

DETERMINACIÓN DE LA CALIDAD ÓPTICA DEL OJO HUMANO MEDIANTE LA TÉCNICA DEL DOBLE PASO

DETERMINATION OF THE OPTICAL QUALITY OF THE HUMAN EYE BY THE «DOBLE STEP» TECHNIQUE

Díaz-Doutón F¹, Luque S¹, Arjona M¹, Pujol J¹, Sanabria F¹, Güell JL², Sisquella M², Manero F²

La técnica del doble paso está basada en el registro y posterior procesado de la imagen de un punto formada 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. Utilizando una configuración con pupilas de entrada y salida distintas, se garantiza que la imagen de doble paso contiene toda la información de la calidad óptica del ojo incluyendo las aberraciones de alto orden y la difusión intraocular que son factores que afectan la calidad de la imagen en la retina y que no son tenidos en cuenta en las medidas realizadas utilizando sensores de frente de onda (aberrómetros). Recientemente hemos desarrollado un instrumento (OQASTM, Visiometrics SLTM), basado en la técnica del doble paso, que permite la evaluación totalmente objetiva y automatizada de la calidad óptica del ojo y de la capacidad de acomodación en un entorno clínico. Con este instrumento se han obtenido resultados en diferentes situaciones de interés clínico (cirugía refractiva, cirugía de cataratas, implantación de lentes intraoculares, etc.) que demuestran su potencialidad.

Palabras clave: Doble paso, imagen aérea, aberraciones oculares, luz difusa intraocular, función de modulación, acomodación, agudeza visual, sensibilidad al contraste.

INTRODUCCIÓN

En la actualidad la medida de la calidad óptica del ojo es de gran importancia para caracterizar el estado visual del paciente (1). En los últimos años se han desarrollado diferentes sistemas que permiten medir parámetros ópticos de forma automática. Muchos de estos sistemas presentan el inconveniente de medir solo parte de la óptica visual como por ejemplo la refracción ocular. Si bien el desenfoque y el astigmatismo son algunas de las principales aberraciones que afectan a la formación de la imagen en la retina, no son las únicas, y a la hora de definir la calidad óptica

ca las variables que se deben tener en cuenta son más complejas. Las técnicas más utilizadas para evaluar la calidad se basan en la obtención, mediante el doble paso (2,3), de la imagen en la retina formada por un estímulo puntual o en la reconstrucción del frente de onda ocular utilizando diferentes técnicas como el *ray tracing* (4,5) o el sensor de Hartmann-Shack (6). Si bien estos métodos dan información acerca de la calidad óptica del ojo, únicamente la técnica del doble-paso permite tener información de todas las aberraciones oculares, incluyendo las de muy alto orden, y de la luz difundida por los medios intraoculares en la retina (*scattering*) (7).

¹ Centre de Desenvolupament de Sensors Instrumentació i Sistemes (CD6). Departament d'Òptica i Optometria - Universitat Politècnica.

² Instituto de Microcirugía Ocular (IMO) de Barcelona.

TÉCNICA DEL DOBLE PASO

La figura 1 muestra un diagrama esquemático de un sistema de doble paso similar al utilizado para el desarrollo del OQAS™. El primer paso consiste en proyectar un punto objeto luminoso en la retina que se obtiene a partir de un diodo láser de 780 nm de longitud de onda. El haz es espacialmente filtrado y colimado por la lente L1 de 100 mm de focal. La pupila de entrada (PA1), que limita el área del haz de entrada, es conjugada con el plano pupilar del ojo. Después de que el haz se refleje en una película divisora es transmitido por las lentes L2 y L3 de 100 mm que conforman un sistema Badal. A través del cabezal móvil FC, al cual se hallan solidarios dos espejos, se produce la corrección de la refracción esférica del ojo a medir. Esto se consigue por medio de la modificación de la longitud del camino óptico entre las lentes L2 y L3.

$$P = \frac{f'2 + f'3 - e}{f'2f'3} \quad (1)$$

La ecuación (1) expresa el cambio de potencia introducido por el sistema Badal mencionado en función de la distancia de separación entre las lentes (fig. 2).

donde:

- P es la potencia resultante,
- f'2 es la focal de la lente L2,
- f'3 es la focal de la lente L3 y
- e es la distancia de separación entre las lentes.

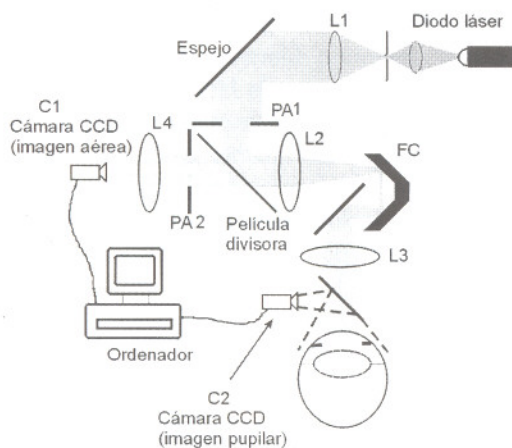


Fig. 1: Esquema de la configuración empleada para medidas de doble paso.

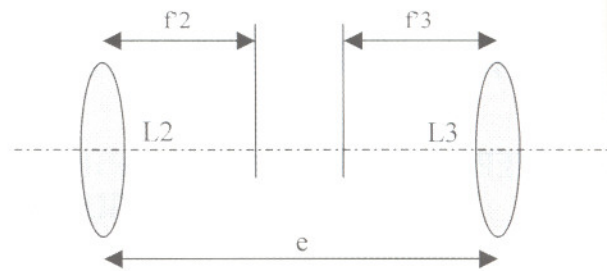


Fig. 2: Esquema del sistema Badal que se emplea para corregir aberraciones esféricas en las mediciones de doble paso.

Cuando esta distancia (e) es igual a la suma de las distancias focales f'1 y f'2 el sistema es afocal y no introduce ninguna corrección. Esta configuración se utiliza para las medidas de ojos emétopes. Cuando la distancia de separación es superior a la suma de las focales de las lentes el sistema tiene potencia negativa pero es convergente con lo cual se corrigen ojos hipermétropes durante la medición. Finalmente si la distancia e es inferior a la suma de las focales el sistema es positivo y divergente con lo cual se pueden corregir miopías.

El segundo paso es el que determina la luz en su trayectoria desde la retina hasta la cámara CCD (imagen aérea o de doble paso). Este camino se inicia con la luz que se refleja en la retina que puede considerarse como un nuevo objeto emisor que puede considerarse como puntual.

La luz reflejada pasa a través de la óptica ocular, el sistema Badal hasta el divisor de haz donde nuevamente el 50% de luz se pierde. La luz que se transmite encuentra en su camino la segunda pupila artificial (PA2) que también se halla conjugada con el plano pupilar del ojo y 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 aérea sobre un sensor CCD que integra la luz proveniente de la retina en tiempos de exposición predeterminados. La retina y el plano CCD son conjugados y el campo de observación es de aproximadamente 150 minutos de arco. Las medidas se pueden realizar con diferentes diámetros pupilares de salida. La PA1 actúa como pupila de entrada y PA2 como pupila de salida del sistema. Usando una configuración convencional, con primer y segundo paso equivalentes, lo cual implica que los tamaños de las pupilas de entrada y de salida sean iguales, las

imágenes son si
apertura lo sufici
del haz, la image
tría presente en la
puesta al impu
ción) y la MTF pu

La MTF ocular
cuadrada del má
de la imagen aé
entrada y de sa
Función de Trans
cal Transfer Func
de pupilas de en
cular cuando un

pequeña para ca
do por difracción
frecuencia de co
diendo la transfo
doble paso por l

Esta técnica ha
multitud de estuc
rentes a la pérd
(10), su variació
de calidad de len
oculares (15), di
degeneración de

EL INS

Recientemente
cal Quality Ana
para la determin
de la calidad ó
basado en un c
doble paso, io c
da contiene toda

Doble paso simétrico
(pupilas iguales)

f1=f2=f3 (e10/f2f3)

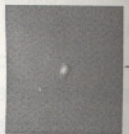


Fig. 3: Representación de etapas para obtener imágenes de calidad óptica utilizando pupilas de igual tamaño (configuración simétrica).

imágenes son siempre simétricas. Si se utiliza una apertura lo suficientemente pequeña para la entrada del haz, la imagen de doble paso mantiene la asimetría presente en la imagen retinal y la Función de respuesta al impulso (PSF, del inglés *Point-Spread Function*) y la MTF pueden ser obtenidas (8,9).

La MTF ocular puede ser calculada como la raíz cuadrada del módulo de la Transformada de Fourier de la imagen aérea retinal, en el caso de pupilas de entrada y de salidas iguales, aunque la fase de la Función de Transferencia Óptica (OTF del inglés *Optical Transfer Function*) se pierde (fig. 3). Para el caso de pupilas de entrada y salida diferentes, y en particular cuando una de las pupilas es suficientemente pequeña para considerar el primer paso como limitado por difracción, se puede computar la OTF hasta la frecuencia de corte del sistema, incluida la fase, dividiendo la transformada de Fourier de la imagen del doble paso por la MTF limitada por difracción.

Esta técnica ha sido aplicada con mucho éxito para multitud de estudios clínicos. Cabe destacar los referentes a la pérdida de calidad óptica con la edad (10), su variación con la acomodación (11), estudios de calidad de lentes de contacto (12-14) y lentes intraoculares (15), diferentes condiciones refractivas (16), degeneración de la imagen extrafoveal (17,18), etc.

EL INSTRUMENTO OQAS

Recientemente hemos desarrollado OQAS™ (Optical Quality Analysis System), un nuevo instrumento para la determinación objetiva en un entorno clínico de la calidad óptica del ojo (19,20) (fig. 4). Está basado en un diseño asimétrico de un sistema de doble paso, lo cual garantiza que la imagen registrada contiene toda la información acerca de la óptica

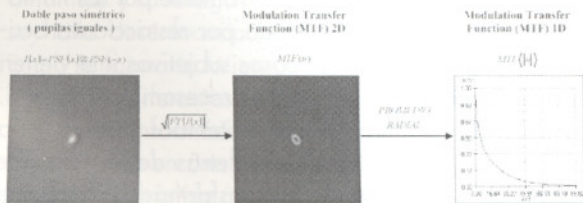


Fig. 3: Representación gráfica de las diferentes etapas para obtener la MTF del sistema cuando se utilizan pupilas de entrada y de salida iguales (configuración simétrica).



Fig. 4: Fotografía de OQAS™ (Optical Quality Analysis System, VISIOMETRICS S.L.).

del ojo, al que se han incorporado nuevos elementos para permitir su utilización en la práctica clínica (21).

En el esquema de la figura 1 se ha podido observar que la imagen aérea captada por una cámara CCD es adquirida por un ordenador. La información, que se digitaliza a través de una tarjeta de vídeo, es acondicionada y procesada con el fin de extraer información sobre el estado óptico del ojo medido. Toda esta información se presenta a través de una interfaz con distintas opciones de visualización del registro realizado y con diferentes parámetros que tienen por objetivo definir la calidad óptica ocular. La figura 5 corresponde a la pantalla de inicio del sistema en la cual se deben fijar los valores con los cuales se realizará la medida. La información introducida en los distintos campos será almacenada junto con los datos registrados en una base de datos de pacientes.

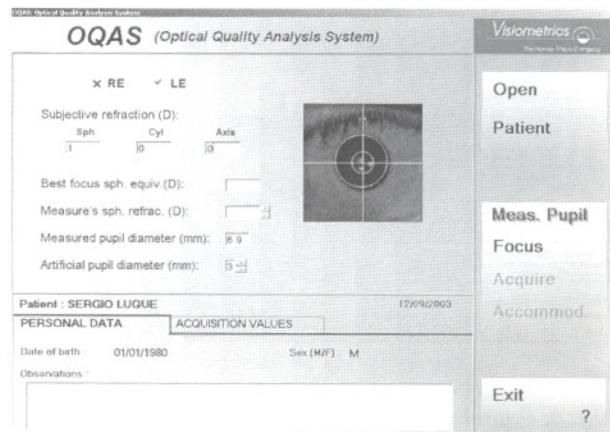


Fig. 5: Pantalla de inicio del sistema OQAS™.

El diseño permite seguir fácilmente los pasos necesarios para finalmente realizar la captura de la imagen de doble paso. La medida requiere que el ojo se encuentre centrado ópticamente y que se conozca la refracción esférica del mismo con un error de ± 2 dioptrías. El posicionado correcto se consigue mediante el desplazamiento del cabezal óptico del equipo mientras el paciente permanece estático. Esto se realiza por medio de la observación de la pupila del ojo del paciente, que se muestra en la pantalla de inicio, y cuya imagen es registrada mediante una cámara CCD (C2 en figura 1). Cuando el ojo se halla posicionado correctamente se inicia la secuencia de medida que consiste en la determinación del diámetro de la pupila, la búsqueda del mejor enfoque a través de un barrido de medidas para diferentes correcciones de refracción esférica y, finalmente, con este valor de refracción óptimo se realiza la medida.

La información se presenta automáticamente mostrando la imagen de doble paso con representaciones que faciliten su interpretación (fig. 6). Por ejemplo, se presentan visualizaciones en dos y tres dimensiones. En este último caso la altura de la imagen representa la intensidad. El patrón de colores observado en las imágenes se corresponde con los niveles de intensidad medida.

También existen opciones que permiten la visualización del perfil radial de la imagen y la representación de la MTF (fig. 7). Esta información es muy importante para caracterizar el comportamiento frecuencial de la óptica ocular. La MTF es una función que brinda información sobre la pérdida de contraste

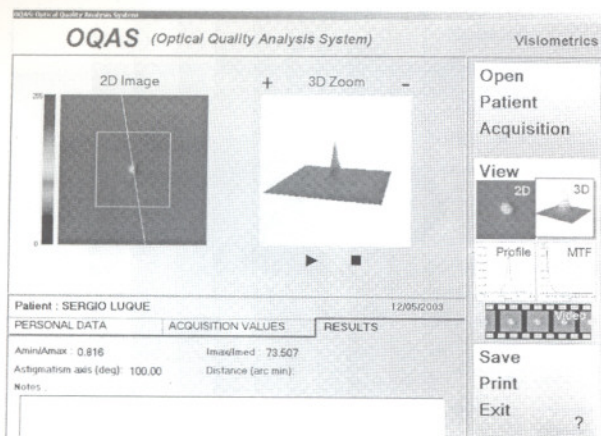


Fig. 6: Pantalla donde se muestra la imagen captada en 2 y 3 dimensiones y los valores cuantitativos de los parámetros de la calidad óptica.

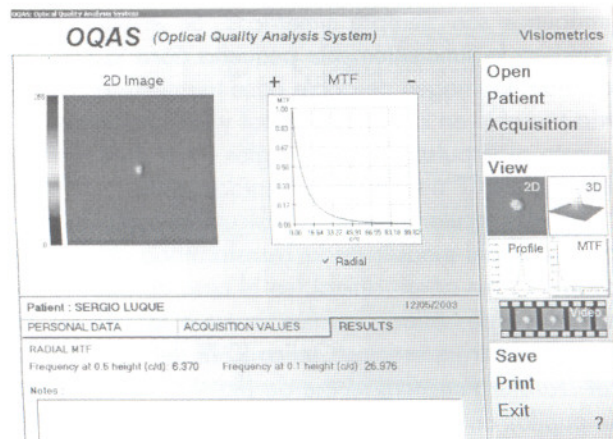


Fig. 7: Pantalla donde se muestra la imagen captada en 2 dimensiones, la MTF radial que caracteriza el ojo medido y los valores asociados.

debido a las imperfecciones de la óptica ocular para estímulos cuya luminancia varía sinusoidalmente a distintas frecuencias espaciales, en función de dicha frecuencia. Esta función se halla normalizada a la unidad para el valor de frecuencia cero. A medida que la frecuencia óptica aumenta la respuesta ocular disminuye hasta un punto de frecuencia a la cual el ojo no tiene respuesta alguna. Es decir, se ha alcanzado la frecuencia de corte y el ojo no es capaz de resolver dos líneas que se encuentren separadas un ángulo que es la inversa de dicha frecuencia. 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 imagen en la retina.

A partir de esta función de transferencia de modulación se determina la agudeza visual y la sensibilidad al contraste impuesta por los medios oculares (fig. 8). En este aspecto se debe resaltar que esta información, si bien tiene un significado similar al obtenido en estudios subjetivos, como la lectura de la carta de Snellen, viene determinada exclusivamente por las limitaciones impuestas en la medida por restricciones oculares, mientras que en los casos subjetivos intervienen en gran medida aspectos de procesamiento neural. Estos resultados pueden ser obtenidos mediante la convolución de la PSF con las letras de la carta de Snellen o bien, mediante la transformada inversa de Fourier del producto entre la MTF bidimensional y la Transformada bidimensional de Fourier de la imagen deseada (en este caso, las letras de la carta de Snellen).

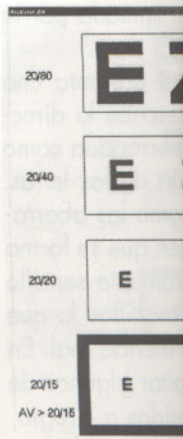


Fig. 8: Esquema que se representa la combinación de la

Otro estudio... OQAS es la me... ojo. Ésta se obtie... doble paso. Dic... táneo con un au... do por medio de... gencia del haz)... acercamiento de... figura 9 muestr... referente a la ac... izquierda corres... que en este caso... sujeto emétrope... 7,5 dioptrías el... similar a la del p... del proceso de a... al aumentar una... seguir actuando... dinámico y la im... se halla desenfoc... como se formarí... E para los diferen... Toda la inform... almacenada en u... tener el historial... tante ya que es p... sujeto en diferen... perturbaciones, ca... mente la evolución...

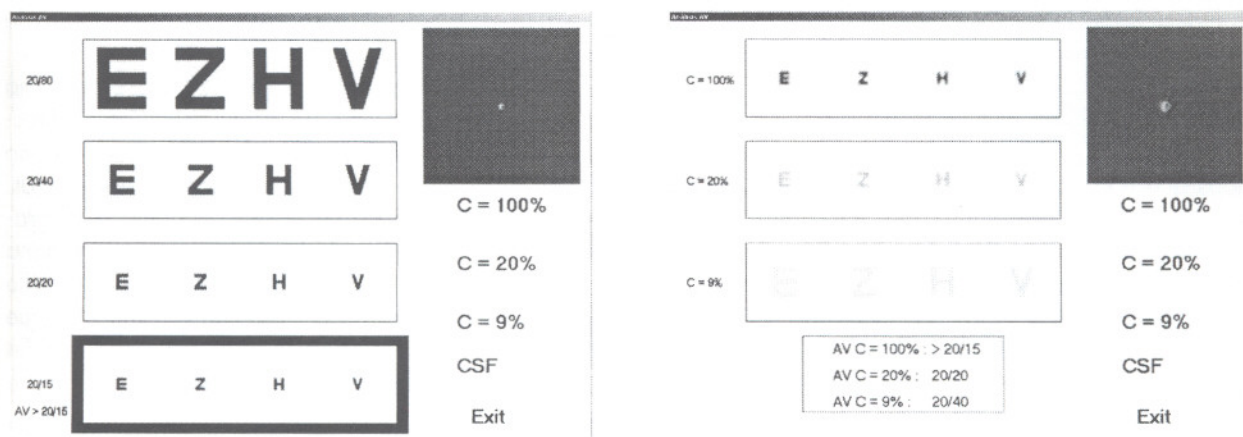


Fig. 8: Esquemas de agudeza visual y sensibilidad al contraste. En el gráfico de la izquierda se observa como se representa la agudeza visual de un ojo limitado por difracción. A la derecha se muestra el resumen combinado de la agudeza visual alcanzada para diferentes niveles de contraste.

Otro estudio de interés que se puede realizar con OQAS es la medida de acomodación que presenta el ojo. Ésta se obtiene mediante mediciones sucesivas de doble paso. Dichas mediciones se realizan en simultáneo con un aumento progresivo de potencia obtenido por medio del sistema Badal (aumento de la divergencia del haz) lo que equivale ópticamente a un acercamiento del objeto hacia el ojo del paciente. La figura 9 muestra cómo se presenta la información referente a la acomodación medida. 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. Pero 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. Conjuntamente se representa como se formaría la imagen sobre la retina de la letra E para los diferentes estados de acomodación.

Toda la información hasta aquí descrita puede ser almacenada en una base de datos permitiendo mantener el historial de cada paciente. Esto es muy importante ya que es posible realizar seguimientos de cada sujeto en diferentes etapas en las cuales el ojo sufre perturbaciones, como pueden ser cirugías o simplemente la evolución con la edad.

RESULTADOS OBTENIDOS

Como se mencionó anteriormente varios son los factores que intervienen en la calidad óptica visual. Al registrar imágenes de doble paso se obtiene informa-

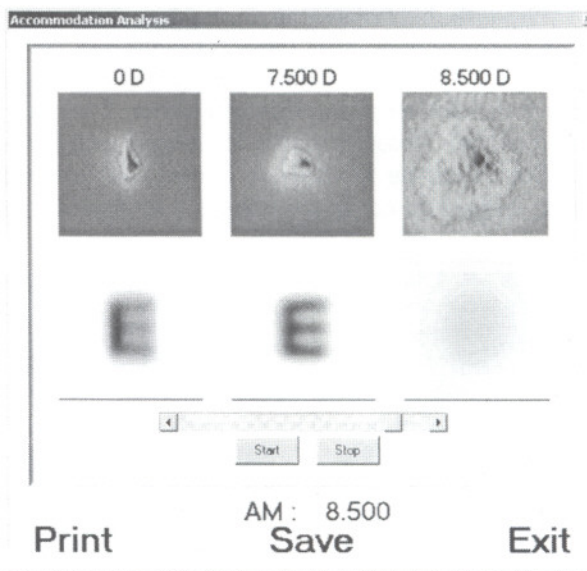


Fig. 9: Datos referentes a la acomodación del paciente. Las imágenes de los extremos corresponden a registros límites (punto lejano y punto cercano respectivamente). La barra de desplazamiento permite recorrer las imágenes de doble paso registradas entre los valores extremos.

ción acerca del sistema ocular en su totalidad ya que todas las aberraciones que afectan la imagen y la difusión intraocular (*scattering*) modifican la imagen de doble paso.

La figura 10 muestra algunos ejemplos de los resultados que han sido obtenidos en mediciones de ojos que presentaban diferentes condiciones. Por ejemplo se observa que, como es de esperar, los ojos jóvenes normales, correspondientes al grupo A, poseen la mejor calidad óptica lo cual se evidencia a partir de una imagen de doble paso pequeña y circular. El grupo B que corresponde a dos ojos viejos normales presentan una imagen de mayor tamaño. Esto se corresponde con muchos estudios, tanto objetivos como subjetivos, que indican que la calidad óptica empeora con la edad.

Las imágenes del grupo C pertenecen a registros realizados a sujetos con cataratas en diferentes períodos de evolución. En el primer caso, que se ha denominado pre-atarata, el estado de madurez de la misma no es tan elevado como en el segundo caso. El aumento del tamaño de la imagen de doble paso se debe a la mayor cantidad de luz difusa debido al comportamiento difusor que poseen las moléculas que opacifican el cristalino. Por último, las imágenes del grupo D corresponden a ojos que han sido sometidos a cirugía. El primero ha sufrido una cirugía de PRK (keratectomía fotorrefractiva) y el segundo cirugía LASIK (keratomileusis láser asistida in situ).

La figura 11 muestra algunos ejemplos de los resultados obtenidos en diferentes condiciones. Estas gráficas permiten observar como la imagen patrón se modifica (letras de la carta de Snellen) de acuerdo con la imagen de doble paso registrada. Además en

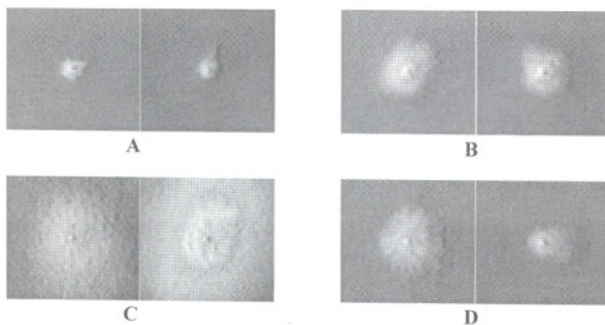


Fig. 10: Mediciones de doble paso realizadas con OQAS correspondientes a A) ojos jóvenes normales, B) ojos viejos normales, C) ojos pre-atarata y con catarata respectivamente y D) ojos post PRK y post LASIK respectivamente.

cada caso se tiene la agudeza visual limitada por la óptica ocular.

La imagen aérea de la figura 11-B presenta una forma elíptica cuyo semieje mayor describe la dirección en la cual la imagen se verá emborronada como puede apreciarse en la representación de las letras. En este ejemplo se puede observar como las aberraciones oculares degenerarían la imagen que se forma en la retina. De esta forma es relativamente sencillo determinar la forma en la que el ojo modifica lo que debería ser una imagen fidedigna del mundo real. En los ejemplos mostrados se intenta resaltar algunos de los casos patológicos, o de ojos sometidos a cirugía, más comunes. Si se comparan estos casos con el obtenido para un ojo joven normal se verá que este último posee una imagen de doble paso más pequeña y simétrica radialmente. Esto indica que para un objeto puntual la imagen tiende a ser puntual. En los otros casos como por ejemplo un ojo que padece catarata, la imagen de un objeto puntual es una mancha de mayor tamaño debido al alto grado de difusión intraocular. Cada aberración o conjunto de aberraciones afecta de manera diferente la formación de la imagen pero a través de este sistema es posible determinar la forma en la que la imagen es alterada como un todo.

Además se han realizado medidas en pacientes operados de cirugía refractiva y de cataratas que han demostrado la potencialidad del instrumento (figs. 12 y 13). Este tipo de cirugías son algunos de los campos de aplicación que se vislumbran con mayor potencialidad para la aplicación del sistema OQAS. Los resultados mostrados en la figura 12 se obtuvieron a partir de un grupo de 9 personas candidatas a cirugía LASIK, antes de la cirugía, y de 6 personas operadas de LASIK.

Los resultados presentados en la figura 13 se obtuvieron de un grupo de 8 pacientes afectados de cataratas (3 operados y 5 sin operar).

CONCLUSIONES

La evaluación de la calidad óptica visual es, sin duda, un campo de aplicación oftalmológico de gran importancia. Esto nos permite evaluar el comportamiento óptico ocular a partir de conocer la calidad de las imágenes generadas por el ojo. Las diferentes condiciones presentadas por la óptica visual, fruto del envejecimiento celular, lentes correctoras, cirugías, traumatismos, patologías oculares, etc. pueden ser

Fig. 11: Ventanas mostradas en la imagen aérea presentada desenfocada como puede ser el caso de un ojo que ha sido sometido a cirugía.

evaluadas de forma objetiva. Los factores psicológicos influyen en el uso de los instrumentos de evaluación. Este sistema es una herramienta de diagnóstico y de investigación de la visión. Es un instrumento de gran importancia en la investigación de la visión.

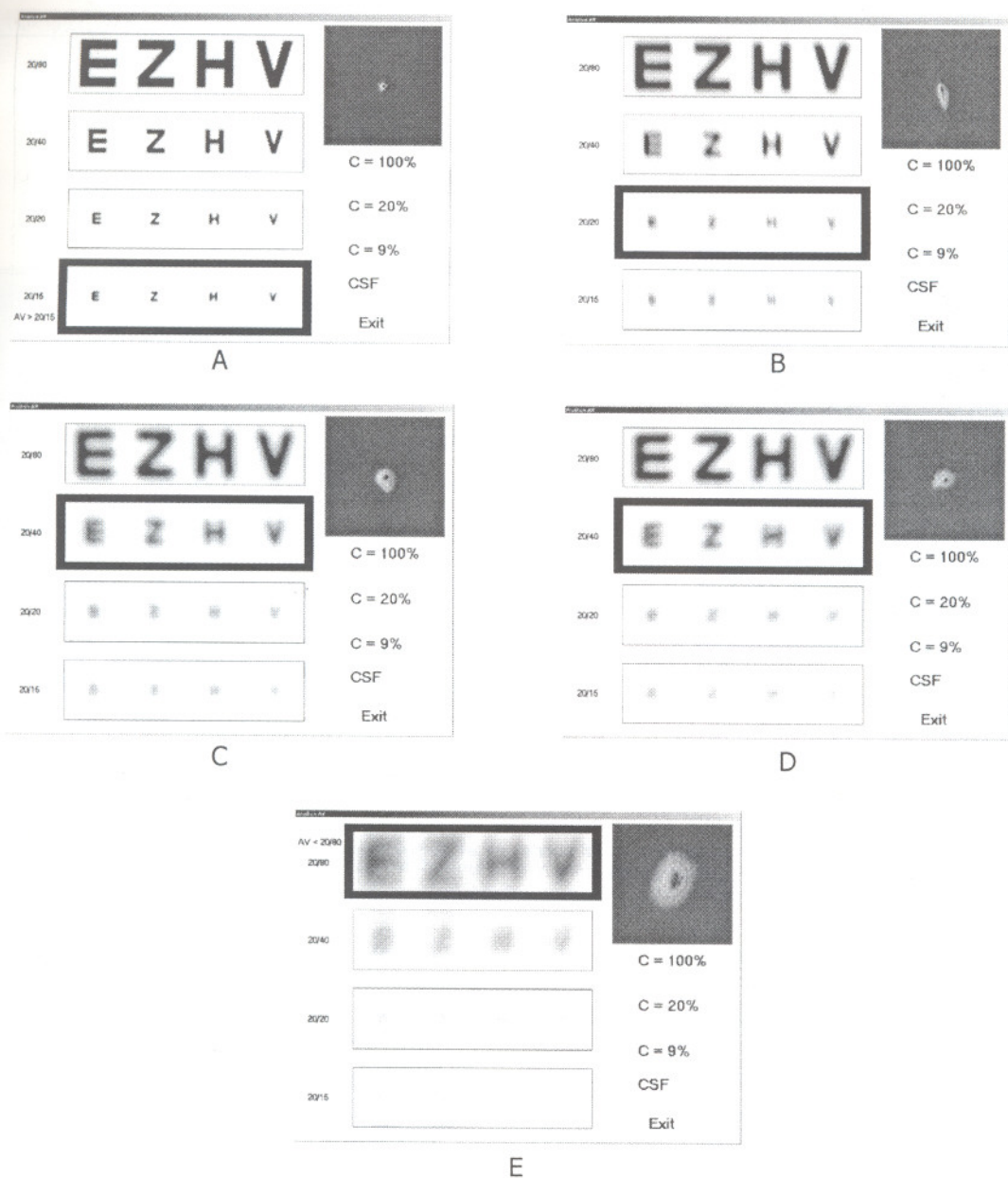


Fig. 11: Ventanas mostradas por OQAS™ para: A) ojo joven normal, B) un ojo que posee astigmatismo. La imagen aérea presenta un forma elíptica cuyo semieje mayor describe la dirección en la cual la imagen se verá desenfocada como puede apreciarse en la representación de las letras, C) un ojo con aberración asimétrica, D) un ojo que ha sido sometido a cirugía LASIK y E) un ojo que presenta catarata.

evaluadas de forma objetiva impidiendo que factores psicológicos influyan en los resultados finales. Los instrumentos de evaluación de la calidad óptica no solo son una herramienta de gran utilidad para los profesionales de la visión. También tienen un papel preponderante en la investigación de la dinámica ocular

permitiendo conocer y evaluar mejor aún el comportamiento del ojo.

Para contribuir a la evaluación objetiva de la calidad visual hemos desarrollado un instrumento OQAS™ (Visiometrics S.L) basado en la técnica del doble paso con una configuración asimétrica que

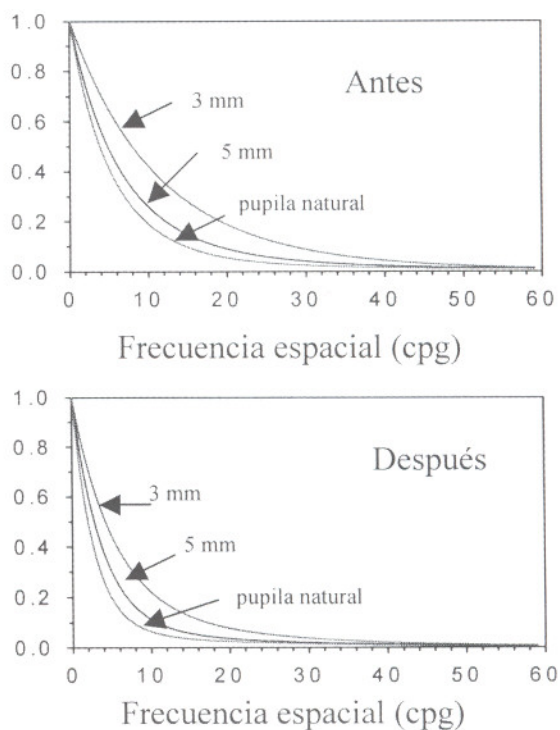
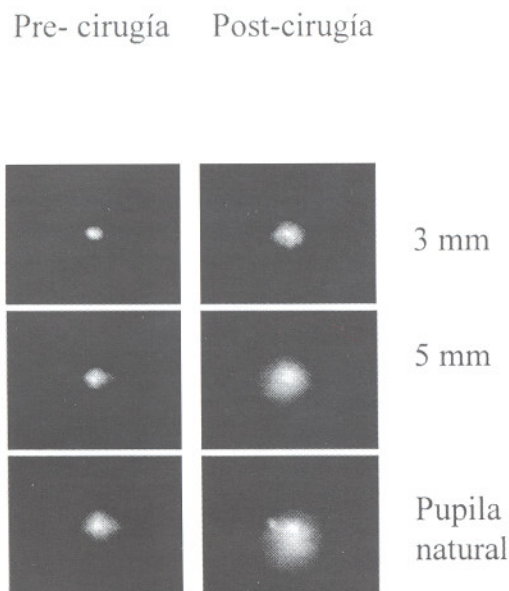


Fig. 12: Imágenes aéreas obtenidas con OQAS™ para estadios pre y post cirugía LASIK. Como se observa, la imagen aérea registrada posteriormente a la cirugía es peor a la registrada anteriormente a la misma con las aberraciones de bajo orden compensadas por el sistema. Los gráficos de la derecha muestran las MTF's. El gráfico superior corresponden a la MTF que se obtuvo en el estadio pre-cirugía y el inferior corresponde al estadio post-cirugía. También se puede observar como en el segundo caso la función es inferior al primero indicando una disminución de la calidad óptica.

Pre-cirugía

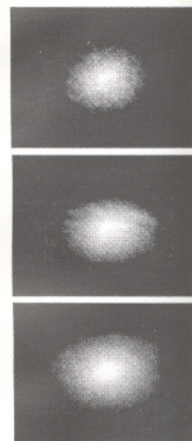


Fig. 13: Imágenes aéreas obtenidas con OQAS™ para estadios pre y post cirugía LASIK. Como se observa, la imagen aérea registrada posteriormente a la cirugía es peor a la registrada anteriormente a la misma con las aberraciones de bajo orden compensadas por el sistema. Los gráficos de la derecha muestran las MTF's. El gráfico superior corresponden a la MTF que se obtuvo en el estadio pre-cirugía y el inferior corresponde al estadio post-cirugía. También se puede observar como en el segundo caso la función es inferior al primero indicando una disminución de la calidad óptica.

garantiza que se puede obtener toda la información acerca de la calidad óptica del ojo, incluyendo las aberraciones de alto orden y la luz difusa.

Los resultados han demostrado la alta capacidad que el sistema posee como herramienta para la medida de la calidad óptica. Esto se evidencia en los diferentes casos mostrados donde se observa que en cada situación particular OQAS describe el comportamiento del sistema óptico de una forma clara y precisa.

BIBLIOGRAFÍA

1. Artigas JM, Capilla P, Felipe A, Pujol J. *Optica Fisiológica. Psicofísica de la vision.* Interamericana MacGraw Hill 1995.
2. Flamant F. Étude de la répartition de lumière dans l'image rétinienne d'une fente. *Revue d'Optique* 1955; 34: 433-459.
3. Santamaría J, Artal P, Bescos J. Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid

optica-digital method. *J. Opt. Soc. Am. A* 1987; 4: 1109-1114.

4. Navarro R, Moreno-Barriuso E. Laser ray-tracing method for optical testing. *Opt. Lett.* 1999; 24: 951-953.
5. 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.
6. 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.
7. Pujol J, Benito A, Díaz-Doutón F, Arjona M, Guell JL, Artal P. Estimating retinal image quality: double-pass provides information where wave-front sensors might fail. *En Proceedings of the 2003 ARVO Annual Meeting (Fort Lauderdale, Florida) 2003.*
8. Artal P, Marcos S, Navarro R, Williams DR. Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality. *J. Opt. Soc. Am. A.* 1995; 12: 195-201.
9. Artal P, Iglesias I, López-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 system. *J. Opt. Soc. Am. A* 1998; 15: 2385-2392.

10. Guirao A, González L, Norrby S, Artal P. The human eye as a low-pass filter. *Invest. Oph. Vis. Sci.* 1998; 39: 2385-2392.
11. López-Gil N, Artal P. The human eye as a low-pass filter. *Res.* 1998; 38: 2385-2392.
12. Torrents A, Gispets J, Arjona M, Pujol J. Measurements of retinal image quality in normal wearers. *Ophthalmic Surg.* 1998; 27: 1233-1238.
13. Gispets J, Arjona M, Pujol J. Measurements of retinal image quality in normal wearers. *Ophthalmic Surg.* 1998; 27: 1233-1238.
14. Pujol J, Gispets J, Arjona M. Measurements of retinal image quality in normal wearers. *Ophthalmic Surg.* 1998; 27: 1233-1238.
15. Artal P, Marcos S. Measurements of retinal image quality in normal wearers. *Ophthalmic Surg.* 1998; 27: 1233-1238.

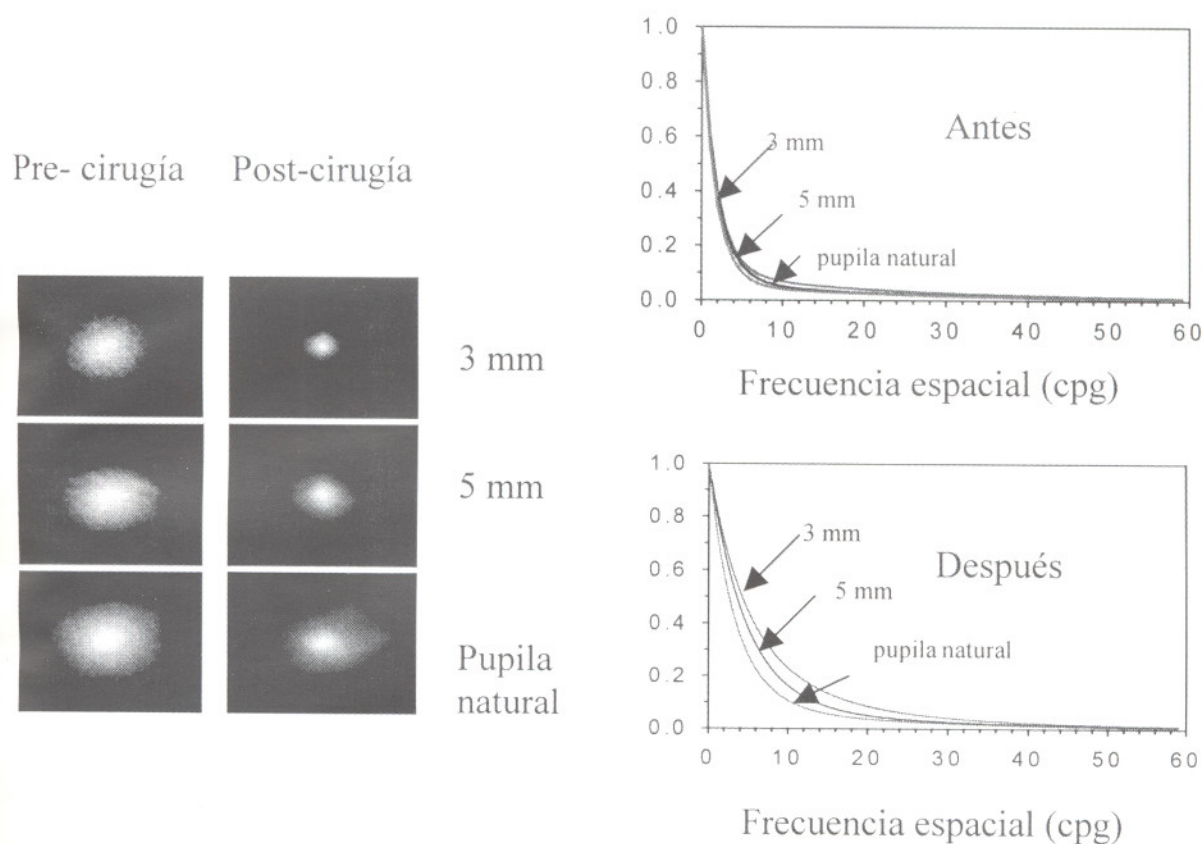


Fig. 13: Imágenes aéreas correspondientes a estadios pre y post cirugía de catarata. Se observa que tanto las imágenes aéreas como las MTF's se ven mejoradas posteriormente a la cirugía.

eye's optical systems. *J. Opt. Soc. Am. A.* 1995; 12: 2385-2392.

10. Guirao A, Gonzalez 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.
11. López-Gil N, Artal P. Retinal image quality in the human eye as a function of the accommodation. *Vision Res.* 1998; 38: 289-2907.
12. Torrents A, Gispets J, Pujol J. Double-pass measurements of retinal image quality in monofocal contact lens wearers. *Ophthalm. & Physiol. Opt.* 1997; 17: 357-366.
13. Gispets J, Arjona M, Pujol J. Image quality in wearers of a center distance concentric design bifocal contact lens. *Ophthalmic and Physiological Optics* 2002; 22: 221-233.
14. Pujol J, Gispets J, Arjona M. Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens design». *Ophthalmic and Physiological Optics* 2003; 23: 347-360.
15. 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.
16. 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.
17. Artal P, Navarro R. Simultaneous measurement of two point-spread functions at different locations across the human fovea. *App. Opt.* 1992; 31: 3646-3656.
18. Navarro R, Artal P, Williams DR. Modulation transfer of the human eye as a function of retinal eccentricity. *J. Opt. Soc. Am. A.* 1993; 10: 201-212.
19. Pujol J, Arjona M, Díaz-Douton F, Güell JL, Artal P. Proc. ARVO Ann. Meeting 2002.
20. Guell JL, Pujol J, Arjona M, Díaz-Doutón F, Artal P. OQAS: A new instrument for an objective clinical evaluation of the ocular optical quality. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* (en prensa).
21. Pujol J. Patente P200000834 (2001).