

Nuevo sistema clínico para la evaluación de la calidad óptica del ojo

OQAS (Optical Quality Analysis System)

F. Díaz-Doutón, S.O. Luque, V. Lapuente,
F. Sanabria*, M. Arjona, J. Pujol, P. Artal**

Centre de Desenvolupament de Sensors, Instrumentació i Sistemes (CD6)
Departament d'Òptica i Optometria. Universitat Politècnica de Catalunya Terrassa (Barcelona)

*Visiometrics S.L. Terrassa (Barcelona)

** Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia

La técnica del doble paso constituye un método de demostrada validez para la determinación de la calidad óptica del ojo. Consiste en el registro y posterior procesado de la imagen de un punto sobre la retina, considerando toda la información óptica relevante que afecta la calidad de imagen retiniana, incluyendo aberraciones de alto orden y la difusión intraocular (*scattering*), ignoradas por los aberrómetros. Basado en dicha técnica, hemos desarrollado un nuevo instrumento, *Optical Quality Analysis System* (OQAS™, Visiometrics S.L.), que permite la obtención de estimaciones de calidad óptica de forma rápida y automatizada. En este artículo se presentan diferentes resultados que confirman su potencialidad.

The double-pass technique constitutes a method of well known validity for eye's optical quality determination. It consists on the register and processing of the image of a point in the retina, considering all the relevant optical information affecting retinal image quality, including high order aberrations and intraocular scattering, ignored by aberrometers. We have developed a new instrument, Optical Quality Analysis System (OQAS™, Visiometrics S.L.), Based on that technique, which permits obtaining optical quality estimations in a quick and automated way. Here we report different results that confirm its potentiality.

Introducción

La comprensión del comportamiento del sistema óptico del ojo y su impacto en las funciones visuales constituye un tema de enorme importancia. Gracias a los avances tecnológicos, se han producido en los últimos años grandes logros en este aspecto. Frente a la simple medida y corrección de refracción esférica y astigmatismo, se ha demostrado la importancia de otros factores que afectan a la imagen en la retina¹, que son las aberraciones oculares y la difusión intraocular. Con objeto de caracterizar objetivamente dichos factores, han sido implementados recientemente multitud de sistemas, tanto montajes de laboratorio como

Correspondencia

F. Díaz-Doutón
Centre de Desenvolupament de Sensors,
Instrumentació i Sistemes (CD6)
Departament d'Òptica i Optometria
Universitat Politècnica de Catalunya
Rambla de Sant Nebridi 10
08222 Terrassa (Barcelona)

instrumentación para su uso en entorno clínico. Todos ellos están basados en la formación de la imagen de una fuente puntual sobre la retina del sujeto, y el análisis de la luz reflejada en ésta tras su doble paso por los medios oculares. De todas ellas, las técnicas de medida del frente de onda ocular (aberrometría), como el sensor de Hartmann-Shack^{2,3} (HS) o el Laser Ray Tracing^{4,5} (LRT) son las que han alcanzado un mayor desarrollo e impacto en la práctica clínica. Sin embargo, presentan el inconveniente de no tener en cuenta tanto las aberraciones de alto orden como la difusión intraocular. En ojos jóvenes y sin patologías, estos factores no tienen mucha importancia, pero sí en algunos casos de especial interés clínico⁶, como ojos tras algún tipo de cirugía, o afectados por cataratas. Además, la información que proporcionan no es de fácil comprensión por parte de un examinador que no posea una amplia formación en el campo de la aberrometría.

La técnica de doble paso⁷ puede aportar una estimación mucho más realista de la calidad óptica ocular. Consiste en el registro directo de la imagen de un punto en la retina. Con esta técnica puede obtenerse información cualitativa a partir de la imagen registrada, e información cuantitativa mediante la Función de Transferencia de Modulación (MTF, del inglés *Modulation Transfer Function*) y parámetros extraídos del procesamiento de dicha imagen, de interpretación sencilla por parte del oftalmólogo o del optometrista. Por otro lado, utilizando una configuración con pupilas de entrada y salida distintas, se garantiza que la imagen de doble paso contiene toda la información que afecta la calidad óptica del ojo. Recientemente en el Centro de Desarrollo de Sensores, Instrumentación y Sistemas (CD6) de la Universidad Politécnica de Cataluña y con la colaboración del Laboratorio de Óptica de la Universidad de Murcia (LOUM) hemos desarrollado un nuevo instrumento basado en esta técnica, *Optical Quality Analysis System*^{8,9} (OQASTM), que está demostrando ser de gran utilidad para la práctica clínica. Este instrumento ha sido desarrollado para la empresa Visiometrics S.L., empresa *spin-off* que se encarga en la actualidad de la producción y comercialización del instrumento. Este desarrollo constituye por tanto un ejemplo de la colaboración Universidad-Empresa.

En este trabajo presentamos las prestaciones del OQASTM, y exponemos algunos de los resultados de diversos estudios que justifican la validez y utilidad del sistema.

Métodos

Técnica del doble paso

La figura 1 muestra un diagrama esquemático de un sistema de doble paso, similar al implementado en OQASTM. El primer paso consiste en formar la imagen de un punto objeto luminoso en la retina del sujeto. Para ello utilizamos un diodo láser de 780 nm de longitud de onda. El haz se hace pasar por un filtro espacial y es colimado por la lente L1 de 100 mm de focal. Un diafragma de apertura PA1 actúa como pupila de entrada del sistema, situándose en el plano conjugado de la pupila del ojo. Después de que el haz se refleje en una película divisora, pasa a través de un sistema corrector de la ametropía del sujeto. Dicho sistema, denominado Badal, está constituido por las lentes L2 y L3 de distancia focal 100 mm y un cabezal móvil FC, al cual se hallan solidarios dos espejos. La corrección de refracción esférica se consigue por medio de la modificación de la longitud del camino óptico entre las lentes L2 y L3. Posteriormente, la óptica ocular se encarga de focalizar la luz sobre la retina.

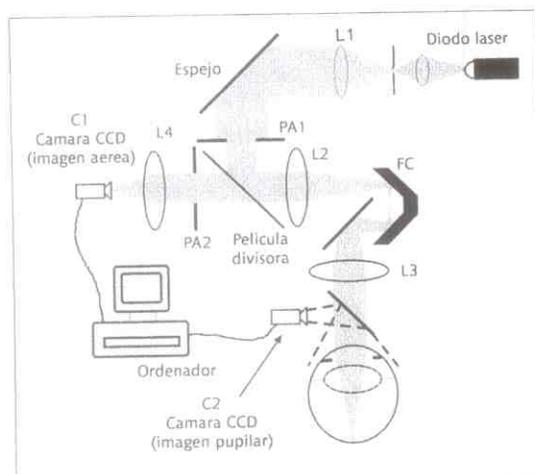


Fig. 1. Esquema de un sistema de doble paso.

La luz que se refleja en la retina actúa como una fuente puntual. El segundo paso consiste en la formación de la imagen de ese punto en el plano de un detector. La luz atraviesa de vuelta la óptica ocular y el sistema Badal hasta el divisor de haz, que actúa por transmisión en este caso. Se introduce otro diafragma de apertura (PA2), también conjugado con el plano pupilar del ojo y que actúa como la pupila de salida efectiva (cuando la pupila natural del ojo posee un diámetro mayor a ésta). Un objetivo de 100 mm de focal enfoca la imagen sobre un sensor CCD

(C1). Debido a la utilización de iluminación coherente (luz procedente de un láser), en la imagen aparece un patrón de ruido conocido como *speckle*. Los pequeños movimientos oculares y microfluctuaciones de la acomodación son capaces de romper dicha coherencia, siempre que la CCD promedie la imagen un tiempo suficientemente largo. La retina y el plano CCD son conjugados y el campo de observación es de aproximadamente 150 minutos de arco. Una cámara CCD (C2) permite visualizar la pupila del paciente, para controlar el centrado del mismo al realizar la medida. Además, digitalizando la imagen que se obtiene en esta cámara, es posible medir la pupila del paciente.

Las medidas se pueden realizar con diferentes diámetros pupilares de salida. Según la pupila escogida, se dice que el doble paso trabaja en configuración simétrica o asimétrica. En el primer caso, los tamaños de las pupilas de entrada y de salida son iguales, siendo las imágenes siempre simétricas. La MTF se computa a partir de la imagen captada como la raíz cuadrada del módulo de la transformada de Fourier de dicha imagen (fig. 2), perdiéndose la fase de la Función de Transferencia Óptica (OTF del inglés *Optical Transfer Function*). En el caso asimétrico, se utiliza una apertura muy pequeña para el haz de entrada, quedando el primer paso limitado por difracción, de forma que se mantiene en la imagen de doble paso la asimetría presente en la imagen retinal. La OTF puede ser computada hasta la frecuencia de corte del sistema, calculándose la MTF como el módulo de la transformada de Fourier de la imagen dividido por la MTF de difracción^{10,11}

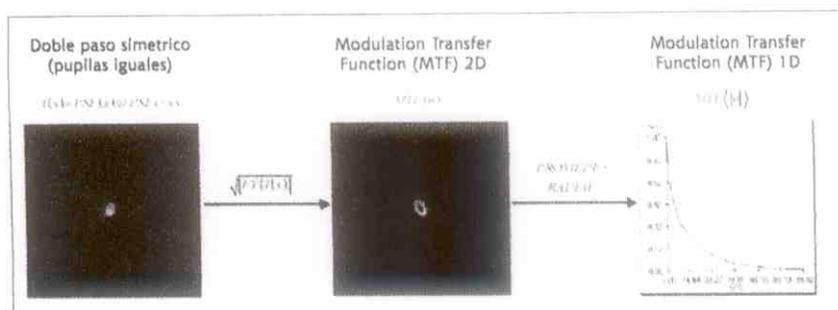


Fig. 2. Pasos para la obtención de la MTF a partir de la imagen de doble paso para la configuración simétrica.

La técnica del doble paso ha sido aplicada con mucho éxito para multitud de estudios clínicos. Cabe destacar los referentes a la pérdida de calidad óptica con la edad¹², su variación con la acomodación¹³ y para diferentes condiciones refractivas¹⁴, estudios de calidad de lentes de contacto¹⁵⁻¹⁷ y lentes intraoculares¹⁸, degradación de la imagen extrafoveal¹⁹, etcétera.

Instrumento OQAS™

Todos los sistemas de doble paso implementados hasta el momento estaban pensados para su uso en laboratorios de investigación. Así pues, 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, que pueda ser utilizado en la práctica clínica²⁰. La figura 3 muestra el aspecto final del instrumento.



Fig. 3. Instrumento OQAS™ (Optical Quality Analysis System, Visiometrics S.L.)

El diseño óptico implementado es, básicamente, el descrito en la figura 1, trabajando en configuración asimétrica. Así, la pupila de salida del sistema es controlable por parte del usuario, pudiendo variar entre 2 y 7 mm, manteniéndose fija la pupila de entrada en 2 mm. Esto garantiza que toda la información óptica de interés está incluida en las imágenes captadas. Para el control del instrumento ha sido desarrollada una aplicación informática amigable, en entorno Windows, que permite tanto el registro automatizado de las imágenes, como su análisis. De igual forma, los resultados son presentados de una manera fácilmente interpretable, con diferentes opciones de visualización, y aportando diversos parámetros cuantitativos que definen la calidad óptica del ojo examinado. Asimismo, incluye una completa base de datos de pacientes, herramienta básica en la práctica clínica.

El manejo del instrumento es sencillo. El primer paso consiste en la introducción de una serie de parámetros de medida. Estos son la refracción subjetiva, tanto esférica como cilíndrica, si se trata del ojo derecho o izquierdo, y el diámetro de la pupila artificial (correspondiente al tamaño de diafragma del segundo paso) con la que se realizará la medida. Hecho esto, se debe garantizar que el ojo del paciente se encuentre centrado con respecto al eje óptico del sistema. Con tal fin, el sujeto apoya su cabeza sobre una mentonera regulable en altura, realizándose el centrado horizontal por medio del desplazamiento del cabezal del instrumento, controlado por el teclado

del PC. Para ayudar al usuario en este proceso, se muestra la imagen de la cara anterior del ojo en la pantalla inicial del programa (fig. 4). Asimismo, es necesario asegurar que la pupila del sujeto se encuentra en el plano conjugado de las pupilas de entrada y salida del sistema. Esto se consigue acercando o alejando el cabezal con respecto al paciente hasta que la imagen de la pupila se aprecie correctamente enfocada.

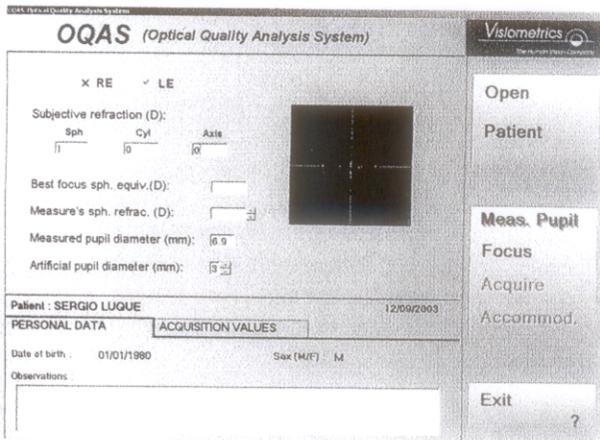


Fig. 4. Pantalla inicial del programa.

Antes de la captura propiamente dicha se procede a la medida del tamaño pupilar. Esto es necesario para determinar la pupila artificial máxima utilizable sin que sea la pupila del sujeto la que limite la información que se puede obtener. A continuación se llevará a cabo el llamado proceso de autoenfoco. Consiste en la determinación automática de la corrección de refracción esférica a partir de la realización de una serie de barridos en torno a la refracción subjetiva, obteniéndose el valor óptimo de corrección objetiva a partir de la mejor calidad óptica hallada. La medida se realiza con ese valor óptimo de corrección.

A partir de la propia imagen de doble paso se puede extraer valiosa información cualitativa. Así, se ofrecen visualizaciones de ésta en 2D y 3D (fig. 5), así como su perfil, tanto el promedio como a un ángulo determinado.

La información cuantitativa más importante que proporciona el software es la función MTF, en concreto su perfil radial (fig. 6). Dicha función es la más ampliamente aceptada para referir la calidad óptica del ojo. Puede ser definida como la pérdida de contraste introducida por un sistema óptico en la imagen de un patrón sinusoidal, en función de la frecuencia de dicho patrón. En términos visuales, se puede entender como la capacidad que tiene el paciente de discriminar detalles en una escena, sin tener en cuenta el proceso neurológico posterior a la formación de la

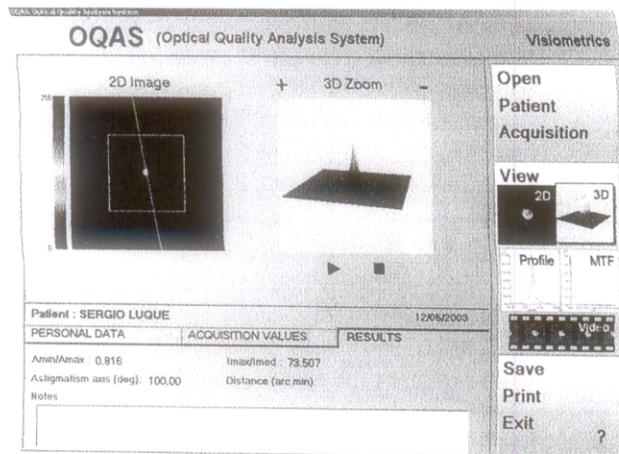


Fig. 5. Representación en 3D de la imagen de doble paso, que incluye la imagen 2D y los diferentes parámetros cuantitativos calculados.

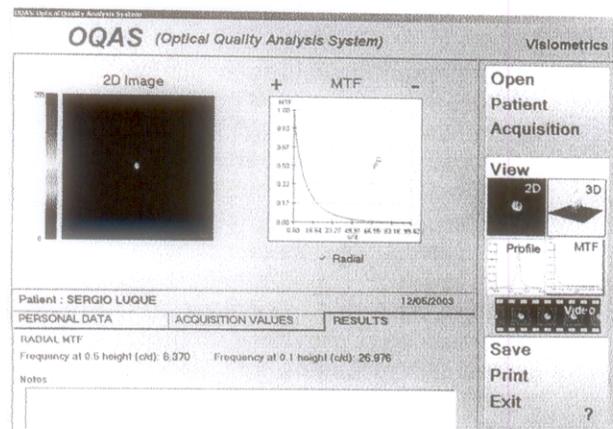


Fig. 6. Representación del perfil radial de la MTF, indicando las frecuencias a las que cae hasta los valores 0,5 y 0,1.

imagen en la retina. Para la frecuencia cero se normaliza la MTF a la unidad, bajando su valor conforme aumenta la frecuencia espacial, hasta la llamada frecuencia de corte, donde su valor es nulo. Esto representa que a partir de dicha frecuencia espacial, el ojo, ópticamente, no es capaz de resolver dos líneas que se encuentren más cercanas una de la otra.

A partir de la MTF bidimensional, es posible la simulación de la imagen, de cualquier escena, que formaría el sistema óptico ocular. En concreto, el software muestra el aspecto que tendría una carta de Snellen de agudeza visual si se colocase una pantalla en la retina (fig. 7). Dicha imagen se consigue mediante la convolución de la PSF con las letras de la carta de Snellen, o mediante el producto de la MTF bidimensional por la transformada de Fourier de la imagen de dichas letras. Asimismo, es posible estimar la agudeza visual del sujeto a partir de parámetros extraídos de la MTF radial. Cabe aclarar que los valores así obtenidos sólo tienen en cuenta la degradación de la imagen retiniana por parte de la óptica ocular, sin tener

en cuenta el procesado neural posterior. Este cálculo de agudeza visual se realiza para contrastes 100, 20 y 9%, obteniendo así una información equivalente a la sensibilidad al contraste.

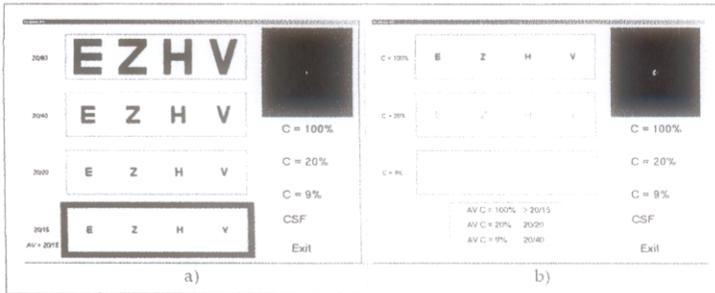
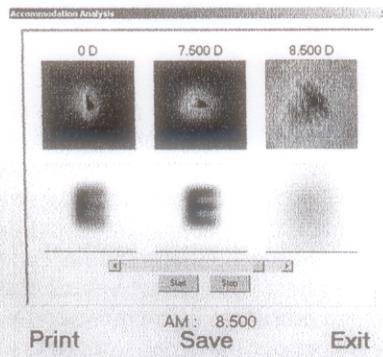


Fig. 7. a) Representación de la carta de agudeza visual de Snellen para un ojo limitado por difracción y contraste 100%. b) Representación de la agudeza visual alcanzada para diferentes contrastes (100, 20 y 9%).

Otra prestación del instrumento que presenta un alto interés clínico es la posibilidad de determinar la calidad óptica del ojo para diferentes estados acomodativos. Las medidas se realizan aumentando progresivamente la potencia óptica por medio del sistema Badal, aumentando la divergencia del haz incidente en el ojo, lo cual es equivalente a un acercamiento del objeto, que en este caso se corresponde con el estímulo de fijación del instrumento. En la figura 8 se representa la información que proporciona el software. La imagen de la izquierda corresponde al punto lejano del paciente que en este caso es de 0 dioptrías por tratarse de un sujeto emétrope. Obsérvese en este caso que hasta las 7,5 dioptrías el ojo es capaz de formar una imagen similar a la del punto lejano gracias a la intervención del proceso de acomodación. Se puede ver que al aumentar una dioptría la acomodación no puede seguir actuando ya que se ha alcanzado el límite dinámico y la imagen de doble paso que se registra se halla desenfocada. Detectando a qué potencia se encuentra ese límite, se puede determinar la amplitud de acomodación del sujeto. Asimismo, se

Fig. 8. Representación de resultados del análisis de acomodación. Las imágenes de los extremos corresponden a registros límites (punto lejano y punto cercano respectivamente). La barra de desplazamiento permite recorrer las imágenes de doble paso registradas entre los valores extremos.



proporciona la imagen que se formaría en la retina de la letra E.

Resultados

Como ya hemos comentado, el instrumento desarrollado permite estimar la calidad óptica global del ojo, incluyendo el efecto tanto de las aberraciones como de la difusión intraocular. Además, la información cualitativa que se puede extraer es de muy fácil comprensión. A modo de ejemplo, mostramos en la figura 9 las imágenes de doble paso obtenidas para diferentes tipos de ojo. En el caso de ojos jóvenes (fig. 9a), la calidad óptica resultante es muy buena, como era de esperar, evidenciándose en una imagen de doble paso circular y de reducido tamaño. Para ojos de avanzada edad (fig. 9b), la imagen capturada es peor, debido a la ampliamente conocida pérdida de calidad óptica con la edad. En la figura 9c se muestran las imágenes para dos ojos en diferentes estadios de desarrollo de una catarata, siendo el de la izquierda una catarata más incipiente. En este tipo de ojos, la degradación de la imagen retiniana es mayor debido a la importante contribución de la difusión intraocular. Por último, en el caso de ojos tras una cirugía refractiva (fig. 9d), como LASIK (del inglés, *Laser Assisted in Situ Keratomileusis*) o PRK (del inglés, *PhotoRefractive Keratectomy*), tanto la difusión intraocular, como las aberraciones de alto orden aumentan sensiblemente tras la intervención, lo que causa un ensanchamiento patente de la imagen de doble paso.

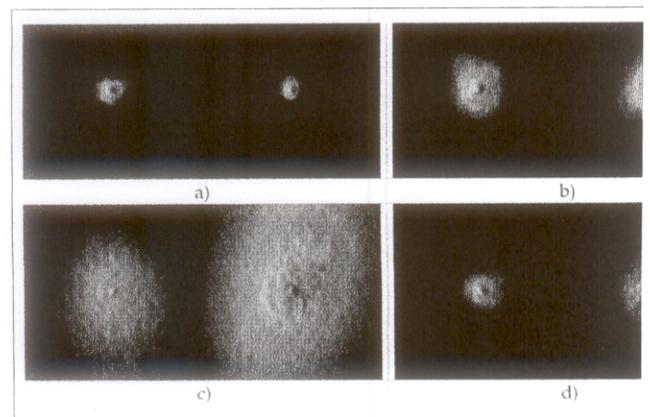


Fig. 9. Imágenes de doble paso obtenidas con OQAS™ en los casos de a) ojos jóvenes normales, b) ojos viejos normales, c) ojos con cataratas en diferentes estadios de desarrollo (izquierda y derecha), y d) ojos tras una cirugía LASIK (izquierda) y PRK (derecha).

Asimismo, en la figura 10, se puede apreciar claramente el impacto sobre la imagen en la retina de los casos anteriores, añadiendo un ojo

astigmático (fig. 10b). En este caso, se observa el emborronamiento predominante en la dirección del eje de astigmatismo de cada una de las letras, mientras que para casos tras cirugía refractiva y, sobre todo, para ojos con un inicio de catarata, el emborronamiento general de la imagen es mucho más generalizado y notorio. Cabe observar cómo la estimación de agudeza visual, que se marca en la pantalla, va decayendo con la calidad óptica.

práctica clínica dicho parámetro sólo podía ser determinado, hasta el momento, por medio de medidas subjetivas, al no existir ninguna técnica objetiva válida para su medida.

Como ya hemos explicado, el análisis de la calidad óptica con la acomodación es realizado por parte de OQAS™ por medio de un acercamiento efectivo del estímulo de fijación conseguido al aumentar la potencia óptica del sistema Badal. Se activa así el proceso acomodativo del sujeto. Para la potencia en la que los radios de curvatura del cristalino del ojo estudiado ya no puedan seguir siendo variados, el sujeto deja de enfocar bien el test, empeorando sensiblemente la imagen de doble paso. Con objeto de cuantificar objetivamente dicho empeoramiento y poder así determinar el punto exacto en el que el ojo deja de acomodar, han sido desarrollados dos métodos diferentes, basándose uno en análisis de la agudeza visual estimada y el otro en el cambio en la forma de la imagen.

En el primer caso, de las imágenes obtenidas para cada vergencia del haz se extrae la información de la MTF ocular, y con ello se estima la agudeza visual para ese estado acomodativo. Así, tomando como referencia los métodos de determinación subjetiva de la amplitud de acomodación, se fija como criterio que la acomodación máxima se produce cuando la agudeza visual en visión cercana aumenta 0,1 (en unidades logMAR) con respecto a las condiciones de visión lejana. Esto se corresponde con un salto de línea en las cartas de agudeza visual típicas. Denotamos por AMO_{AV} la amplitud de acomodación objetiva así determinada.

Por otro lado, como ya se ha comentado, las imágenes de doble paso mantienen una forma parecida dentro de todo el rango acomodativo, empeorando, esto es, haciéndose más grandes, cuando se sale de dicho rango, dado el desenfoque que sufre. Hemos encontrado un criterio simple y eficaz para poder discernir cuándo se puede considerar que ese desenfoque aumenta. Analizando multitud de medidas de doble paso y las impresiones subjetivas de los sujetos medidos, se ha observado que se produce un impacto importante en la percepción del estímulo cuando la imagen de doble paso duplica su anchura con respecto a la imagen en visión lejana. En este caso la amplitud hallada con criterio de forma la denotamos por AMO_f .

Siguiendo estos dos criterios, han sido realizadas medidas a sujetos pseudofáquicos, con diversos tipos de lente intraocular, y fáquicos, tanto presbíteros como no. En la figura 11 se muestra tanto la evolución de las imágenes de

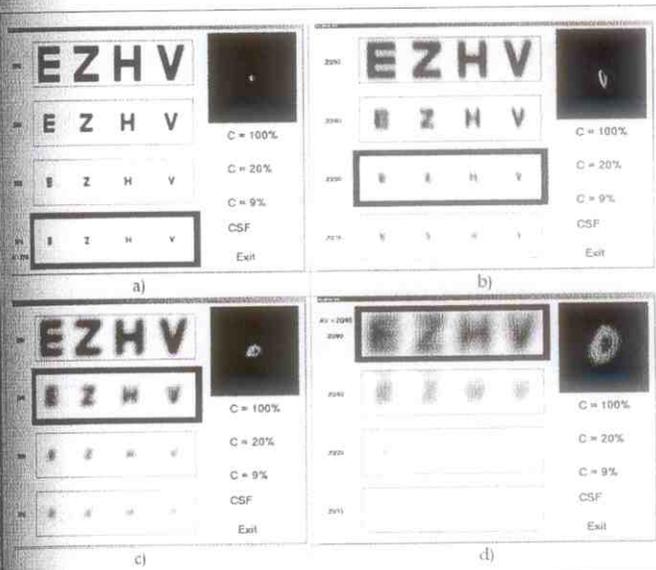


Fig. 10. Representaciones de la carta de agudeza visual de Snellen, con contraste 100%, para: a) ojo joven sin patologías, b) ojo astigmático, c) ojo tras una cirugía LASIK, d) ojo con principios de catarata.

Para demostrar la validez y potencialidad del instrumento, han sido llevados a cabo diversos estudios clínicos. De hecho, uno de las mayores ventajas de este sistema es que, debido a su total automatización, existe la posibilidad de realizar estudios mucho más extensivos que con los sistemas implementados hasta el momento. En concreto, han sido realizadas medidas a sujetos pre y poscirugía refractiva⁸, y ha sido analizada la correlación entre agudeza visual y amplitud de acomodación (tanto para sujetos fáquicos como pseudofáquicos) obtenidas por métodos subjetivos y los valores estimados por el instrumento^{21,22,23}. Asimismo, se ha llevado a cabo un estudio comparativo de estimaciones de calidad óptica obtenidas mediante nuestro sistema de doble paso y un aberómetro de altas prestaciones, con objeto de poner de manifiesto los casos en que la aberrometría sobreestima la calidad del ojo al no tener en cuenta todos los factores que influyen en ella²³.

A título de ejemplo, nos centraremos en los resultados obtenidos en el estudio de amplitud de acomodación. Cabe destacar que en la

doble paso como de los parámetros descritos anteriormente para el caso de un ojo presbita. Se aprecia la tendencia a un empeoramiento brusco a partir de una determinada vergencia. Para este tipo de sujetos, hemos encontrado una diferencia media entre los valores subjetivos y objetivos de $0,20 \pm 0,08$ para AMO_{AV} y de $-0,13 \pm 0,16$ para AMO_F . Vemos por lo tanto que el error cometido es muy pequeño, considerándolo suficiente para la práctica clínica. Los resultados para ojos no afectados de presbicia tienden a subestimar la amplitud acomodativa real del sujeto. De hecho, el error es más importante cuanto mayor sea la amplitud del sujeto. Esto puede ser debido a dificultades de los sujetos para poder enfocar el estímulo implementado en el instrumento, así como a la miopía instrumental que se suele presentar en este tipo de medidas. En todo caso, el método desarrollado ha probado dar cuenta del impacto que el desenfoque introducido por la imposibilidad de acomodar tiene sobre la visión.

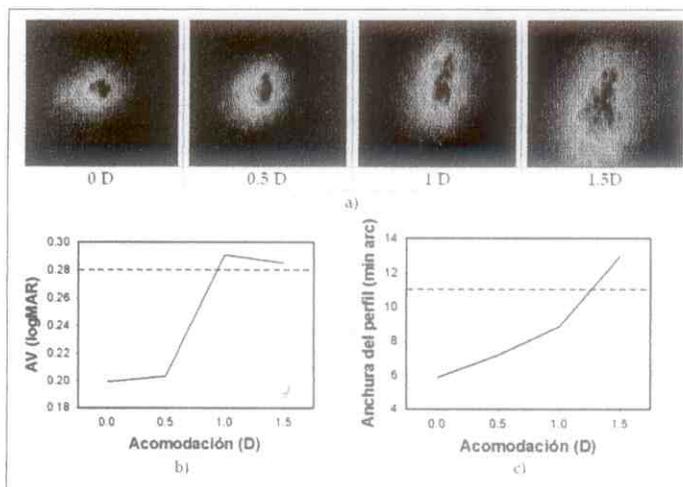


Fig. 11. Variación de la calidad óptica con la vergencia del estímulo para un ojo presbita. Se muestra la evolución desde 0D (visión lejana) hasta 1,5D (visión cercana) de: a) la imagen de doble paso, b) la estimación de agudeza visual, y c) la anchura de la imagen extraída de su perfil radial.

Los resultados obtenidos para los ojos pseudofáquicos confirman este hecho. En este caso, se ha realizado un estudio comparativo entre diferentes diseños de lente (Acrysoft™, ThinOptx™, AT-45™), con objeto de evaluar su comportamiento óptico para visión a diferentes distancias. La figura 12 muestra cómo varía la calidad óptica para un caso concreto. Podemos observar que el comportamiento es muy similar al caso de sujetos afectados de presbicia. En la tabla I exponemos la comparativa de resultados medios obtenidos, tanto valores subjetivos (AMS) como los objetivos para los dos criterios que hemos aplicado. Como se puede apreciar, las estimaciones

son equivalentes con los tres métodos, observándose una variabilidad menor entre sujetos para la amplitud de acomodación objetiva. Por lo tanto, esto confirma la validez del método desarrollado. Por otro lado, este estudio también ha servido para probar que la lente AT-45™ muestra un rango pseudoacomodativo sin diferencias estadísticamente significativas con respecto a las otras, habiéndose diseñado con supuestas propiedades pseudoacomodativas.

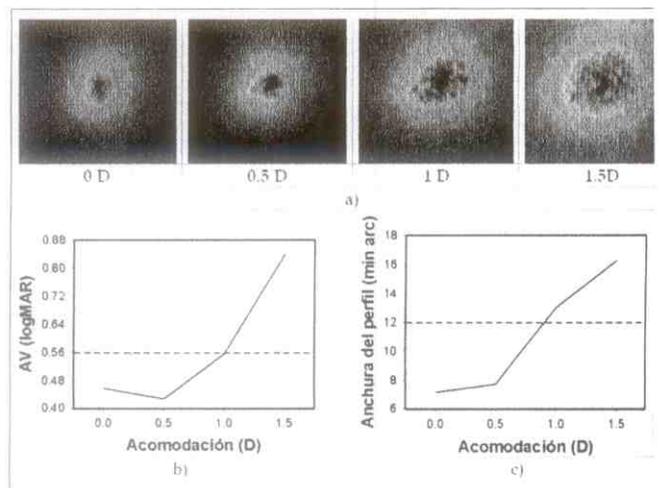


Fig. 12. Variación de la calidad óptica con la vergencia del estímulo para un ojo implantado con una lente intraocular ThinOptx™. Se muestra la evolución desde 0 D (visión lejana) hasta 1,5D (visión cercana) de: a) la imagen de doble paso, b) la estimación de agudeza visual, y c) la anchura de la imagen extraída de su perfil radial.

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

	Acrysoft™	ThinOptx™	AT-45™
AMS (D)	$1,0 \pm 0,5$	$1,1 \pm 0,75$	$1,3 \pm 0,75$
AMO_{AV} (D)	$0,9 \pm 0,2$	$1,0 \pm 0,1$	$1,3 \pm 0,5$
AMO_F (D)	$0,9 \pm 0,1$	$1,1 \pm 0,1$	$1,3 \pm 0,9$

Conclusiones

La evaluación de la calidad óptica ocular es un campo de gran importancia en el ámbito de las ciencias de la visión. 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 la evaluación de diferentes condiciones de interés que se presentan en la óptica visual, tales como envejecimiento de los tejidos, corrección de ametropía por medio de lentes o cirugía, patologías, etcétera.

En este contexto, hemos desarrollado un instrumento OQAS™ (Visiometrics S.L) basado en la técnica del doble paso con una configuración asimétrica, que permite obtener toda la información acerca de la calidad óptica del ojo, incluyendo las aberraciones de alto orden y la luz difusa intraocular. Constituye, por lo tanto, una herramienta muy útil a la hora de evaluar el comportamiento óptico global del ojo. Asimismo, su alto grado de integración, automatización y su fácil manejo lo hacen adecuado para su uso en la práctica clínica.

Lo resultados han demostrado la alta capacidad que el sistema posee como sistema de medida de la calidad óptica en muy diferentes condiciones de interés clínico. Esto se evidencia en los diversos casos mostrados donde se observa que en cada situación particular se puede describir mediante el sistema OQAS™ el comportamiento del sistema óptico de una forma clara y precisa.

Bibliografía

1. Artigas JM, Capilla P, Felipe A, Pujol J. Óptica Fisiológica. Psicofísica de la vision. Interamericana MacGraw Hill 1995
2. 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 A 1994;11: 1949-1957.
3. 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 A 2000;17:1388-1398.
4. Navarro R, Losada MA. Aberrations and relative efficiency of light pencils in the living human eye. J Opt Soc Am A 1997;11:1949-1957.
5. Navarro R, Moreno-Barriuso E. Laser ray-tracing method for optical testing. Opt Lett 1999;24:951-953.
6. Pujol J, Benito A, Díaz-Doutón F, Arjona M, Güell JL, Artal P. Estimating retinal image quality: double-pass provides information where wave-front sensors might fail: presentado en 2003 ARVO Annual Meeting, Fort Lauderdale, Florida, 2003.
7. 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 A 1987;4:1109-1114.
8. Pujol J, Arjona M, Díaz-Doutón F, Güell JL, Artal P. A new double-pass instrument for clinical evaluation of the optical quality after refractive surgery, presentado en 2002 ARVO Annual Meeting, 2002.
9. Güell JL, Pujol J, Arjona M, Díaz-Doutón F, Artal P. OQAS: A new instrument for an objective clinical evaluation of the ocular optical quality. J Cataract Refract Surg 2004;30:1598-1599.
10. P. Artal, S. Marcos, R. Navarro, D.R. Williams, "Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality". J. Opt. Soc. Am. A, 12, 195-201 (1995)
11. Artal P, Iglesias I, Lopez-Gil N, Green DG. Double-pass measurements of retinal image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical systems. J Opt Soc Am A 1995;12:2385-2392.
12. 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. Invest Ophthalmol Vis Sci 1999;40:203-213.
13. López-Gil N, Artal P. Retinal image quality in the human eye as a function of the accommodation. Vision Res 1998;38:289-2907.
14. 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 A 1998;15:2514-2521.
15. Torrents A, Gispets J, Pujol J. Double-pass measurements of retinal image quality in monofocal contact lens wearers. Ophthalmic Physiol Opt 1997;17:357-366.
16. Gispets J, Arjona M, Pujol J. Image quality in wearers of a center distance concentric design bifocal contact lens. Ophthalmic Physiol Opt 2002;22:221-233.
17. Pujol J, Gispets J, Arjona M. Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens design. Ophthalmic Physiol Opt 2003;23:347-360.
18. Artal P, Marcos S, R. Navarro R, Miranda I, Ferro M. Through focus image quality of eyes implanted with monofocal and multifocal intraocular lenses. Optical Eng 1995d;34:772-779.
19. Navarro R, Artal P, Williams DR. Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity. J Opt Soc AmA 1993;10:201-212.
20. Pujol J. Patente P200000834 (2001)
21. Arjona M, Güell JL, Díaz-Doutón F, Luque SO, Sanabria F. Objective values of visual acuity and contrast sensitivity obtained from retinal image quality measurements, presentado en 2004 ARVO Annual Meeting, Fort Lauderdale, Florida, 2004.
22. F. Díaz-Doutón, M. Arjona, S.O. Luque, J. Pujol, J.L. Güell, "Accommodation amplitude objective measurements using a double-pass based instrument", presentado en II International Topical Meeting on Physiological Optics (Granada) (2004)
23. Díaz-Doutón F, Benito A, Pujol J, Arjona M, Güell JL, Artal P. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument. Invest Ophthalmol Vis Sci (enviado agosto 2005).
24. Güell JL, Fortino V, Pujol J, Arjona M, Díaz-Doutón F, Luque S, Artal P. Accommodative IOLs objective evaluation using a novel double-pass instrument, presentado en 2004 ARVO Annual Meeting, Fort Lauderdale, Florida, 2004.