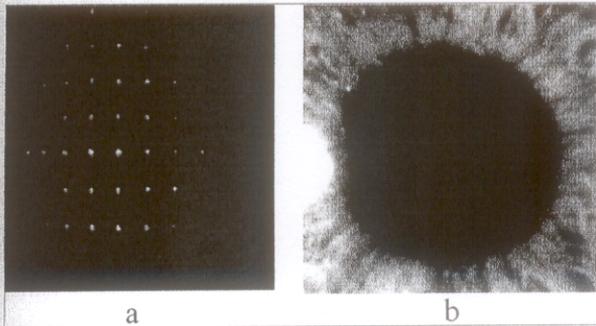


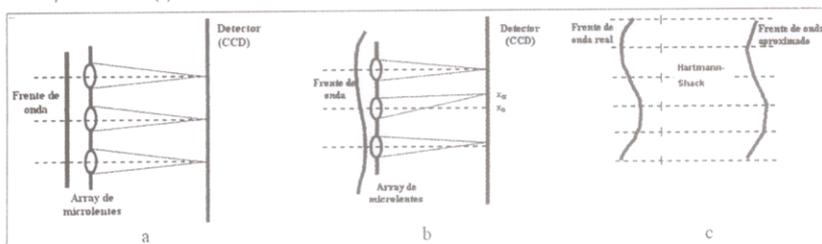
Fig. 18. Registro típico obtenido en un sensor de Hartmann-Shack (a). Con la utilización del array de microlentes realizamos un muestreo de diferentes puntos en la pupila del ojo (b)

Si el sistema óptico fuera perfecto cada una de las microlentes formaría la imagen en la posición correspondiente al centro de la misma (x_0) (fig. 19 a). Sin embargo debido a las aberraciones del sistema que hacen que el frente de ondas no sea plano, la distribución de luz que constituye la imagen de cada microlente esta centrada en un punto (x_{0i}) alejado una cierta distancia de la posición que tendría si el sistema no tuviera aberraciones (fig. 19b). Este desplazamiento esta relacionado con la pendiente media del frente de ondas en la zona de la microlente:

$$\Delta x_i = x_{0i} - x_0 = \alpha_i \cdot f'$$

Donde Δx_i representa la distancia para la microlente i entre la posición del centro de la imagen (x_{0i}) con respecto a la posición de referencia de la imagen (x_0). α_i es la pendiente media del frente de ondas para esta microlente y f' es la distancia focal imagen de las microlentes. Como únicamente se podrá recuperar la pendiente media para cada una de las microlentes, el frente de ondas recuperado no coincidirá totalmente con el frente de ondas real, siendo ésta una de las limitaciones de este tipo de sistemas (fig. 19 c).

Fig. 19. (a) Representación esquemática de la formación de imágenes por parte de las microlentes para un sistema óptico perfecto o para un sistema real (b). Como únicamente se puede conocer la pendiente media del frente de ondas en cada una de las microlentes, el frente de onda recuperado será aproximado (c)



Realmente, la imagen de cada microlente es una distribución de energía debida a la difracción y a las aberraciones del ojo. Se considera entonces el centroide de cada imagen como la posición de impacto de la luz para dicha microlente. Su cálculo puede ser abordado de muy diferentes maneras²⁹⁻³². El desplazamiento de los centroides con respecto a su posición teórica es entonces lo único necesario para recuperar el frente de onda (fig. 20).

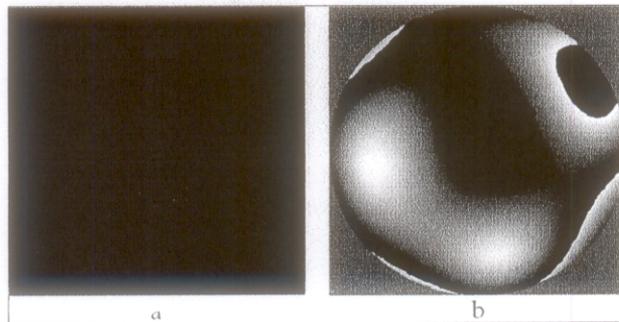


Fig. 20. Ejemplo de imagen del sensor de Hartmann-Shack (a) y frente de onda recuperado (b).

La otra técnica es la de LRT^{33,34} (fig. 21). Un haz láser muy estrecho, generalmente en torno a 1 mm de diámetro o menos, es proyectado en la retina del paciente. La posición de entrada del haz en la pupila se controla por medio de la inclinación del espejo E. 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, captándose su imagen con una CDD mediante un sistema exactamente igual al del doble paso. Si el ojo fuera un sistema óptico perfecto, independientemente por el punto de la pupila por el que entrara el haz, su imagen se formaría sobre el eje axial del sistema. Debido a las aberraciones del sistema la imagen está centrada a una cierta distancia de la posición de referencia. La desviación del centroide de la imagen con respecto a la posición del eje axial nos da una medida de la pendiente del frente de onda en la posición de entrada en la pupila del sujeto.

La principal diferencia entre este sistema y el de Hartmann-Shack es que se trata de una medida secuencial mientras que en el Hartmann-Shack se realiza de forma simultánea. Por el contrario con el LRT se

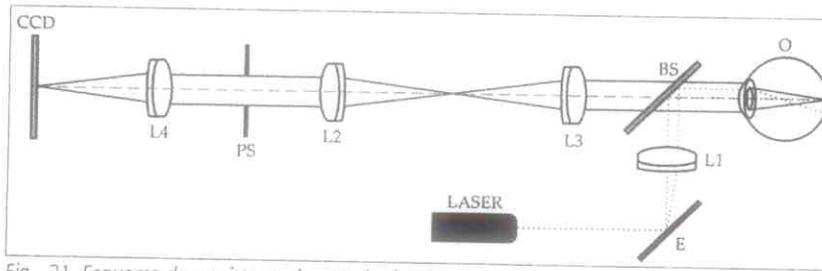


Fig. 21. Esquema de un sistema de trazado de rayos láser.

pueden medir en los puntos de la pupila que se quiera, mientras que en el Hartmann-Shack están limitados por las dimensiones de las microlentes.

Tanto el H-S como el LRT han probado ser métodos adecuados para la práctica clínica, existiendo en el mercado numerosos instrumentos basados en él. Así, el número de ojos medidos se ha incrementado considerablemente en los últimos años, lo cual ha ayudado a comprender mucho mejor el comportamiento óptico ocular^{2,35,36}. La posibilidad de llevar a cabo estudios extensivos también ha resultado de vital importancia a la hora de analizar la estructura de aberraciones en diferentes condiciones clínicas: estudios de calidad de diversos tipos de lente intraocular^{37,38}, lentes de contacto³⁹, lentes progresivas⁴⁰, evolución de aberraciones en función de la edad⁴¹, etc.... Asimismo, también han sido utilizados en sistemas de óptica adaptativa⁴²⁻⁴⁴, habiéndose obtenido espectaculares resultados en los últimos años.

Comparación doble paso aberrometría

Utilizando la técnica del doble paso se registra directamente la imagen retiniana. A partir de ella, como ya hemos indicado, es posible obtener la función aberración de onda utilizando métodos computacionales de recuperación de fase. Sin embargo estos métodos son muy costosos y prácticamente no se utilizan en la práctica. Mediante las técnicas aberrométricas se obtiene la función aberración de onda a partir de la cual pueden estimarse las características de la imagen retiniana, concretamente la PSF y la MTF.

Ambas técnicas han demostrado su validez tanto para la práctica clínica como para la investigación en óptica de la visión. Sin embargo, en el caso de las técnicas aberrométricas, la pérdida de información tanto de difusión intraocular como de aberraciones de alto orden, debida a la limitación impuesta por el muestreo de la pupila, constituye un importante problema. En

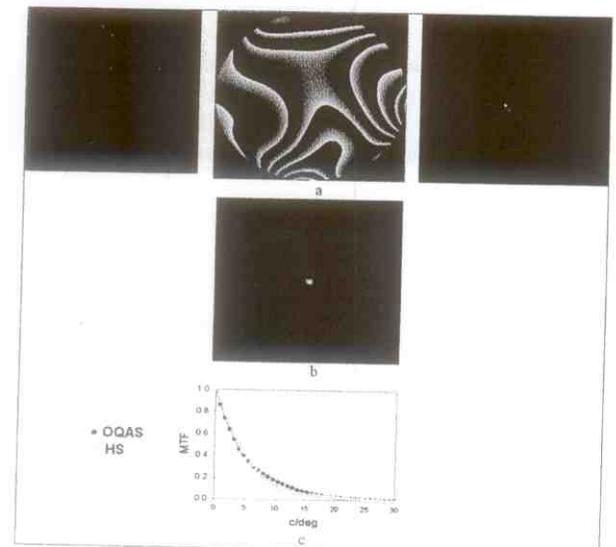
ojos jóvenes y sin patologías, el impacto de dichos factores no es significativo para la mayoría de tareas visuales, al contrario que en ojos en otros tipos de condiciones ópticas, tales como ojos de avanzada edad, afectados de catarata, tras una cirugía

refractiva, etc. La técnica de doble paso es capaz de capturar toda esta información, aunque no se puede tener la contribución de cada una de las aberraciones por separado.

Para poner de manifiesto la importancia de los factores que las técnicas aberrométricas no tienen en cuenta hemos comparado medidas realizadas con ambos técnicas a pacientes correspondientes a grupos de interés clínico. Concretamente se evaluaron ojos jóvenes, viejos, operados LASIK y ojos con precataratas³.

En la figura 22 se muestra un ejemplo de los resultados para uno de los pacientes correspondientes al grupo de los jóvenes representando la imagen de Hartmann-Shack obtenida, la función aberración de onda y la PSF hallada a partir de esta (fig. 22 a), la imagen de doble paso registrada directamente (fig. 22 b) y la comparación entre MTFs para los dos métodos. Dado que en este caso la contribución de difusión y de aberraciones de alto orden se supone pequeña, es esperable obtener unas estimaciones de calidad óptica muy parecidas, como así se comprueba en la figura.

Fig. 22. Ojo joven. Imagen de Hartmann-Shack, función aberración de onda y PSF (a). Imagen de doble paso (b). MTF obtenidas en las mismas condiciones a partir de las medidas de doble paso y de Hartmann-Shack.



En el caso de ojos con Lente Intraocular implantada la situación empieza a ser diferente. En este caso puede existir un nivel de difusión intraocular moderado generada por la LIO. Así, la difusión afecta a las imágenes de doble paso, manteniéndose los valores de aberración en límites normales. La figura 23 muestra este hecho. La imagen de doble paso (fig. 23 b) es más extensa que la que se obtendría sólo debido a aberraciones (fig. 23a). De igual manera, las MTFs de H-S son mayores, lo que quiere decir que se está sobreestimando la calidad óptica. Resultados similares se encuentran en los grupos de ojos viejos y ojos operados con Lasik, es decir los grupos en los que puede existir un nivel de scattering moderado.

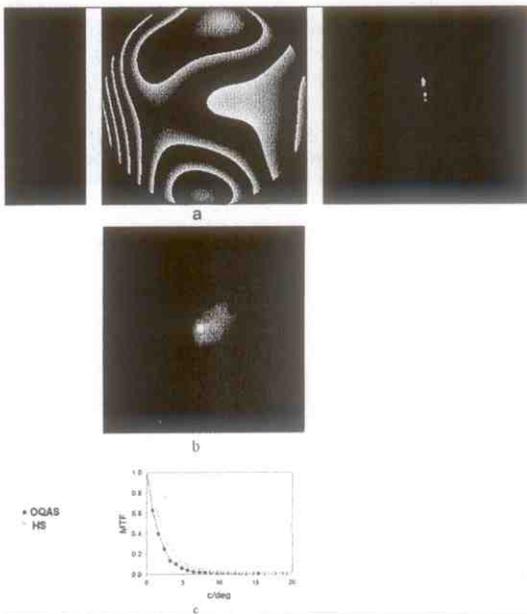


Fig. 23. Ojo con lente intraocular. Imagen de Hartmann-Shack, función aberración de onda y PSF (a). Imagen de doble paso (b). MTF obtenidas en las mismas condiciones a partir de las medidas de doble paso y de Hartmann-Shack.

En el caso de un ojo afectado por catarata en sus primeros estadios la situación es muy diferente. La difusión tiende a aumentar dramáticamente según el cristalino pierde su transparencia. Así, la difusión afecta severamente a las imágenes de doble paso. Como puede verse en la figura 24, la imagen de doble paso (fig. 24 b) es mucho más extensa que la obtenida con el HS que está afectada únicamente de aberraciones (fig. 24 a). Comparando las MTF (fig. 24 c) se ve como las de H-S son claramente mayores, sobreestimando de forma notable la calidad óptica. Por lo tanto se puede concluir que cuando los niveles de difusión intraocular son moderados o altos, los sensores de frente de

ondas sobreestiman la calidad óptica del ojo, debido a que no tienen en cuenta la difusión intraocular.

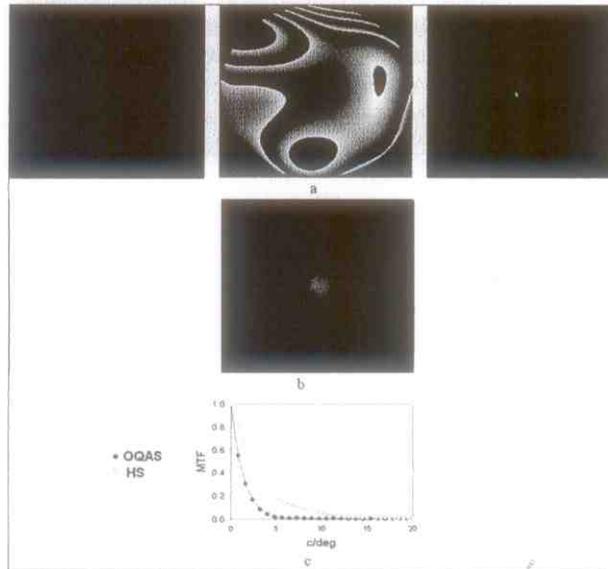


Fig. 24. Ojo joven. Imagen de Hartmann-Shack, función aberración de onda y PSF (a). Imagen de doble paso (b). MTF obtenidas en las mismas condiciones a partir de las medidas de doble paso y de Hartmann-Shack.

Conclusiones

La evaluación de la calidad óptica ocular es un campo de gran interés y aplicación tanto para el estudio y conocimiento del sistema óptico del ojo como en sus aplicaciones clínicas. La posibilidad de caracterizar objetivamente el comportamiento óptico del sistema visual sin necesidad de la participación del sujeto, con todas las implicaciones de subjetividad que ello conlleva, permite tener una información básica e imprescindible en muchas situaciones como todas las relacionadas con la cirugía refractiva, la implantación de lentes intraoculares, la evolución del ojo con la edad, la formación de cataratas, corrección de ametropía por medio de lentes, patologías...etcétera.

Existen fundamentalmente dos posibilidades para poder medir objetivamente la calidad óptica del ojo: registrar la imagen retiniana, mediante la técnica del doble paso o recuperar la función aberración de onda utilizando básicamente las técnicas basadas en el sensor de Hartmann-Shack o el trazado de rayos láser. A lo largo de los últimos años se han realizado numerosas medidas en el laboratorio tanto utilizando la técnica del doble paso como con técnicas aberrométricas, correspondientes a diferentes condiciones oculares como por ejemplo la pérdida de calidad óptica con la edad, su variación con la acomodación,

diferentes condiciones refractivas, lentes de contacto, lentes intraoculares, lentes progresivas, imagen extrafoveal, óptica adaptativa..., etc. También en la práctica clínica la medida de la calidad óptica del ojo es cada vez más utilizada. Existen numerosos instrumentos denominados aberrómetros que permiten la medida de las aberraciones oculares. Recientemente se ha desarrollado un instrumento (OQAS, Visiometrics S.L) basado en la técnica de doble paso que permite el registro de la imagen retiniana y por lo tanto obtener información de la calidad óptica del ojo.

Los factores que producen una degradación y en consecuencia una pérdida de la calidad de la imagen retiniana son tres: la difracción, las aberraciones y la difusión intraocular. La difracción es inherente a la naturaleza ondulatoria de la luz y por lo tanto su influencia es inevitable. La única técnica que se ha revelado como capaz de dar información sobre todos los factores que influyen en la calidad óptica del ojo ha sido la de doble paso, puesto que consiste en el registro directo de la imagen retiniana. En cambio las técnicas aberrométricas no aportan información sobre la difusión intraocular. En ojos jóvenes y sin patologías, la contribución de la difusión intraocular en la calidad global del ojo no es importante, pero su importancia crece significativamente en el caso de ojos con catarata incipiente o desarrollada³. También es muy significativo en ciertos casos de cirugía, tanto refractiva como de cataratas. Comparando medidas realizadas con el instrumento basado en la técnica del doble paso y con un aberrómetro basado en un sensor de Hartmann-Shack hemos puesto de manifiesto que en los casos en que el nivel de difusión intraocular es moderado (ojos viejos, con LIO, operados de lasik) o importante (cataratas), la calidad de imagen obtenida con el sensor de Hartmann-Shack es superior a la obtenida con el OQAS, debido a que el primero sobreestima la calidad visual al no tener en cuenta la difusión intraocular.

Bibliografía

1. Artigas JM, Capilla P, Felipe A, Pujol J. *Optica fisiológica: Psicofísica de la visión*, Interamericana McGraw-Hill ed, 1995.
2. Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am* 2001; A.18:1793-1803.
3. Díaz-Doutón F, Benito A, Pujol J, Arjona M, Guell JL, P. Artal P. Comparison of the retinal image quality obtained with a Hartmann-Shack sensor and a double-pass instrument. *Inv Ophthal Vis Sci* 2006;47(4): 1710-1716.

4. Santamaría J, Artal P, Bescos J. Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method. *J Opt Soc Am* 1987;A, 4:1109-1114.
5. Artal P, Iglesias I, López-Gil N. 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, 1995.
6. Artal P, Iglesias I, López-Gil N, Green DG. 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* 1995;A. 12:358-2366.
7. Goodman JW. *Introduction to Fourier Optics*, Roberts and Company Publishers, 2004.
8. Guirao A, González C, Redondo M, Geraghty E, Norrby S, Artal P. Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population. *Inv Oph Vis Sci* 1999;40:203-213..
9. López-Gil N, Artal P. Retinal image quality in the human eye as a function of the accommodation. *Vision Res* 1998;38:289-2907.
10. Pujol J, Arjona M, Arasa J, Badia V. Influence of amount and changes in axis of astigmatism on retinal-image quality. *J Opt Soc Am* 1998;A 15:2514-2521.
11. Torrents A, Gispets J, Pujol J. Double-pass measurements of retinal image quality in monofocal contact lens wearers. *Ophthal & Physiol Opt* 1997;17:357-366.
12. Gispets J, Arjona M, Pujol J. Image quality in wearers of a center distance concentric design bifocal contact lens. *Ophthal Physiol Opt* 2002;22:221-233.
13. Pujol J, Gispets J, Arjona M. Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens design. *Ophthal Physiol Opt* 2003;23:347-360.
14. Artal P, Marcos S, Navarro R, Miranda I, Ferro M. Through focus image quality of eyes implanted with monofocal and multifocal intraocular lenses. *Optical Eng* 1995;34:772-779.
15. Navarro R, Artal P, Williams DR. Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity. *J Opt Soc Am* 1993;A, 10:201-212.
16. Guell JL, Pujol J, Arjona M, Díaz-Doutón F, Artal P. Optical Quality Analysis System: Instrument for objective clinical evaluation of ocular optical quality. *J Cataract Refrac Surg* 2004;30:1598-1599.
17. Díaz-Doutón F, Luque SO, Lapuente V, Sanabria F, Arjona M, Pujol J. Nuevo sistema clínico para la evaluación de la calidad óptica del ojo. *OQAS Optical Quality Analysis System Ver y Oír* 2005;200:608-615.
18. Artal P. Aberraciones ¿Qué es eso de lo que habla todo el mundo?: Manual básico de supervivencia. *Ver y Oír* 2002;19 (163): 175-178.
19. Smith G, Atchinson D, *The eye and visual optical instruments* Cambridge University Press, 1997.
20. Malacara D. *Optical Shop Testing* (2ª ed.). John Wiley & Sons Inc., New York, 1992.
21. Howland HC, Howland B. A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am* 1977;A, 67:1508-1518.
22. Walsh G, Charman WN, Howland HC. Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am* 1984;A. 1:987-992.
23. Walsh G, Charman WN. Measurement of the axial wavefront aberration of the human eye. *Ophthal Physiol Opt* 1985;5:23-31.
24. Mierdel P, Krink HE, Wiegand W, Kaemmere M, Seiler T. A measuring device for the assessment of

monochromatic aberrations in human eyes. *Ophthalmologie* 1997;94:441-445.

25. Dainty JC, Fienup JR. Phase retrieval and image reconstruction for astronomy", en *Image Recovery : Theory and Applications*, H. Stark ed. Academic Press, New York, 1987.
26. Fienup JR. Phase retrieval algorithms: a comparison. *Appl Opt* 1982;21:2758-2769.
27. Iglesias Casarrubios I. Nuevos métodos para la determinación de la aberración de onda ocular; tesis doctoral, Laboratorio de Óptica, Departamento de Física, Universidad de Murcia, 1997.
28. Liang J, Grimm B, Golez S, Bille J. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am* 1984;A, 11:1949-1957.
29. Prieto PM, Vargas-Martin F, Goetz S, Artal P. Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye. *J Opt Soc Am* 2000;A, 17:1388-1398.
30. van Dam MA, Lane RG. Wave-front slope estimation. *J Opt Soc Am* 2000;A;7. 1319-1324.
31. Sallberg SA, Welsh BM, Roggemann MC. Maximum a posteriori estimation of wave-front slopes using a Shack-Hartmann wave-front sensor. *J Opt Soc Am* 1997;A,14:1347-1354.
32. Arines J, Ares J. Minimum variance centroid thresholding. *Opt Lett* 2002;27:497-499.
33. Navarro R, Losada MA. Aberrations and relative efficiency of light pencils in the living human eye. *J Opt Soc Am* 1997;A, 11:1949-1957.
34. Navarro R, Moreno-Barriuso E. Laser ray-tracing method for optical testing. *Opt Lett* 1999;24:951-953.

35. Castejón-Mochón JF, López-Gil N, Benito A, Artal P. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vis Res* 2002;42:1611-1617.
36. Hofer H, Artal P, Singer B, Aragón JL, Williams DR. Dynamics of the eye's wave aberration. *J Opt Soc Am A* 2001;18:497-506.
37. Brunette I, Bueno JM, Harissi-Dagher M, Parent M, Podtetenov M, Hamam H. Optical quality of the eye with the artisan phakic lens for the correction of high myopia. *Optom Vis Sci* 2003;80:167-174.
38. Pesudovs K, Hazel CA, Doran RML, Elliott DB. The usefulness of Viostech and FACT contrast sensitivity charts for cataract and refractive surgery outcomes research. *Br J Ophthalmol* 2004;88:11-16.
39. Lu F, Mao XJ, Qu J, Xu D, He JC. Monochromatic wavefront aberrations in the human eye with contact lenses. *Optometry Vis Sci* 2003;80:135-141.
40. Villegas EA, Artal P. Comparison of aberrations in different types of progressive power lenses. *Ophthalm. Physiol Opt* 2004;24:419-426.
41. Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am* 2002;A, 19:137-143.
42. Fernández EJ, Iglesias I, P. Artal P. Closed-loop adaptive optics in the human eye. *Opt Lett* 2001;26:746-748.
43. Fernández EJ, Artal P. Membrane deformable mirror for adaptive optics: performance limits in visual optics. *Opt Express* 2003;11:1056-1069.
44. Doble N, Yoon GY, Chen L, Bierden P, Singer B, Oliver S, Williams DR. Use of a microelectromechanical mirror for adaptive optics in the human eye. *Opt Lett* 2002;27: 1537-1539.