

Desarrollo y montaje de un sistema de doble paso para la medición de la calidad de imágenes retinianas

Aníbal de Paul, Roberto Sánchez, Diego Corregidor, Gustavo Jiménez y Luis Issolio

Dpto de Luminotecnia, Luz y Visión, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología, Universidad Nacional de Tucumán.
Instituto de Investigación en Luz, Ambiente y Visión, Consejo Nacional de Investigaciones Científica y Técnicas (CONICET) y Universidad Nacional de Tucumán.

Resumen

En este informe técnico se describe el desarrollo y el montaje de un sistema de doble paso que permite cuantificar la calidad óptica de un ojo humano. El sistema consta de una fuente de luz puntual y coherente cuya imagen se forma en la retina del ojo medido y una cámara de alta sensibilidad que registra la imagen reflejada en la retina. Esta imagen es procesada para obtener la función de punto extendido del sistema (PSF) que muestra la forma en que el sistema óptico del ojo degrada la imagen del objeto puntual. Este doble paso cuenta con un sistema Badal para corregir las ametropías del ojo, un test de fijación diseñado para evitar la acomodación del cristalino, y una cámara para el control del tamaño pupilar. Un programa controla las variables del sistema y genera imágenes de PSF y de la función de transferencia de modulación (MTF), a partir de las cuales se pueden calcular diferentes parámetros que caracterizan a un ojo.

Palabras clave: imagen retiniana, calidad óptica, función de punto extendido, función de transferencia de modulación.

Development and mounting of a double-pass system for measuring the quality of retinal images

Abstract

This technical report describes the development and mounting of a double-pass system to quantify the optical quality of the human eye. The system consists of a point and coherent light source whose image is formed on the retina of the eye measured and a high-sensitivity camera that records the image reflected on the retina. This image is processed to obtain the point spread function of the system (PSF) that shows how the optical system of the eye degrades the image of the object. The system has a Badal to correct the ametropies of the eye, a fixation test designed to avoid lens accommodation, and a camera to control the pupilar size. A program controls the system variables and generates images of the PSF and of the modulation transfer function (MTF) from which several parameters characterizing an eye can be computed.

Keywords: *retinal image, optical quality, point spread function, modulation transfer function.*

Introducción

La visión humana está estructurada en tres etapas principales: el sistema óptico del ojo, la fotorrecepción en la retina, y el procesado neural retina-cerebro. La luz proveniente del mundo exterior que el sujeto mira llega al ojo que, como sistema óptico forma una imagen de la escena en la retina. La calidad de la imagen formada en la retina después de haber atravesado diferentes medios oculares determina en gran medida el éxito de una buena percepción visual que se completa en las etapas siguientes. Algunos de los medios que actúan sobre la calidad de la imagen retiniana son las lentes formadoras de imagen, córnea y cristalino, y la retina misma, cuya estructura debe ser atravesada por la luz para poder arribar a los fotorreceptores. Debido a esto, la imagen retiniana se ve inevitablemente afectada por: las aberraciones ópticas que producen un deterioro de la imagen (un ejemplo son las aberraciones esféricas que se manifiestan en la miopía e hipermetropía o la aberración astigmática); la difracción, que sólo toma importancia para tamaños pupilares por debajo de 1,5mm; y la difusión, que se genera debido a la interacción de la luz con una variedad de inhomogeneidades regulares e irregulares cuyo tamaño es del orden de la longitud de onda de la luz, **Charman**(1991).

El objetivo de este informe técnico es presentar el desarrollo de un sistema de doble paso a través del cual se obtienen imágenes de las que se puede inferir la calidad de la imagen que el ojo forma en la retina. El sistema fue diseñado y montado en el Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión, de la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán y permite evaluar imágenes retinianas en diversas condiciones experimentales. Primero se desarrollan los elementos conceptuales que dan sustento al sistema y luego se analizan los componentes usados, el diseño óptico implementado, el software desarrollado para el procesamiento de los datos y finalmente se presentan como resultados curvas características obtenidas en un ojo así como algunos parámetros descriptivos de las medidas.

Técnica de doble paso

La técnica de doble paso consiste en formar la imagen de una fuente puntual en la retina del ojo de un sujeto, para luego capturar la imagen de la luz reflejada en

ésta, tras atravesar dos veces los medios oculares. A partir de la imagen obtenida se puede determinar la función de punto extendido PSF (del idioma inglés Point Spread Function), que describe la respuesta del sistema óptico visual a una fuente de luz puntual. Este método se remonta a mediados del siglo XX cuando se registraba en una placa fotográfica la imagen de una rendija de luz reflejada en la retina, **Flamant** (1955). Con el tiempo se fueron introduciendo nuevas tecnologías tanto en el registro de la imagen, primero con un fotomultiplicador y luego con cámaras CCD, como en el iluminante que paso a ser un haz láser. Estas tecnologías permitieron alcanzar una gran resolución espacial de la imagen capturada y a la vez, una alta sensibilidad para detectar los muy bajos valores de iluminación que refleja la membrana oscura de la retina donde se encuentran los segmentos exteriores de los fotorreceptores, conocida como epitelio pigmentario, **Santamaría et al.** (1987). La técnica del doble paso se ha utilizado en múltiples aplicaciones como ser la evaluación de la calidad óptica en lentes intraoculares, **Vilaseca et al.** (2009a) y (2009b), en los efectos de aberraciones, **Artal** (2000); **Díaz-Douton et al.** (2006) y el astigmatismo, **Pujol et al.** (1998), en los efectos de la cirugía refractiva LASIK, **Vilaseca et al.** (2010), en los efectos de la difusión intraocular, **Barrionuevo et al.** (2011), en la evaluación de cataratas, **Artal et al.** (2011), así como considerando la edad de las personas, **Guirao et al.** (1999).

En términos generales la respuesta espacial S de un sistema óptico caracterizado por una función h a una señal de entrada E se puede expresar como:

$$S(x,y) = E(x,y) \otimes h(x,y) \quad (1)$$

y la PSF se expresa como la respuesta al impulso del sistema óptico:

$$PSF(x,y) = \delta(x,y) \otimes h(x,y) \quad (2)$$

donde la PSF esta expresada de manera bidimensional y δ es la función impulso delta de Dirac que representa un pulso de luz puntual con que se ilumina la retina, de donde se obtiene:

$$PSF(x,y) = h(x,y) \quad (3)$$

lo que implica que la PSF representa la forma en que el sistema óptico modifica el pulso de luz.

En un sistema real de doble paso la fuente luminosa que se usa para excitar el sistema óptico es un haz láser que se puede caracterizar como puntual, coherente y con un frente de onda plano, es decir, libre de aberraciones. Este tipo de fuente luminosa interactúa con una pequeña área de la retina que consideramos isoplanática, **Artal and Navarro** (1992) permitiendo obtener información bidimensional de la misma.

Se considerarán dos partes del sistema, primero la formación de la imagen en la retina (O') del objeto (O) y segundo la formación de la imagen en la cámara (O'') a partir de la imagen O' . Otra consideración importante es que se asume al ojo como un sistema óptico reversible, **Artal et al.** (1995), es decir, que la degradación de la imagen al pasar de O a O' es la misma que la producida al pasar de O' a O'' . En la formación de la imagen del primer paso la distribución de amplitud de la imagen es la función A' y viene dada por la convolución de la distribución de amplitudes del objeto que es la función A por la PSF del sistema caracterizada por h :

$$A'(x',y') = h(x,y) \otimes A(x,y) \quad (4)$$

La función de distribución de amplitudes de la imagen en la retina A' viene dada por la convolución de la función $\delta(x,y)$ con h :

$$A'(x',y') = h(x,y) \quad (5)$$

y la función de distribución de intensidades sobre la retina será igual a la PSF del primer paso:

$$I'(x',y') = |h(x,y)|^2 = PSF_1(x',y') \quad (6)$$

En la retina se producen fenómenos de absorción, difusión y reflexión, de los cuales la componente reflejada es la que interesa capturar en el segundo paso del sistema. La retina puede pensarse como un arreglo de pequeñas y cortas fibras ópticas representando los segmentos exteriores de los fotorreceptores frente a una pantalla rugosa y negra que sería el epitelio pigmentario, por lo que la luz reflejada en el epitelio viaja entre los segmentos exteriores de los fotorreceptores manteniendo cierto grado de direccionalidad y coherencia, con lo que la retina se comporta como una superficie mixta, con componentes difusas y direccionadas, **Artal and Navarro** (1992). Además, la interacción entre un haz de luz coherente y una superficie difusora como la retina genera un patrón de speckle que se produce por las

diferencias de fases resultantes de las distintas componentes reflejadas. De esta forma, la imagen capturada por la cámara presenta un patrón de speckle de alto contraste que actúa como ruido impidiendo visualizar la imagen aérea. En el caso del ojo humano, el patrón de speckle cambia rápidamente con el tiempo a causa de las microfluctuaciones de la acomodación y la presencia de células muertas en el humor vítreo, **Santamaria et al.** (1987). Como resultado el haz reflejado por la retina conserva coherencia a la vez de presentar un patrón de speckle. Para romper esa coherencia espacial y a la vez eliminar el speckle es necesario pasar el haz a través de un difusor moviéndose con una rapidez mayor que el tiempo de exposición de la cámara, o tomando muchas imágenes de corta exposición y promediarlas, lo que implica un procesamiento posterior, **Artal and Navarro** (1992).

Considerando entonces un segundo paso incoherente, la función de intensidad en el plano imagen (I'') se obtiene como la convolución de la función de distribución de intensidad en el plano objeto, que a su vez viene dada por la convolución de la imagen en la retina (I') con el módulo al cuadrado de la función extensión:

$$I''(x'',y'') = |h(x'',y'')|^2 \otimes I'(x',y') \quad (7)$$

En el segundo paso, la distribución de intensidades del objeto se corresponde con la PSF del primer paso y con el cuadrado del módulo de la función extensión que es la PSF del segundo paso, entonces:

$$I''(x'',y'') = PSF_2(x,y) \otimes PSF_1(-x,-y) \quad (8)$$

Es decir, se llega a una distribución de intensidades que resulta de la correlación cruzada de las PSFs de cada paso, **Artal et al.** (1995a).

Función de transferencia del ojo

Por medio de la transformada de Fourier de la distribución espacial de intensidades obtenida se llega a la función de transferencia óptica OTF (u,v), donde u y v son las coordenadas en el espacio de frecuencia espacial y cuya unidad es el ciclo/grado. En el caso del doble paso la función de transferencia global es igual al producto de la función de transferencia óptica del primer paso por la conjugada del segundo paso:

$$OTF(u,v) = FT[I''(x'',y'')] = OTF_1(u,v) \cdot OTF_2^*(u,v) \quad (9)$$

A su vez, la función de transferencia óptica se la puede expresar en términos de la función de transferencia de modulación MTF(u,v) y de la función de transferencia de fase PTF(u,v):

$$OTF(u,v) = MTF_1(u,v) MTF_2(u,v) \exp i (PTF_1(u,v) - PTF_2(u,v)) \quad (10)$$

La MTF se considera como una buena medida de la calidad de un sistema óptico ya que representa la pérdida de contraste de patrones espaciales sinusoidales de contraste unidad que pasan a través del sistema para un dado rango de frecuencias espaciales. En términos visuales, se puede entender como la capacidad que tiene el sistema óptico de un sujeto para discernir los grandes objetos de una escena (frecuencias espaciales bajas) y los detalles de esos objetos (frecuencias espaciales altas). La función de transferencia de modulación del ojo se puede calcular a partir de la imagen aérea que captura la cámara de doble paso de la siguiente forma:

$$MTF(u,v) = \{ |FT[I^m(x'',y'')] | \}^{1/2} \quad (11)$$

$$MTF(u,v) = \{ |FT[PSF_2(x,y) \otimes PSF_1(-x,-y)] | \}^{1/2} \quad (12)$$

y considerando las propiedades de la convolución también se puede expresar como:

$$MTF(u,v) = \{ |FT[PSF_2(x,y)] \times FT[PSF_1(-x,-y)] | \}^{1/2} \quad (13)$$

El análisis de la distribución de intensidades de las PSFs depende del tamaño de las pupilas de entrada y salida. En un sistema de doble paso simétrico las pupilas de entrada y salida son iguales cumpliéndose la hipótesis de reversibilidad, **Artal et al.** (1995b), con lo que $PSF_1 = PSF_2$. La imagen de doble paso obtenida en esta condición será la convolución de la PSF con ella misma rotada 180° , o lo que es lo mismo, la autocorrelación que tiene como resultado una imagen par y simétrica, **Artal and Navarro** (1992); **Artal et al.** (1995a). En este caso las OTF del primer y segundo paso serán iguales y la MTF se puede obtener mediante la ecuación (11). Por su parte, en el cálculo de la PTF como las fases se cancelan (ecuación 10) la función resulta igual a cero. La MTF obtenida de esta forma tiene el inconveniente de que, al ser los dos pasos equivalentes, se pierde la información de las aberraciones asimétricas como la distorsión de campo y el coma, **Artal et al.** (1995a). Por su parte, en el sistema desarrollado se optó por un doble paso asimétrico donde la pupila de entrada es de un tamaño muy pequeño de forma tal que el sistema en su primer

paso pueda considerarse solo limitado por la difracción, es decir, sin que aberraciones ni difusión influyan en la imagen retiniana. De esta forma se obtiene una MTF para un diámetro igual al de la pupila de salida con información de las aberraciones asimétricas y la posibilidad de conocer la PTF.

En el análisis de sistemas ópticos se suele usar la MTF radial (MTFr) que es el promedio de los perfiles radiales de la MTF bidimensional a diferentes ángulos. Se ha demostrado que la MTF ocular debe seguir una función doblemente exponencial de esta forma, **Artal and Navarro** (1994):

$$MTFr = a \exp(-b f) + (1-a) \exp(-c f) \quad (14)$$

donde a, b y c son las constantes de ajuste y f, la frecuencia espacial. A partir de la MTF se pueden determinar parámetros que definen la calidad del sistema como son la frecuencia de corte, que es la máxima frecuencia espacial que el ojo puede resolver y la relación de Strehl, que se calcula como el cociente entre el volumen bajo la MTF bidimensional y el volumen de la MTF del sistema limitado sólo por difracción, **Smith** (1990).

Montaje

Primer Paso

Un esquema del sistema montado en el laboratorio se presenta en la figura 1. El primer objetivo buscado en el montaje del sistema fue formar la imagen de una fuente puntual en la retina del observador. Para ello, se usó como fuente de luz un diodo laser Monocrom con una longitud de onda de 788nm (rango infrarrojo) y una potencia máxima de 18mW, conectado a una fibra óptica de donde sale totalmente colimado por medio de dos lentes. Luego pasa a través de un diafragma circular (PE) que actúa como objeto del sistema y a continuación por un sistema telescópico de lentes (L1 y L2) que lleva el plano del objeto al foco de la siguiente lente. La fuente puntual llega a un espejo de infrarrojo (HM), que refleja la señal del objeto y deja pasar el resto de luz que podría interferir. El camino óptico continúa con la reflexión en un separador de haz (BS1) para luego ser dirigido mediante un espejo (E1) hacia el sistema Badal. Este sistema cumple la misión de compensar el error refractivo que pudiese tener el ojo estudiado. A la salida del Badal el haz del objeto se refleja primero en un espejo (E4), luego en un

separador de haz (BS2) y finalmente en otro espejo (E5) que lo alinea con el eje visual del observador. Para finalizar el primer paso el objeto se traslada hacia el plano de la pupila del observador mediante otro arreglo de lentes (L5 y L6) para luego formar imagen en la retina.

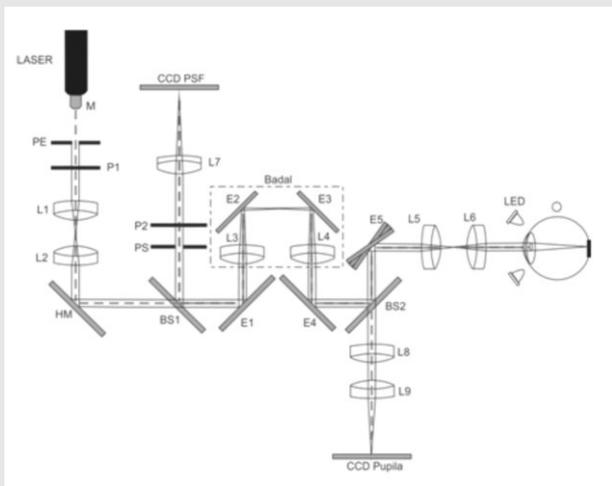


Fig. 1 Esquema del sistema de doble paso montado en el laboratorio.

Segundo paso

La componente reflejada en la retina sigue el mismo camino de entrada. Debido a que el tiempo de exposición de la cámara de doble paso (20 mseg) es del orden de los movimientos oculares rápidos, no es posible hacer una integración temporal de la señal con el fin de romper la coherencia del haz. También se evitó un procesamiento posterior de promediación de imágenes, por lo que en el presente sistema se optó por interponer en el camino óptico de regreso del haz un espejo (E5) que tiene adherido un motor que vibra a muy alta velocidad y que genera una imagen movida en la cámara durante el período de exposición. Esto permite que el sensor integre las componentes de ruido que llegan al sensor removiendo el patrón de speckle y rompiendo la coherencia de la componente reflejada en la retina, a partir de lo cual el segundo paso del sistema puede ser considerado incoherente. Después de pasar por el sistema Badal, llega al separador de haz BS1 desde donde se dirige a un diafragma que actúa como pupila de salida (PS), que se encuentra a la distancia focal de la primera lente del Badal, para finalmente arribar a la cámara de doble paso. Se seleccionó una cámara marca IDS modelo UI-1120SE que captura imágenes de 8 bits y que cuenta con un sensor NSC0806-M con una resolución espacial

de 768 x 576 píxeles, una sensibilidad de 10 mLux y un alto rango dinámico de 120dB.

Los diafragmas utilizados en el montaje determinan tanto la pupila de entrada del sistema (PE), que se encuentra justo a la salida del láser y que es de 1,5 mm de diámetro, como la pupila de salida (PS), ubicada cerca de la cámara de adquisición, típicamente de 4 mm. Ambas pupilas se encuentran conjugadas con la pupila del ojo.

Control de la pupila del ojo

Para poder visualizar el ojo que es objeto de estudio y determinar el adecuado centrado de su pupila se recoge una imagen del mismo a partir del divisor de haz BS2 que captura una cámara de pupila marca IDS modelo UI-1226LE. Para tener una imagen de alto contraste que permita identificar fácilmente a la pupila se ilumina al ojo con un arreglo de diodos infrarrojo, radiación a la que la cámara es altamente sensible a la vez que no afecta el diámetro pupilar. A partir de esta imagen es posible segmentar la pupila de la imagen y estimar el diámetro pupilar en forma directa.

Test de fijación

El mecanismo de acomodación que realiza la lente del cristalino es un factor que introduce aberraciones que redundan básicamente en el empeoramiento de la calidad de la imagen retiniana. Por esa razón se incorporó al sistema un test de fijación central retroiluminado con una lente que ubica a este objeto ópticamente en infinito para que el sujeto medido relaje la acomodación. Este test se acopló al camino óptico del láser a partir del espejo de infrarrojo HM. Como uno de nuestros objetivos experimentales es estudiar la calidad visual en zonas periféricas de la retina entre los 2° y 15°, se hace necesario ubicar este test en posiciones fuera del eje. Pero como el tamaño de las lentes limitan el campo visual a 2°, se implementó un segundo test de fijación de manera externa al camino de la luz del doble paso similar al anterior. Al mirar el sujeto el test con ambos ojos, y al ser la convergencia casi despreciable, se considera que el ángulo de excentricidad del test respecto al haz del láser es igual al ángulo de excentricidad de la zona de la retina donde arriba el haz.

Sistema Badal

Dado que en general las personas tienen algún grado de ametropía (miopía o hipermetropía) que afecta la imagen de doble paso, es necesario corregirla. Una estrategia es que las personas usen la corrección oftálmica prescrita por el médico, lo que podría introducir reflejos espúreos en la imagen adquirida por la cámara. Otra alternativa es implementar un sistema que compense las ametropías de los observadores como el sistema Badal, que está formado por dos lentes y dos espejos móviles y permite que el objeto se enfoque sobre la retina. El movimiento conjunto de los espejos que componen el sistema Badal permite cambiar la posición en que se forma la imagen intermedia entre las lentes de entrada y salida, de manera que la vergencia a la salida del sistema se puede variar. La potencia de un sistema Badal se define como:

$$P = (f_1 + f_2 - e) / f_1 f_2 \quad (15)$$

donde f_1 y f_2 son las distancias focales de las dos lentes y e es la distancia entre ellas. Cuando esta distancia es igual a la suma de las distancias focales el sistema es afocal y no introduce ninguna corrección, siendo la configuración que se usa 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 con lo cual se pueden corregir miopías. Finalmente, si la distancia e es inferior a la suma de las focales la resultante del sistema es una potencia positiva con lo cual corrige ojos hiper-métropes.

Este sistema se montó sobre una pieza mecanizada en aluminio (figura 2), que consta de tres partes: dos fijas y una móvil. Un extremo del sistema está formado por una pieza fija (PF1) donde se aloja el motor paso a paso que cuenta con un rotor con rosca interna que desplaza un tornillo axial y que está solidario a la pieza móvil (PM) donde se montan los espejos (E2 y E3, en la figura 1). El giro del motor produce el desplazamiento de esta pieza alejando o acercando los espejos a la otra pieza fija (PF2) que lleva montadas dos lentes de tipo dobletes acromáticos de 100 mm de distancia focal (L3 y L4, en la figura 1).

El control del sistema vincula el software desarrollado para el doble paso con el motor sin etapas intermedias, ya que contiene en la misma unidad la interfase USB y el driver para el motor. Para la comunicación

lógica se implementó un puerto serie virtual a través de USB con el circuito integrado MCP2200 y un microcontrolador de propósito general PIC16F877A como intérprete de los comandos series provenientes de la PC vía MCP2200 y como contador de pasos del motor, activando las bobinas correspondientes a la dirección deseada de movimiento del motor. El máximo desplazamiento del tornillo es de 63 mm y cada paso produce un desplazamiento de la pieza móvil de 0.0254 mm. Con este máximo desplazamiento el rango dióptrico alcanzado por el sistema badal es de 12,7 D con pasos de $\pm 0,1$ D, lo que permite corregir desde una miopía de -6,35D hasta una hipermetropía de +6,35D con una precisión mayor a la que normalmente se usa en optometría que es de $\pm 0,25$ D.

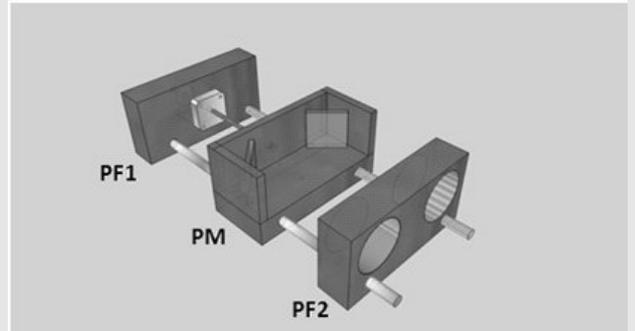


Fig. 2 Sistema Badal implementado. En un extremo se encuentra la pieza fija 1 (PF1) que tiene montado el motor paso a paso cuyo eje está solidario a la pieza móvil (PM). En el otro extremo se encuentran las lentes montadas en la pieza fija 2 (PF2).

Procesamiento de los datos

El sistema cuenta con un software de adquisición, control y procesamiento de las imágenes. El mismo se codificó en C#, que es un lenguaje de programación orientado a objetos, usando el programa Visual Studio v2008. Para la adquisición de las imágenes se usó el SDK (del inglés Software Development Kit) de uEye v4.22, particularmente la interfase uEye.NET. Para el procesamiento de las imágenes se empleó el wrapper de OpenCV multiplataforma EmguCV (versión 2.3.0.1416). El software automatiza las siguientes funciones:

1) **Captura de Imágenes:** las imágenes de la PSF que se capturan tienen una profundidad de 8 bits en escala de grises y una resolución de 768x576 píxeles y se adquieren a una velocidad de 50 fps. El sistema captura 6 imágenes del ojo del observador y a continuación 6 imágenes más retirando el ojo del observador y

poniendo en su lugar una superficie difusora oscura. Estas últimas imágenes corresponden al propio ruido del sistema.

2) **Obtención de la PSF:** se promedian las intensidades de las imágenes obtenidas en el ojo del observador y también de las imágenes de fondo. Luego se resta la imagen de fondo a la imagen del ojo y se obtiene la imagen de la PSF del ojo.

3) **Obtención de la MTF bidimensional del doble paso:** se localiza el centro de masa de la imagen de la PSF resultante y se define alrededor del mismo una región de interés (ROI) de 512x512 píxeles, a la que se realiza la transformada discreta de Fourier compleja. Como resultado se obtienen sendas matrices real e imaginaria del proceso, a partir de las que se calcula el módulo de la MTF que queda representada a través de una superficie bidimensional.

4) **Cálculo de la MTF bidimensional del segundo paso:** para obtener la MTF del segundo paso, se divide la MTF del doble paso por la MTF limitada sólo por difracción.

5) **Cálculo del perfil de la MTF:** se calculan los promedios de intensidades de los píxeles que conforman cada circunferencia concéntrica de la imagen de la MTF bidimensional del segundo paso considerando radios que varían desde el límite hasta el centro de la imagen. Luego se eliminan los puntos correspondientes a las frecuencias más bajas que están afectadas por el fondo de la imagen, **Martínez Roda (2010)**, y finalmente se realiza un ajuste del perfil radial al modelo de la ecuación 15.

Calibración del sistema

La calibración del sistema incluye los siguientes pasos:

1) Se determina la distancia angular que existe entre dos píxeles contiguos considerando tanto la orientación vertical como la horizontal, dado que la distancia entre píxeles es diferente en ambas direcciones. Para eso se usa unas rendijas múltiples que al iluminarse con un haz monocromático y coherente generan un patrón de interferencia con máximos equidistantes, siendo el ángulo de separación entre los mismos:

$$\theta = \arcsen(\lambda/a) \quad (16)$$

donde λ es la longitud de onda de la fuente usada (788nm) y a es la distancia entre rendijas que fue igual 0,125mm. Se determinó una resolución angular horizontal de 23,5" y vertical de 22,6", lo que permite visualizar un campo máximo de 3,2° x 3,3° de la retina. Esta resolución y tamaño de campo pueden variarse modificando la distancia focal de la lente L7.

2) Con una PE de 1,5 mm y ubicando un espejo en la posición del ojo se capturó una imagen de doble paso solamente limitada por la difracción del sistema (figura 3), que se usa en el procesamiento de las imágenes.

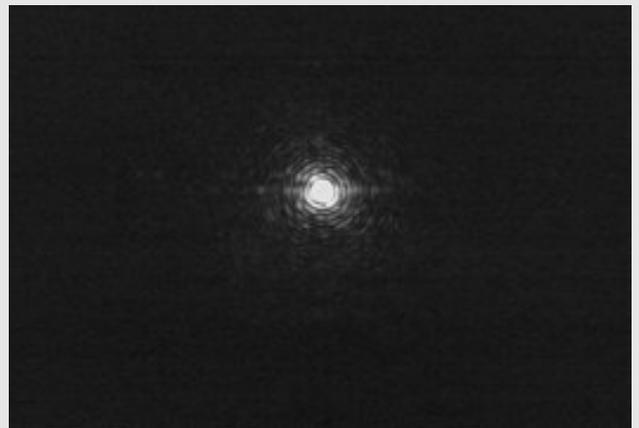


Fig. 3 Imagen de doble paso del sistema limitado por difracción con una pupila de 1,5 mm.

3) Apagando el láser y ubicando un difusor oscuro en la posición del ojo, se captura con la cámara una imagen del ruido de fondo propio del sistema que luego se usará para descontar a la PSF calculada según la ecuación (8). Esta operación es conveniente realizarla antes de cada medida.

Resultados

La figura 4a) presenta una gráfica tridimensional de la PSF de un ojo normal donde se puede ver como la intensidad representada en niveles de grises va disminuyendo desde un máximo en la zona donde llega el haz puntual hacia la periferia. En ese sentido la PSF es la distribución espacial de intensidades que muestra la forma en que el ojo degrada la imagen de un objeto puntual. Asimismo, en la figura 4b) se representa el perfil de la imagen de PSF que se obtiene de promediar las curvas correspondientes a una serie

de cortes realizados por planos verticales que pasan por el eje de la superficie de distribución de intensidades. A partir del perfil se determinó un ancho de PSF para una amplitud del 50% de 2,7 minutos de arco.

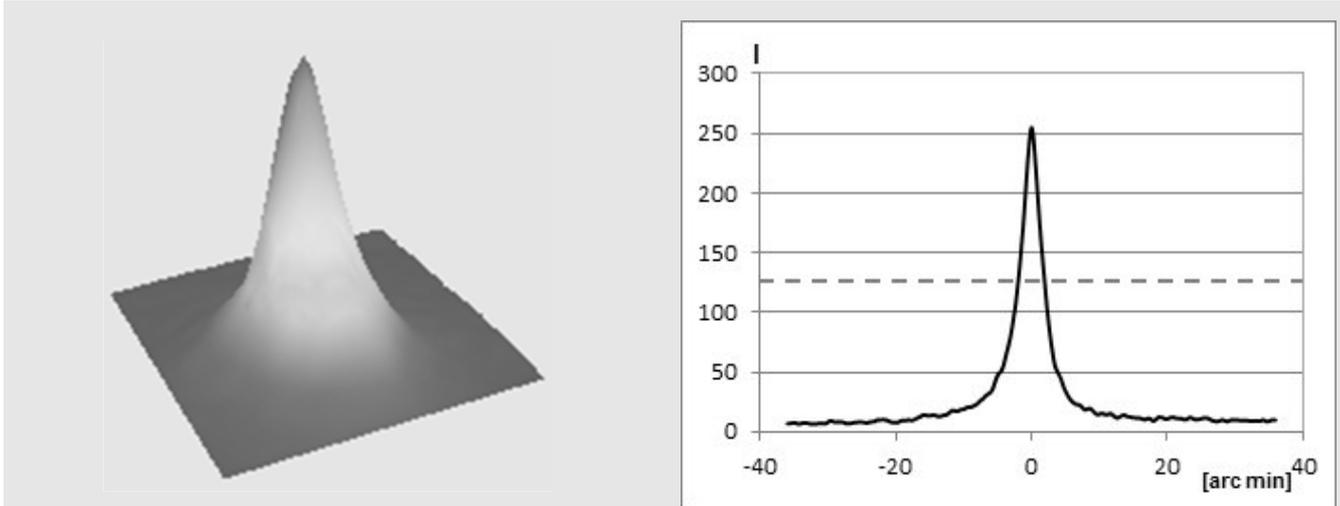


Fig. 4 a) Representación tridimensional de la función de punto extendido (PSF) de un ojo. b) Perfil de la PSF. La intensidad se representa en unidades relativas, correspondiendo el máximo a 255 que es el mayor valor de la salida de 8 bits de la cámara.

Por su parte, en la figura 5 se representa el perfil de la MTF calculada a partir de la PSF de la figura 4. En la misma se puede ver el típico comportamiento de paso bajo donde el ojo va atenuando las frecuencias espaciales desde los valores más bajos hasta la frecuencia de corte que se estimó en 30 ciclos/grado. Finalmente, se obtuvo para este ojo una relación de Strehl de 0,26.

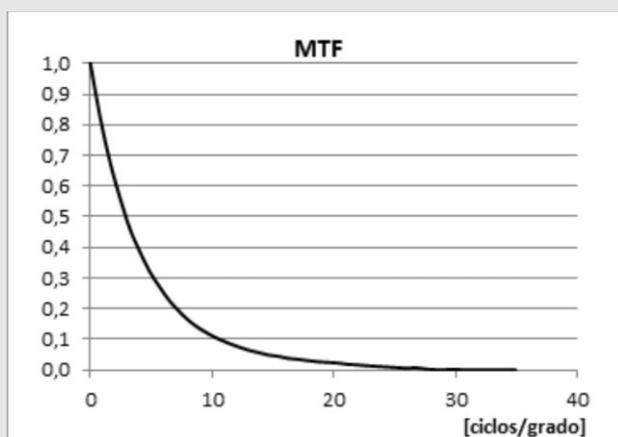


Fig. 5 Función de transferencia de modulación del ojo (MTF), calculada a partir de la PSF graficada en la figura 4. La curva se representa normalizada respecto al valor máximo obtenido para frecuencia cero.

Conclusión

Se ha logrado desarrollar un sistema de doble paso que permite determinar la calidad de la imagen retiniana mediante el registro de la imagen de un haz laser reflejado en la retina de un ojo. El sistema óptico montado junto al software desarrollado permiten obtener imágenes de doble paso que muestran la forma en que el ojo degrada la imagen de un objeto puntual (PSF), junto a la MTF del ojo de donde se puede determinar, entre otros parámetros, la frecuencia de corte y la relación de Strehl. Para lograr ese objetivo el sistema incorporó también un test de fijación, un sistema de control de la pupila y un sistema de corrección de las ametropías. Modificando la distancia focal de la lente de campo se puede ampliar o reducir el área de la retina que se analiza. En general el sistema permite obtener medidas de calidad visual variando diversas condiciones experimentales tales como el tamaño de la pupila de salida, la excentricidad, la corrección refractiva, etc. Todas estas, condiciones que se explorarán a partir de haber alcanzado este objetivo.

Referencias bibliográficas

- Artal, P. and Navarro, R.** (1992) "Simultaneous measurement of two-point-spread functions at different locations across the human fovea". *Applied Optics*, 31, pp. 3646-3656.
- Artal, P. and Navarro, R.**(1994) "Monochromatic modulation transfer function of the human eye for different pupil diameters: an analytical expression". *J. Opt. Soc. Am. A.*, 11, pp. 246-249.
- Artal, P, Marcos, S, Navarro, R. and Williams, D.** (1995a) "Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality". *J. Opt. Soc. Am. A.*, 12, pp.195-201.
- Artal, P, Iglesias, I., López-Gil, N. and Green, D.** (1995b) "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. A.*, 12, pp. 2358-2366.
- Artal, P.** (2000) "Understanding Aberrations by using double-pass techniques". *J. Refract. Sur.*, 16, pp. 560-562.
- Artal, P, Benito, A., Pérez, G., Alcón, E., De Casas, A., Pujol J. and Marín J.** (2011) "An objective scatter index based on double-pass retinal images of a point source to classify cataracts", *PLoS ONE* 6(2): e16823.
- Barrionuevo, P, Colombo, E., Vilaseca, M., Pujol, J. and Issolio, L.** (2012) "Comparison between an objective and a psychophysical method for the evaluation of intraocular light scattering". *J. Opt. Soc. Am. A.*, 29, pp. 1293-1298.
- Charman, W.** (1991) Optics of the Human Eye. En: *Visual Optics and Instrumentation* (Cronly Dillon, J., ed.) CRC Press, Boca Raton, EE.UU. pp. 1-26.
- Díaz-Doutón, F, Benito, A., Pujol, J., Arjona, M., Güell, J., and Artal, P.** (2006) "Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass instrument". *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 47, pp. 1710-1716.
- Flamant, M.** (1955) "Étude de la repartition de lumie` redansl'imageretinienned'unefente". *Rev. Opt.* 34, pp. 433-459.
- Guirao, A., González, C., Redondo, M., Geraghty, E., Norrby S., and Artal, P.** (1999) "Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population". *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, 40, pp. 203-213.
- Martínez Roda, J.** (2010) "Normalización de los resultados de calidad óptica ocular proporcionados por OQAS". Tesis. Máster en Optometría y Ciencias de la Visión. Universidad Politécnica de Cataluña.
- Pujol, J., Arjona, M., Arasa, J. and Badia, V.** (1998) "Influence of amount and changes in axis of astigmatism on retinal image quality". *J. Opt. Soc. Am. A.*, 15, pp. 2514-2521.
- Santamaría, J., Artal, P., Bescos, J.** (1987) "Determination of the point-spread function of human eyes using a hybrid optical-digital method". *J. Opt. Soc. Am. A.*, 4, pp. 1109-1114.
- Smith, W.** (1990) *Modern optical engineering*. 2nd ed. McGraw-Hill, New York, USA.
- Vilaseca, M., Arjona, M., Pujol, J., Issolio, L., and Güell, J.**(2009a) "Comparison of the optical quality of foldable intraocular lenses before and after injection using a double-pass system". *J. Cataract.Refr.Surg*, 35, pp.1415-1423.
- Vilaseca, M., Padilla, A., Pujol, J., Ondategui, J., Artal, P. and Güell, J.** (2009b) "Optical quality one month after verisyse and Veriflexphakic IOL implantation and Zeiss MEL 80 LASIK for myopia from 5.00 to 16.50 diopters". *J. Refract. Surg.*, 25, pp. 689-698.
- Vilaseca, M., Padilla, A., Ondategui, J., Arjona, M., Güell, J., and Pujol, J.** (2010) "Effect of laser in situ keratomileusis on vision analyzed using preoperative optical quality". *J. Cataract.Refr. Surg.*, 36, pp. 1945-1953.

Agradecimientos

Este trabajo fue realizado con el financiamiento de las siguientes organizaciones: Agencia Española de Cooperación Internacional (AECI), proyectos PCI D/030286/10, D/023849/09, D/017822/08 y D/013372/07, Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica (ANPCyT), proyectos PICT2011-1807 y PRH N° 30, Consejo de Investigaciones de la UNT (CIUNT), proyecto 26/E410/2 y el CONICET, proyecto PIP308.

El desarrollo de este trabajo se llevó a cabo en el Laboratorio de Óptica del Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión de la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán e Instituto de Investigación en Luz, Ambiente y Visión (UNT-CONICET), entre los meses de octubre del año 2011 y mayo de 2013.

Aníbal de Paul

Se graduó de Ingeniero Biomédico en la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán en el año 2009. En 2010 obtuvo la especialidad en Medio Ambiente Visual e Iluminación Eficiente. Actualmente se desempeña como becario de la Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica en el Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión (FACET-UNT) donde realiza una tesis doctoral sobre calidad visual en la periferia.

Roberto Sánchez

Se graduó de Ingeniero Biomédico en la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán en el año 2012. Desde ese año se desempeña como becario del CONICET en el Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión (FACET-UNT) e Instituto de Investigación en Luz, Ambiente y Visión (ILAV, UNT-CONICET) donde realiza una tesis doctoral sobre calidad visual e iluminación mesópica.

Diego Corregidor

Se graduó de Licenciado en Física en la Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología de la Universidad Nacional de Tucumán en el año 2006. En 2008 obtuvo la especialidad en Medio Ambiente Visual e Iluminación Eficiente y se doctoró en el año 2012 en la Universidad Nacional de Tucumán con una tesis sobre caracterización óptica y modelado de medios difusores con aplicaciones tecnológicas específicas. Actualmente es docente auxiliar del Laboratorio de Física (FACET-UNT) y trabaja en el área de desarrollo óptico para aplicaciones innovativas.

Gustavo Enrique Jiménez

Es egresado como Técnico Electrónico de la ENET Nro. 2 Albert Einstein de Salta. Se desempeña como Técnico Auxiliar de la Carrera del Personal de Apoyo del CONICET en el Instituto de Investigación en Luz, Ambiente y Visión (ILAV, UNT-CONICET) donde realiza tareas de gestión de instrumental y desarrollo de equipos electrónicos para investigación. Ha adquirido experiencia en la industria como integrador de automatizaciones y buses de campo.

Luis Issolio

Se graduó como Ingeniero Electrónico en el año 1995 en la Universidad Nacional de Tucumán. Posteriormente obtuvo el Magister en Luminotecnia (1999), la especialidad en Medio Ambiente Visual e Iluminación Eficiente (2000) y se doctoró en el año 2003 (FACET-UNT). Actualmente es profesor adjunto en el Departamento de Luminotecnia, Luz y Visión (FACET, UNT) donde se desempeña como docente de "Efectos visuales y no visuales de la Iluminación" y "Laboratorio de Electrónica". Además, es investigador adjunto del CONICET, desarrollando su actividad en el Instituto de Investigación en Luz, Ambiente y Visión (ILAV, UNT-CONICET) en temas de óptica visual y ergonomía visual. Dirige los proyectos "Optimización de la visión funcional en el hábitat humano", financiado por la ANPCyT y "Mecanismos y aplicaciones clínicas de los efectos del deslumbramiento", financiado por el CIUNT.