

CAIS 2015, 6° Congreso Argentino de Informática y Salud.

## **Análisis y propuesta de trabajo para la reconstrucción tridimensional de imágenes maculares obtenidas mediante lámparas de hendidura**

Bartolomé Drozdowicz<sup>1,2</sup>, Adrián Salvatelli<sup>1</sup>, Gustavo Bizai<sup>1,3</sup>, Alejandro Hadad<sup>1,2</sup>,  
Diego Evin<sup>4</sup> and Rodrigo Torres<sup>5</sup>,

<sup>1</sup> Laboratorio de Sistemas de Información, Facultad de Ingeniería, Univ. Nac. De Entre Ríos, Ruta 11 Km.10 Oro Verde, Entre Ríos, Argentina

<sup>2</sup> Facultad de Ciencia y Tecnología, Universidad Autónoma de Entre Ríos

<sup>3</sup> Facultad de Ciencias de la Vida y la Salud, Universidad Autónoma de Entre Ríos

<sup>4</sup> Laboratorio de Investigaciones Sensoriales, INIGEM, CONICET-UBA

<sup>5</sup> Centro de Ojos Dr. Lódolo, Paraná, Entre Ríos

{bdrozdo, asalvatelli, gbizai}@bioingenieria.edu.ar

**Resumen.** En oftalmología, las imágenes resultan fundamentales tanto para establecer diagnósticos como para evaluar la evolución y respuesta terapéutica. La biomicroscopía del fondo de ojos es un estudio sencillo que utiliza una lámpara de hendidura, equipo disponible en la gran mayoría de los consultorios oftalmológicos, para estudios de polo anterior y retina. El presente trabajo propone brindarle valor diagnóstico agregado a las lámparas de hendidura del mercado, a través de la obtención de la topografía del fondo ocular, en particular la mácula, mediante la captura de imágenes de campos de luz. Esta novedosa técnica permite la obtención de una serie de imágenes con múltiples focos y ángulos de visión (paralaje) a partir de una única captura. Además se realiza un análisis detallado de los pasos a seguir para este fin y describe los avances que se han obtenido en la etapa inicial del proyecto de investigación y desarrollo que se lleva a cabo en la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos.

### **1 Introducción**

En oftalmología, las imágenes resultan fundamentales tanto para establecer diagnósticos como para evaluar la evolución y respuesta terapéutica. La biomicroscopía del fondo de ojos es un estudio sencillo que utiliza una lámpara de hendidura, equipo disponible en la gran mayoría de los consultorios oftalmológicos, para la detección de maculopatías y estado del nervio óptico. Una de las principales causas de ceguera legal a nivel mundial es la Maculopatía Relacionada con la Edad y la Retinopatía Diabética.

Hoy en día la tecnología digital ha permitido obtener imágenes de resolución suficiente para el diagnóstico médico, además de la documentación y otras ventajas ampliamente conocidas de ésta. Este avance tecnológico se logra acoplado al biomicroscopio una cámara fotográfica digital convencional e incluyendo un sistema informático de soporte. En estas cámaras los elementos sensores del CCD o CMOS integran la luz que les llega, sin importar la dirección desde donde provienen los rayos exactamente. Esto resulta en una captura en 2D de una escena 3D, lo que se define como fotografía simple por integración de luz.

Sin embargo esta información 3D que se pierde es de fundamental interés en la detección de edema macular, ya que el aumento de espesor de las capas de tejido de esta zona anatómica se proyectan en la dirección de visualización del observador, no pudiendo aseverar un diagnóstico en imágenes planas. Por tal razón, se realizan estudios complementarios que no siempre son reconocidos en su totalidad por los seguros de salud, y sus costos son elevados.

Por ello se propone brindar valor diagnóstico agregado a las lámparas de hendidura del mercado, a través de la obtención de la topografía del fondo ocular, en particular la mácula, mediante la captura de imágenes de campos de luz. Esta novedosa técnica permite la obtención de una serie de imágenes con múltiples focos y ángulos de visión (paralaje) a partir de una única captura. Contando con la información 3D agregada, se espera mejorar la sensibilidad y especificidad en el diagnóstico de enfermedades maculares.

El presente trabajo realiza un análisis detallado de los pasos a seguir para este fin y describe los avances que se han obtenido en esta etapa inicial del proyecto de investigación y desarrollo que se lleva a cabo en la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos, junto con la colaboración del Centro de Ojos del Dr. Lódolo de la ciudad de Paraná de la misma provincia.

## 1.1 Representación 3D de Imágenes

Existen numerosos métodos para la representación 3D basados en diferentes técnicas, que podrían clasificarse como reconstrucción o visualización 3D a partir de múltiples imágenes y a partir de una única imagen [1].

Dentro de la reconstrucción 3D a partir de múltiples imágenes se pueden mencionar:

- Una de las técnicas ampliamente estudiadas es la estereovisión, que requiere la captura simultánea de la escena desde dos puntos de vista diferentes en el espacio. Esto supone la existencia de dos cámaras en un sistema calibrado, requiriendo a posteriori la rectificación de las imágenes mediante algoritmos de correspondencia.
- Otra aproximación es la captura de múltiples imágenes consecutivas en el tiempo, técnica conocida como “Structure from Motion” (SFM). Mediante la diferencia de paralaje de los distintos objetos de la escena, se pueden calcular valores de profundidad.

- Múltiples capturas de una misma escena mediante una cámara con distancia focal fija, con diferentes distancias plano objeto – plano imagen, posibilitan la reconstrucción 3D por el método denominado seccionamiento óptico. Esto requiere un previo análisis de la función de transferencia óptica del sistema, para luego deconvolucionar (poner en foco) cada plano capturado.

Dentro de la reconstrucción 3D a partir de una única imagen podemos mencionar:

- Basadas en señales monoculares, esta técnica hace uso de un conocimiento previo de las características de la escena: es posible reconstruir una escena 3D a partir de su imagen 2D si se conocen texturas, formas y tamaños, oclusiones, puntos de fuga, etc., mediante los cuales pueden inferirse profundidades.
- A partir de la captura de los rayos de luz provenientes de diferentes direcciones desde una misma escena, se puede reconstruir la misma desde diferentes puntos de vista y con distintas profundidades [2].

A este último grupo pertenece la fotografía plenóptica, que a partir de una única captura permite, después de un procesamiento computacional, hacer foco en diferentes profundidades, así como también obtener diferentes vistas en ángulos pequeños de la escena. Ambas propiedades posibilitan una interpretación volumétrica de la información y la recreación de la escena en 3D.

El Profesor Lippmann, en 1908, fijó las bases de lo que él bautizó “*fotografía integral*” [3], utilizando una matriz de pseudolentes delante del film (termoformadas en acetato), con la que obtuvo una fotografía con repetición de la misma escena, con pequeñas variaciones de ángulo o puntos de vista. Debía observarse esta fotografía a través de otra matriz similar, con considerables limitaciones técnicas [4]. Sokolov [5] hizo una descripción experimental y matemática detallada del hallazgo de Lippmann, mientras que Ives experimentó con la fotografía integral de Lippmann incorporando al sistema una lente de gran angular [6] [7]. En 1992, Adelson y Wang propusieron la “fotografía plenóptica” [2].

Se denomina función plenóptica [8] a la función 7D que describe el conjunto de todos los rayos de luz que ocupa todo el espacio durante todo el tiempo. La insistencia de la “totalidad” de esta función es la razón de su nombre: óptica plena, completa, llena. La función plenóptica describe la luz en 7 dimensiones: espacio (3), dirección (2), frecuencia (1) y tiempo (1). Con esta función, Adelson y Bergen buscan representar una escena no como un conjunto de superficies sino más bien como un volumen desde el que fluyen rayos en todas las direcciones del espacio.

Dada la alta dimensionalidad de la función plenóptica, Levoy y Hanrahan [9] proponen una parametrización de dos planos para describirla y rescatan de Gershun [10] el término “light field” (campo de luz) para definir la radiancia en el espacio como función de la posición y dirección.

En 2005, Ng capturó el campo de luz con una cámara de fotos acondicionada con una matriz de microlentes [11] entre el sensor y las lentes principales, creando una

cámara plenóptica con los mismos principios de Adelson y Wang, pero con tamaños de lentes que permiten integrar la óptica en una cámara de mano.

Otros investigadores han propuesto diferentes configuraciones de cámaras de campos de luz, como el proyecto CAFADIS [12] de la Universidad de la Laguna y el de Adobe Inc. de Georgiev [13]. En la actualidad hay disponibles varios modelos comerciales de cámaras plenópticas.

El desarrollo del “microscopio de campo de luz” [14] es la primera aplicación de la fotografía plenóptica al campo científico y sus resultados demuestran que es posible su utilización en escenas de escalas muy pequeñas.

## 2 Objetivos

La diabetes es una pandemia en crecimiento [15] que afecta severamente la calidad de vida. Sus efectos son múltiples, desde patologías cardiovasculares hasta complicaciones en la retina. El edema macular (EM) es una de estas complicaciones [16], y una de las dos principales causas de pérdida visual y posterior ceguera legal. El diagnóstico temprano es fundamental pero la evaluación clínica del EM es siempre difícil, siendo la fotografía estéreo y la biomicroscopía con lámpara de hendidura las técnicas más utilizadas para mostrar cambios en el volumen retiniano. Sin embargo, ambas técnicas son dependientes del observador y no permiten la medición objetiva del cambio.

La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) ha demostrado ser una herramienta muy poderosa dada su exactitud, resolución y repetibilidad, por lo que se ha convertido en el estándar actual para la evaluación del EM [17]. Pero el precio del equipo limita su acceso a los Centros Oftalmológicos de mediana-alta envergadura, siendo prohibitivo aún para los consultorios individuales.

Frente a la situación planteada se presenta el desafío de implementar una nueva técnica fotográfica para proveer un conjunto de datos más extenso, que mejore o amplíe las capacidades de la fotografía convencional. El objetivo es obtener, a partir de una lámpara de hendidura, imágenes de valor diagnóstico agregado equivalentes a la topografía del fondo ocular, a partir de la captura de campos de luz.

Los requerimientos que debe cumplir esta metodología para ser considerada viable son:

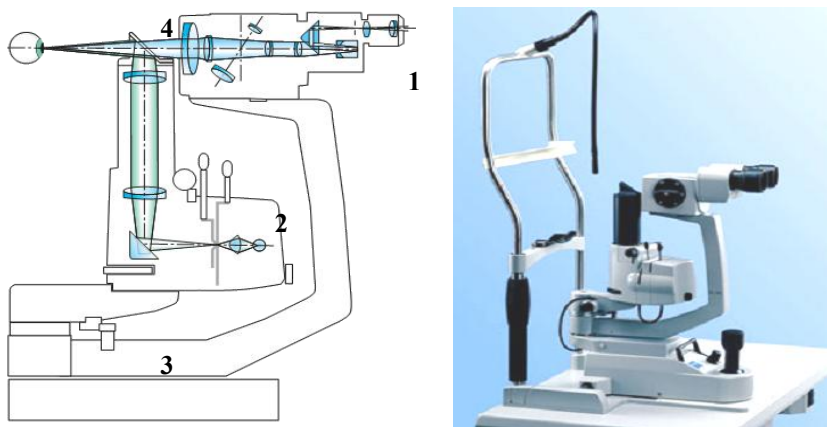
- No alterar significativamente el modo de trabajo del médico en consultorio.
- Introducir mínimas modificaciones en el equipo.
- No prolongar en demasía el tiempo de estudio.
- No incrementar sustancialmente el costo del equipo, afectando indirectamente el costo del estudio.

### 3 Metodología

#### 3.1 Adaptación Biomicroscopio – Cámara

En primer lugar la lámpara de hendidura es un equipo presente en todos los consultorios oftalmológicos, también conocida como biomicroscopio. La misma consta de tres sistemas básicos, figura 1:

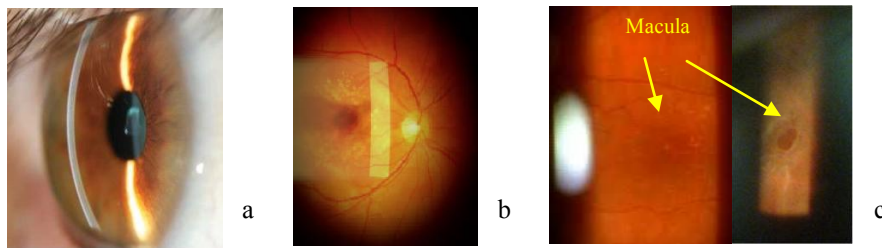
- **Sistema de iluminación:** en forma de Hendidura o rajadura, que da el origen a su nombre. Está diseñado para producir una imagen de hendidura que es tan brillante como sea posible, con luz continua a una distancia definida desde el instrumento, con su longitud (0 a 14 mm.), ancho (0 a 14 mm.) y posición variable ( $-20^\circ$  a  $20^\circ$ ). Esto se consigue usando formación de imágenes ópticas con la iluminación llamada Köhler
- **Estereo-biomicroscopio:** conformado por un sistema binocular con selección de aumentos de 6x (35,1 mm.) a 40x (5,6 mm.), similar a los utilizados en otros instrumentos oftálmicos, por ejemplo en microscopios quirúrgicos. Este biomicroscopio brinda una visión estéreo, a través de sus oculares que por lo general presenta aumentos de 10x y/o 12,5x.
- **Sistema mecánico:** conectando el sistema de iluminación con el binocular y permitiendo el posicionamiento y desplazamiento del mismo para mejores enfoques y ángulo de entrada de luz.



**Fig. 1.** Esquema de una lámpara de hendidura (1. Biomicroscopio, 2. Fuente de luz, 3. Sistema mecánico, 4. Espejo semitransparente). B. Imagen de equipo comercial.

Con este dispositivo el médico analiza la cara anterior del globo ocular y el estado del cristalino. Pero con la ayuda de una lupa (habitualmente de entre 78 a 90

dioptrías) se puede hacer biomicroscopía del polo posterior (fondo ocular) figura 2. Si bien el campo visible es de pocos milímetros, es suficiente para la observación del disco óptico y de la mácula. Cabe acotar que la lámpara de hendidura emite luz continuamente y su intensidad es muy inferior a la del flash que utiliza un retinógrafo, de modo que la baja iluminación del fondo es un primer problema a resolver.



**Fig. 2.** **a.** Imagen de hendidura en cara anterior del ojo, **b.** Hendidura en polo posterior (retina), **c.** Hendiduras centradas en Edema Macular con y sin EM

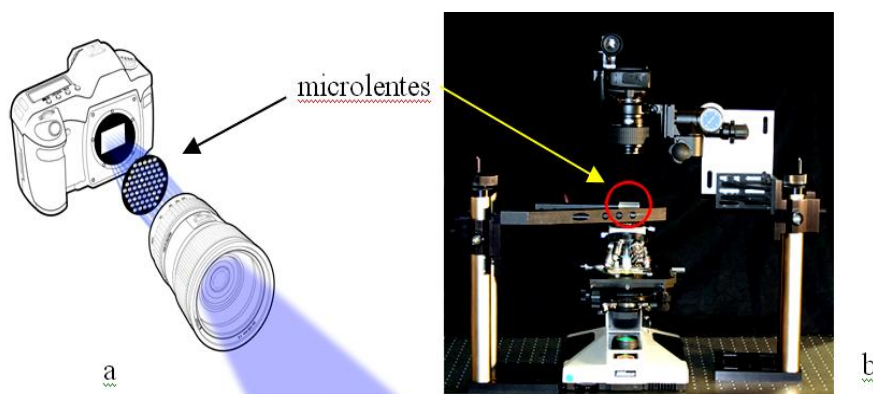
Si bien el biomicroscopio no tiene como objetivo el registro de imágenes fotográficas, algunos fabricantes proveen adaptadores para acoplar cámaras y obtener fotografías. Algunos intercalan en el camino óptico un codo (prisma especular) que desvía la imagen hacia una cámara fijada a este dispositivo y los oculares se mantienen libres para su uso habitual, figura 3.a. Otros utilizan uno de los oculares como canal para la captura figura 3.b. Es interesante la utilización de varios modelos de smartphones figura 3.c, dada la cantidad de píxeles de sus cámaras.



**Fig. 3.** Diferentes opciones para la captura de fotografías con lámpara de hendidura. **a.** Sistema de pentaespejos, **b.** Sistema utilizando un ocular, **c.** Adaptador ocular para smartphones.

Dado que la fotografía plenóptica requiere la obtención de subimágenes mediante una matriz de microlentes, se presentan dos alternativas: incluir dicha matriz en el

cuerpo de la cámara [11] o ubicarla en algún dispositivo de la óptica fuera de dicho cuerpo, como propone Levoy et al [9] en su microscopio, figura 4. Esta última es la opción elegida en el presente proyecto, por dos razones: al no intervenir en la cámara, queda abierta la posibilidad de obtener fotografías convencionales; y dado que se requiere la utilización de un acople para la cámara, dicho acople puede ser el soporte para la ubicación de las microlentes.

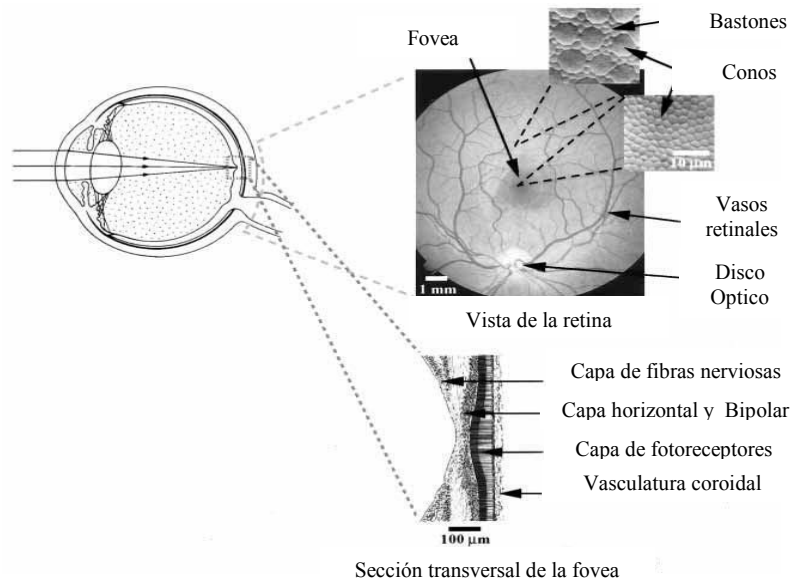


**Fig. 4.** Ubicación de microlentes, **a.** Propuesta por Ng., **b.** propuesta por Levoy en el microscopio de campo de luz

### 3.2 La escena: requerimientos para una visualización diagnóstica de la topografía retiniana

Por otra parte y antes de proceder a la selección de una cámara fotográfica convencional para adaptar al biomicroscopio, es necesario conocer las características de la escena a estudiar. La mácula es un área de forma aproximada a un círculo, cuyo diámetro no supera los 6 mm en un ojo normal adulto. En el centro de la mácula se encuentra la fovea, región también circular de unos 1500 micrones de diámetro, constituida mayoritariamente por conos y donde se acumula la mayor densidad de estos fotorreceptores (unos 150.000 conos/mm<sup>2</sup>). La fovea es la única área de la retina donde puede obtenerse una visión 20/20 y por lo tanto, la responsable de la mayor agudeza visual. La foveola (de unos 350 micrones de diámetro) es el centro de la fovea y contiene sólo conos, figura 5.

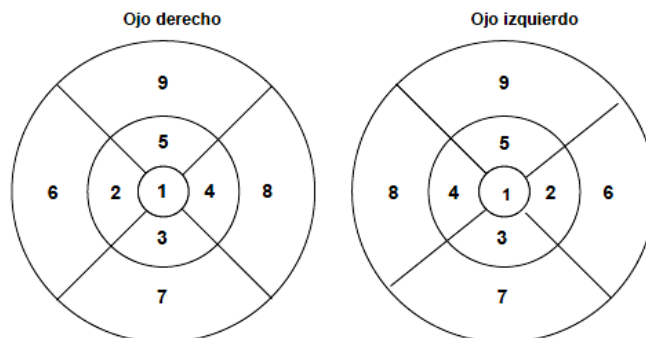
El hecho de que la fovea esté mayoritariamente constituida por conos, le confiere a la retina en este lugar una depresión de su superficie, dada la ausencia del resto de las células que constituyen esta capa fotosensible y la ausencia de vasos sanguíneos.



**Fig. 5.** Detalles anatómicos de la zona macular en la retina de ojos normales

El estudio de tratamiento temprano de la retinopatía diabética (Early Treatment Diabetic Retinopathy Study, ETDRS) define al EM Clínicamente Significativo (EMCS) si aparece alguno de los siguientes signos:

- Engrosamiento retiniano en los 500 μm del centro de la mácula,
- Exudados duros en los 500 μm del centro de la mácula, si se asocian con engrosamiento de la retina adyacente, y
- Engrosamiento retiniano mayor de un área de disco, si se localiza a menos de un área del disco del centro de la mácula.



**Fig. 6.** Zonas del Mapa Rápido Macular.



La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) permite medir el grosor retiniano, pero además es de interés identificar la zona de la mácula afectada a los efectos de evaluar su impacto sobre la función visual. Para ello, se diseña un mapa topográfico de grosor en 9 zonas [18], figura 6, y se determinan los límites de grosor retiniano para cada zona de un ojo normal, Tabla 1 [18].

**Tabla 1.** Medidas de espesor retiniano Tamaño

Zona	Espesor Retiniano
1	217µm
2	282 µm
3	282 µm
4	272 µm
5	288 µm
6	272 µm
7	253 µm
8	238 µm
9	259 µm
Centro foveal	201 µm

La resolución en profundidad que permiten los equipos de OCT actuales es de 5 µm, mientras que la resolución transversal alcanza los 15 µm y pueden escanear profundidades de hasta 2.3 mm [19].

A los efectos de equiparar nuestro sistema con la OCT considerada como el *gold standard*, deben satisfacerse las siguientes condiciones:

- Cubrir al menos un FOV de 6 mm x 6 mm, correspondiente al área macular;
- Alcanzar una resolución transversal de 15 µm, lo que significa una imagen de  $6000 \mu\text{m} / 15 \mu\text{m} = 400 \times 400$  pixeles;
- Crear el conjunto o pila de todas las fotografías con foco en las diferentes profundidades de la escena, denominado *focal stack* (FS), donde el paso de una imagen a la siguiente no supere los 5 µm.

#### 4 Desarrollo y resultados preliminares

En virtud de lo expuesto en la metodología, se puede observar que son muchas variables a tener en cuenta para obtener un buen resultado, de acuerdo a los objetivos marcados.

Los primeros pasos que se han planteado para el desarrollo es poder brindarle al médico mayor grado de libertad en su trabajo. En la actualidad el médico tiene que

realizar muchas tareas para logra una imagen diagnóstica en la lámpara de hendidura, estas tareas hacen que tenga su atención en los oculares mientras que con una mano sostiene la lente de visualización de polo posterior (90D, que no forma parte de dicha lámpara) y con la otra el control fino de enfoque. Obviamente que se hace imposible disparar una cámara fotográfica en dichas condiciones.

Por ello la primera intervención que se ha realizado sobre la misma es la fijación de la lente de 90D con un soporte articulado, de manera de liberar una de sus manos. Por otra parte se ha tenido en cuenta la posibilidad de manejar la cámara fotográfica con un control a distancia, dando mayor libertad para un mejor enfoque.

En cuanto a la obtención de la imagen se presentan tres objetivos bien definidos, el primero es sin dudas la elección de la cámara digital, el segundo la fijación o montaje de la cámara en el ocular de la lámpara y el tercero es la obtención de imágenes convencionales 2D.

Para la elección de la cámara se deben tener en cuenta características fundamentales, como lo son, poseer lentes intercambiables, libertad para la elección de parámetros fotográficos, posibilidad de grabar imágenes crudas (RAW), resolución digital no menor a 4 Megapíxeles (recomendado por la Asociación Internacional de Oftalmología), posibilidad de altos ISO para tomas con poca luz y bajo ruido.

Definida la cámara convencional, se procede a acoplar la misma al biomicroscopio. Se utiliza un acople denominado “Anillo T” que adapta la montura EF a rosca denominada “T2” y permite reemplazar la lente de la cámara por un lado, y se extiende en forma de tubo por el otro extremo, figura 7. Dicho dispositivo puede utilizarse con el ocular en su posición habitual, o reemplazarlo. Asimismo, es importante que el tubo pueda desplazarse longitudinalmente para encontrar el punto donde se forma la imagen virtual del fondo de ojo en el ocular del biomicroscopio.



Fig. 7. Adaptación de la cámara de fotografía al ocular del biomicroscopio

La captura de imagen es el resultado de la combinación de los datos de aumentos del biomicroscopio, ancho de la hendidura de luz, enfoques del sistema adaptador-ocular, ubicación y fijación de lupa. Los parámetros de la cámara (apertura, ISO,

tiempo de obturación) completan este dataset. Deben hacerse tomas en diferentes condiciones para definir los parámetros que proveen la mejor imagen. Como se ha comentado, la luz de la lámpara de hendidura para la biomicroscopía del fondo ocular es constante y de media-baja intensidad, lo que sumado a las características geométricas del globo ocular, genera una reflexión de bajo brillo y contraste. El objetivo de esta etapa de captura con cámara convencional permite conocer los atributos de las imágenes de biomicroscopía de fondo ocular, para decidir si es necesario algún preprocesamiento con la metodología propuesta en [21], [22].

#### 4.1 Conversión de la cámara convencional a plenóptica

Las lenticulas son el dispositivo óptico que diferencia una cámara convencional de una plenóptica. Esta matriz de microlentes, ver figura 8, permite la obtención de subimágenes para su posterior codificación y procesamiento.

Una posibilidad es ubicar las lenticulas entre el CCD y el teleobjetivo de la cámara [11], lo que requiere la intervención de la cámara y un trabajo de alta precisión mecánica para colocar las microlentes a su distancia focal del sensor (previo cálculo de su formato geométrico, pitch, material, apertura numérica, etc.). En virtud de lo desarrollado por [12] en el microscopio de campos de luz y la similitud con el biomicroscopio de la lámpara de hendidura, se ha decidido trabajar con una ubicación externa de las microlentes respecto de la cámara digital. Una vez seleccionada la matriz de microlentes, se debe calcular la distancia óptica ideal para la ubicación de las lenticulas externas a la cámara digital y dentro del camino óptico de la lámpara. El anclaje de las lenticulas debe lograrse dentro del tubo T de acople, donde se forma la imagen virtual del fondo ocular. La cámara debe ajustarse de manera que obtenga una fotografía de la matriz de microlentes, que muestrea la imagen del fondo en subimágenes que capturan diferentes perspectivas.

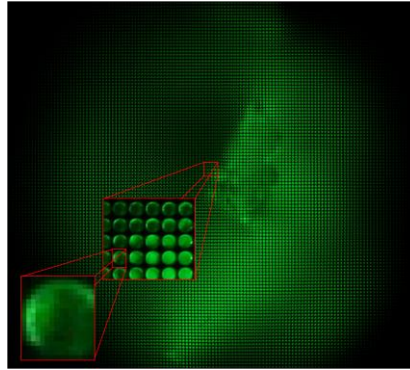


**Fig. 8.** Arreglo de microlentes, distintas vistas. Fuente:[11]

#### 4.2 Decodificación de los campos de luz

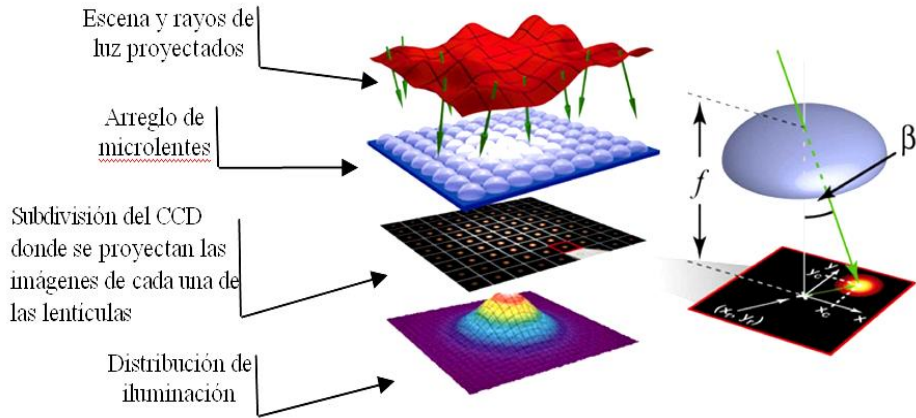
Una imagen cruda de campo de luz se ve como la mostrada en la figura 9, generada por Levoy et al [14]. Se observan las lenticulas muestreadas por determinada cantidad

de píxeles debajo de ellas. Esta cantidad está directamente relacionada con la resolución angular (la posibilidad de observar la escena desde diferentes ángulos).



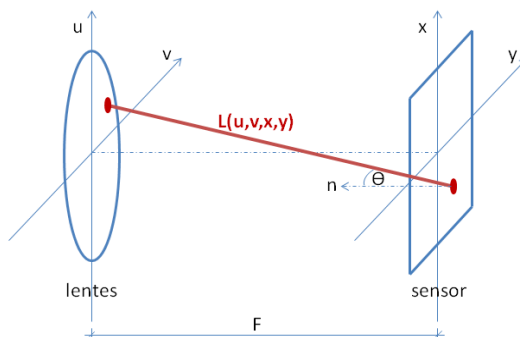
**Fig. 9.** Captura de imagen de campo de luz mediante arreglo de microlentes con forma circular

Asimismo, el número de lenticulas en la matriz define la resolución espacial (cada una de las imágenes finales procesada tendrá un tamaño en píxeles igual a la cantidad de microlentes), figura 10.



**Fig. 10.** Formación del campo de luz. Cada rayo que atraviesa la lenticula con ángulo  $\beta$  impacta en un elemento del CCD en coordenadas  $x_c, y_c$  dependiendo de la distancia focal  $f$  de las lenticulas. Fuente: <http://www.mvkonnik.info/2011/03/little-note-on-shack-hartmann-wavefront.html>

La parametrización de dos planos paralelos (2PP) propuesta por Levoy y Hanrahan [9] reduce la dimensionalidad de la función plenóptica de 7D a 4D, describiendo a los rayos en términos de posición y dirección, figura 11.



**Fig. 11.**  $L(u,v,x,y)$ =luz viajando desde  $(u,v)$  en las lentes hacia  $(x,y)$  en el sensor.  $L$  es una función 4D.  $n$ =normal al plano  $(x,y)$ .

Las coordenadas  $(u,v)$  se asocian a la posición de cada microlente en la matriz, mientras que las  $(x,y)$  describen la posición de los píxeles del sensor impactado por el rayo que atraviesa la lenticula. Una característica importante es la relación de compromiso que hay entre el número de microlentes y la cantidad de píxeles asociada a cada una de ellas. Por ejemplo, para un sensor de 9 Megapíxeles y una matriz de  $300 \times 300$  microlentes, corresponden  $10 \times 10$  píxeles por microlente. Esta configuración proveerá 100 imágenes de diferente perspectiva (resolución angular) de un tamaño de  $300 \times 300$  píxeles cada una (resolución espacial). Si se modifica la cantidad de elementos del sensor por cada microlente, aumenta o disminuye una de las resoluciones a expensas de la otra.

Una forma de codificar el campo de luz es construyendo una matriz 5D del tipo  $LF=(u,v,s,t,ch)$  donde “ch” representa el canal de color y “u,v,s,t” las coordenadas de la lente y el sensor respectivamente. La obtención de las imágenes en diferente perspectiva es sencilla: se selecciona la misma posición  $(x,y)$  para cada una de las lenticulas  $(u,v)$ .

La obtención de las imágenes enfocadas en diferentes profundidades es más compleja. En base a la parametrización 2PP, se deduce geoméricamente la irradiancia sobre los elementos del sensor, cuando las escenas de interés no hacen foco en el plano del sensor, es decir, cuando la distancia  $F$  (focal) cambia a otra  $F'$ . Este operador que Ng [22] ha denominado Operador de Imágenes Fotográficas transforma un campo de luz parametrizado 2PP separados una distancia  $F$  (en foco), en una fotografía formada en el sensor a una distancia  $F'=\alpha F$ . La obtención de dicha fotografía puede resolverse evaluando el Operador, que devuelve cada una de las imágenes en foco para conformar el FS. Una manera de evaluación del Operador es mediante técnicas de integración numérica con reglas de cuadratura. Pero si se hace un análisis más profundo del mismo, se observa que la refocalización puede resolverse como la suma (integración) de imágenes de perspectiva desplazadas un valor dependiente de  $\alpha$ . Este proceso de integración de funciones desplazadas es consistente con la convolución, por lo que Dansereau [23] propone convolucionar el campo de luz con una respuesta al impulso del tipo hiperbólico (hyperfan).

En general, la convolución de millones de muestras es computacionalmente más compleja que el filtrado multiplicativo en el dominio de Fourier, salvo para implementaciones en arquitecturas paralelas, donde la naturaleza altamente paralela de las implementaciones en el dominio espacial puede tomar ventaja. Entonces surge como alternativa para la implementación del FS la evaluación de operaciones de filtrado en el hiperespacio transformado 4D de Fourier del campo de luz. Si se analizan los diagramas de rayos según la parametrización 2PP [8,9] para imágenes enfocadas en diferentes profundidades, se observan configuraciones de proyecciones paralelas a diferentes ángulos, consistentes con las distancias de foco. Intuitivamente, surge la semejanza con el “Teorema del Corte de Fourier” (también conocido como “Teorema de la Proyección”) que establece que la transformada unidimensional de Fourier de la proyección de una imagen  $f(x,y)$  obtenida a partir de rayos paralelos entre sí y formando un ángulo  $\theta$  con el eje  $x$ , es el corte o muestreo de la transformada bidimensional de Fourier de la imagen  $F(u,v)$  a lo largo de una línea que forma un ángulo  $\theta$  con el eje  $u$ . Ng [22] propone en su tesis que los valores de la Transformada de Fourier de una fotografía enfocada a una determinada profundidad, pertenecen a un plano 2D en el hiperespacio de Fourier 4D del campo de luz. Entonces se recupera una imagen haciendo la transformada inversa de Fourier de un “corte” o rebanada 2D del hiperespacio 4D de Fourier del campo de luz de la escena. Dada la aparición de algunos artefactos, Ng propone una alternativa a la interpolación cuadrilineal que es la utilización de un filtro de Kaiser-Bessel. Por su parte, Dansereau [23] alcanza los mejores resultados con el filtro hyperfan, incluso logrando poner en foco un volumen de la escena (foco volumétrico) combinando dos hyperfan para lograr el efecto pasabanda.

## 5 Conclusiones y Discusión

El estudio de los campos de luz permite concluir que las imágenes plenópticas poseen mayor información que las imágenes 2D de retinografía color con las que este grupo de investigación ha estado trabajando en proyectos anteriores. La pila de imágenes 2D con diferentes enfoques y el conjunto de imágenes de diferentes puntos de vistas del mismo escenario, constituyen el insumo necesario para la reconstrucción de la topografía del fondo ocular. Este aumento de información podría mejorar los resultados obtenidos anteriormente o llevar a abordajes diferentes en pos de mejor calidad de las imágenes. De hecho esta pila permite el trabajo con operaciones estadísticas entre imágenes.

En relación con la metodología de adquisición de los campos de luz, se presentan dos plataformas de hardware diferentes: una cámara plenóptica comercial y una cámara fotográfica estándar con la óptica y arreglo lenticular asociado, necesario para obtener las imágenes de interés. Cada opción presenta ventajas y desafíos: la plenóptica comercial permitiría la captura de imágenes de campo de luz directamente, sin intervención en la óptica de la cámara excepto por el acople a la lámpara que se debe desarrollar; mientras que para el caso de la utilización de una cámara estándar,

además del ajuste de acople antedicho, se requiere el cálculo y diseño óptico con la matriz de lenticulas y lentes accesorias. Dados los antecedentes del microscopio de Levoy [14] y considerando que las escalas de las estructuras de interés del presente proyecto son similares, una conclusión de la primer etapa del presente proyecto es la decisión de ubicar las lenticulas de manera externa a la cámara digital por dos razones: al no intervenir en la cámara, queda abierta la posibilidad de obtener fotografías convencionales; y dado que se requiere la utilización de un acople para la cámara, dicho acople puede ser el soporte para la ubicación de las microlentes.

Luego de un exhaustivo análisis de cámaras réflex que se ofrece en el mercado, la cámara que mejor cumple con las condiciones requeridas fue la marca Canon modelo T3i DSLR, sensor APS-C de 22.3 x 14.9mm, resolución máxima: 5184 x 3456, ISO 100 - 6400 (12800 modo expandido), 9 Puntos de autoenfoco, AF tipo TTL-CT-SIR AF con un sensor CMOS, medición de exposición TTL a plena apertura con sensor de medición de 63 zonas, lentes montura EF y EF-S zoom de 18–55 mm f/3.5–5.6, entre las características más relevantes. Esta cámara cumple además con buena relación costo beneficio, lo cual también fue una premisa importante del proyecto.

Una forma de validación de la imagen plenóptica obtenida mediante la adecuación de la cámara réflex mencionada, es realizarlo conjuntamente con un hardware validado. Por ello se prevé la adquisición de una cámara comercial plenóptica Lytro F01 [24]. Este modelo de Lytro fue el primero comercial de este tipo de dispositivos, es mucho más económico que los de Raytrix y brinda una resolución de 330X330 pixeles. Dicha resolución parece poca pero si la región de interés tiene un diámetro aproximado de 6 mm, es posible resolver un tamaño de 18 micrones en la escena. Esta dimensión permite observar la mácula con buen nivel de detalle, obsérvese que la foveola podría muestrearse con 20 pixeles. El acople de la F01 al biomicroscopio requerirá también un dispositivo y la calibración de las variables para obtener el campo de luz del fondo ocular. Esta cámara es provista con el software que decodifica y permite la visualización multifoco y multiperspectiva. Debe tenerse en cuenta que estas cámaras comerciales presentan la imagen como un solo archivo propietario empaquetando la pila de imágenes de campos de luz. Para el tratamiento de este paquete de información debe desarrollarse un software asociado que permita obtener los datos originales mencionados. Lytro posee un formato de imagen propietario “.lfp” (Light field picture file) y están disponibles herramientas software con las que se podría extraer información del raw data.

En cuanto a la reconstrucción de imágenes, hasta el momento se ha implementado el corte del hiperespacio transformado 4D mediante interpolación cúbica, seleccionando el plano a partir de dos ángulos ( $\theta_1$ ,  $\theta_2$ ) que determinan la posición del plano. Esta es la opción más sencilla, mientras se está trabajando en la implementación de otras estrategias.

Como trabajo futuro, es necesario evaluar la relación entre la calidad de las imágenes de campos de luz y el costo del equipamiento necesario para lograr este objetivo. En ambas alternativas deberá compararse el poder diagnóstico que presentan los resultados obtenidos. En el caso comercial este poder es totalmente dependiente de su fabricación, no pudiendo intervenir internamente para una mejora de calidad. El

caso opuesto es el desarrollo del sistema plenóptico dentro del proyecto (cámara convencional, arreglo de lenticulas y óptica asociada), donde los cálculos previos apuntan a una mejor calidad diagnóstica. Sin embargo las cámaras plenópticas comerciales presentan un menor costo que el desarrollo del sistema planteado. Por este motivo existe un compromiso entre el poder diagnóstico de ambas alternativas y costo de equipamiento que es necesario evaluar. Con el proyecto se buscará validar el grado de poder diagnóstico que tienen las cámaras comerciales, teniendo en cuenta el menor costo que generarían, comparando sus resultados con los obtenidos con el sistema plenóptico desarrollado en el proyecto.

Las imágenes del fondo ocular como campos de luz requieren un posproceso a los efectos de los objetivos planteados. Es necesario acceder al dato crudo (rawdata) provisto por la cámara, con el que se desarrollarán los algoritmos necesarios para la obtención de enfoque dinámico, representación en perspectivas y aplicaciones 3D.

## Referencias

1. Sudheer Tumu, Viswanath Avasarala, "Monocular-cues Based 3D reconstruction: a comparative review", ch 08, pag. 181 -196, 3-D Surface Geometry and Reconstruction: Developing concepts and application, DOI 10.4018/978-1-4666-0113-0.ch008.
2. Adelson E. H. y Wang J. Y. A., "Single lens stereo with a Plenoptic Camera", IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, vol 14, N°2, Feb. 1992.
3. G. Lippmann, "Epreuves reversibles donnant la sensation du relief." Journal of Physics N° 7, pp.821-825, 1908.
4. G. Lippmann, "Integral Photography a New Discovery by Professor Lipmann", Scientific American, August 19 191, pag. 164.
5. Sokolov A P, "Autostereoscopy and Integral Photography by Professor Lippmanns Method", Moscow: Moscow State Univ. Press, 1911, MGU.
6. Ives, H. E., Optical Properties of a Lippmann Lenticulated Sheet, J. Opt. Soc. Amer. 21,171-176 (March 1931)
7. David E. Roberts, Trebor Smith, The History of Integral Print Methods. An excerpt from: "Lens Array Print Techniques".  
[ftp://ftp.umiacs.umd.edu/pub/aagrawal/HistoryOfIntegralImaging/Integral\\_History.pdf](ftp://ftp.umiacs.umd.edu/pub/aagrawal/HistoryOfIntegralImaging/Integral_History.pdf)
8. E. H. Adelson and J. R. Bergen, "The plenoptic function and the elements of early vision," Computational models of visual processing, vol. 91, no. 1, pp. 3–20, 1991.
9. M. Levoy and P. Hanrahan, "Light field rendering," in SIGGRAPH. ACM, 1996, pp. 31–42.
10. Gershun, A. 1939. The light field. Moscow, 1936. Journal of Mathematics and Physics XVIII, 51–151. Translated by P. Moon and G. Timoshenko.
11. Ren Ng, Marc Levoy, Mathieu Bredif, Gene Duval, Mark Horowitz, Pat Hanrahan, Light Field Photography with a Hand-held Plenoptic Camera, Stanford Tech Report CTSR 2005-02, <http://graphics.stanford.edu/papers/lfcamera/lfcamera-150dpi.pdf>
12. CAFADIS Groups, Universidad de La Laguna, España, Web page: <http://www.cafadis.ull.es/>
13. Todor Georgiev and Andrew Lumsdaine, Superresolution with Plenoptic Camera 2.0, Adobe Technical Report, april 2009. <http://www.tgeorgiev.net/>
14. Marc Levoy, Ren Ng, Andrew Adams, Matthew Footer, Mark Horowitz1, Light Field Microscopy, ACM Transactions on Graphics 25(3), Proc. SIGGRAPH 2006.
15. <http://www.who.int/features/factfiles/diabetes/facts/es/>



16. J. Cunha-Vaz. Diabetic Macular Edema. Eusopean Journal of Ophtalmology. Vol. 8 n. 3, 1998. Pp. 127-130.
17. Maalej A, Cheima W, Asma K, Riadh R, Salem G (2012) Optical Coherence Tomography for Diabetic Macular Edema: Early Diagnosis, Classification and Quantitative Assessment. J Clinic Experiment Ophthalmol S2:004. doi:10.4172/2155-9570.S2-004.
18. Lima-Gómez V. Distribución topográfica del edema macular diabético por tomografía de coherencia óptica, Rev Mex Oftalmol; Noviembre-Diciembre 2007; 81(6):321-325
19. <http://optovue.com/products/ivue/>
20. V. Braem; M. Marcos; G. Bizai; B. Drozdowicz; A. Salvatelli. Algorithms evaluation for fundus images enhancement. Estados Unidos. Philadelphia, PA 19106 USA. 2011. Revista. Artículo Completo. Congreso. 17th Argentine Bioengineering Congress and the 6th Conference of Clinical Engineering SABI 2011. Universidad Nacional de Mar del Plata.
21. A Salvatelli, G Bizai, G Barbosa, B Drozdowicz and C Delrieux, A comparative analysis of pre-processing techniques in color retinal images, Journal of Physics: Conference Series 90 (2007) 012069. IOP Publishing. doi:10.1088/1742-6596/90/1/012069.
22. Ng R. "Digital light field photography," Ph.D. dissertation, Stanford University, 2006.
23. Dansereau D. G. "Plenoptic Signal Processing for Robust Vision in Field Robotics", Ph.D. dissertation, University of Sydney, 2014.
24. <https://www.lytro.com/>