

## Obtención y optimización de imágenes de fondo de ojo mediante tomografía de coherencia óptica

Obtaining and optimizing eye fundus images using optical coherence tomography

Enmanuel Veitia González <sup>1</sup>  
Omar Mar Cornelio <sup>2</sup>

[0009-0002-0654-7616](tel:0009-0002-0654-7616)  
[0000-0002-0689-6341](tel:0000-0002-0689-6341)

<sup>1</sup> Dirección de Tecnología Educativa. Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas. Santa Clara. Villa Clara, Cuba.

<sup>2</sup> Centro de Estudio de Matemática Computacional, Universidad de las Ciencias Informáticas, La Habana, Cuba.

\*Autor para la correspondencia: [omarmar@uci.cu](mailto:omarmar@uci.cu)

### RESUMEN

**Introducción:** El proceso de obtención y optimización de las imágenes de fondo de ojo de retina representa una acción que se puede obtener mediante tomografía de coherencia óptica.

**Objetivo:** caracterizar el principio de obtención y optimización de las imágenes de fondo de ojo de retina.

**Materiales y métodos:** la imagen se obtiene a partir de los principios que rigen el comportamiento de la luz, la física, la matemática, la electrónica, la biología y la computación.

**Resultados:** se analizan las técnicas principales utilizadas y los sistemas de equipos. La tomografía enfrenta retos y desafíos desde el punto de vista computacional, médico y ético. La tomografía obtiene imágenes de fondo de ojo de retina que permiten la detección temprana de enfermedades oculares y un biomarcador del estado de salud de los pacientes con enfermedades como la diabetes, hipertensión y accidente cardiovascular.

**Conclusiones:** la tomografía de coherencia óptica representa un método muy eficaz para la obtención de imágenes de fondo de ojo y retina, siendo de gran importancia en los estudios actuales del campo de la oftalmología. No solo en esta rama de la medicina, sino también en el estudio de otras patologías o aplicaciones de interés industrial.

**Palabras clave:** optimización; coherencia; imágenes; infrarrojos; tomografía; rayos; retina; biomarcador.



## ABSTRACT

**Introduction:** The process of obtaining and optimizing retinal fundus images represents an action that can be obtained using optical coherence tomography.

**Objective:** to characterize the principle of obtaining and optimizing retinal fundus images.

**Materials and methods:** The image is obtained from the principles that govern the behavior of light, physics, mathematics, electronics, biology and computing.

**Results:** The main techniques used and equipment systems are analyzed. Tomography faces challenges from a computational, medical and ethical point of view. Tomography obtains retinal fundus images that allow early detection of eye diseases and a biomarker of the health status of patients with diseases such as diabetes, hypertension and cardiovascular accident.

**Conclusions:** Tomography represents a very effective method for obtaining images of the fundus of the eye and retina, which is not only of great importance in current studies in the field of ophthalmology as a branch of medicine but also in the study of other pathologies or applications of industrial interest.

**Keywords:** optimization; coherence; images; infrared; tomography; rays; retina; biomarker.

**Recibido:** 13/03/2024

**Aprobado:** 02/05/2024

## Introducción

Los primeros registros en la historia de la tomografía computarizada datan del pasado siglo XX. Gracias en gran parte al científico inglés Sir Godfrey Hounsfield, se posee la capacidad de poder ver en mejor forma, con más precisión y menor invasión el interior del cuerpo humano.<sup>(1)</sup> En la actualidad la obtención de imágenes a través de su uso, es de vital importancia en el diagnóstico y detección temprana de diferentes patologías y en la localización del tejido dañado. La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT), surge en los años 1990, con los trabajos en Interferometría como antecesor. El concepto fue desarrollado en el siglo XIX por un físico de origen judío, Albert Michelson, quien realizó sus experimentos en el laboratorio de Hermann Von Helmholtz, el inventor del oftalmoscopio.

El sistema clásico e inicial de la tomografía de coherencia óptica, se establecía mediante la emisión luminosa de un diodo superluminiscente, cuya luz, se dividía en dos haces de luz coherentes, esto es que todos sus puntos luminosos estuvieran en el mismo sitio de la onda al mismo tiempo. Uno de los haces se enviaba a la muestra o tejido a estudiar, y el otro haz se dirigía a un espejo de referencia. Luego esas dos señales luminosas eran recogidas por un receptor, y luego un ordenador analizaba las diferencias entre ambos haces de luz.<sup>(2)</sup>



La OCT, permite al oftalmólogo ver cada una de las diferentes capas que forman la retina, hacer un diagrama y medir su grosor. El oftalmólogo prepara al paciente, le aplica o no gotas dilatadoras en los ojos. Estas gotas dilatan la pupila y facilitan el examen de la retina. Se sienta al paciente frente a la máquina de OCT y se apoya su cabeza en un soporte para mantenerla inmóvil. Luego, el equipo escaneará el ojo sin tocarlo. El examen dura alrededor de 5 a 10 minutos. Si los ojos están dilatados, posiblemente estén más sensibles a la luz durante varias horas después del examen. <sup>(3)</sup>

En el área del estudio del polo posterior del ojo (mácula, retina y vítreo), la OCT ha demostrado ser eficaz para producir una biopsia in vivo, al obtener imágenes con una discriminación de 10 micras, con el Stratus OCT 3 y hasta 3 micras con el OCT HD. En la actualidad se obtiene una resolución cercana a la micrometría. <sup>(4)</sup> Es de gran utilidad para la detección precoz de patologías maculares como la diabetes ocular o la degeneración macular asociada a la edad. <sup>(5)</sup>

La generación de dispositivos StratusOCT (Carl Zeiss Meditec, Dublín, CA), comprende dispositivos de dominio del tiempo, disponibles comercialmente, capaces de adquirir datos de reflectividad OCT a una velocidad de 400 exploraciones axiales por segundo. La generación posterior de dispositivos Cirrus HD-OCT (Carl Zeiss Meditec, Dublín, CA) constituyen sistemas de tomografía de coherencia óptica de dominio espectral que permiten una adquisición de datos más rápida y un rendimiento de hasta 27.000 escaneos axiales por segundo. <sup>(6)</sup> La mayor velocidad de escaneo axial da como resultado una adquisición de datos aproximadamente 50 veces más rápida en la práctica. <sup>(7)</sup>

El objetivo de la investigación es caracterizar el principio de obtención y optimización de las imágenes de fondo de ojo de retina. En los resultados se describe de manera general las generaciones de dispositivos OCT, las características que presentan los dispositivos más populares y se discuten los resultados. Al final, se llega a las conclusiones sobre la investigación realizada.

## Método

Se desarrolla primeramente una simple descripción unidimensional de la función de transferencia del sistema OCT en el dominio complejo. Se supone que el tejido está formado por una gran cantidad de puntos dispersos, la variable principal que afecta la reflectividad del tejido es la densidad de dispersores. Similar al ultrasonido, se procesa la imagen OCT como una colección de "líneas A" formadas por la convolución de la secuencia dispersa y la Función de Dispersión de Puntos (PSF) del Sistema OCT. Por simplicidad, el análisis se limita a la dimensión axial, en la que el PSF es determinado por la función de coherencia temporal de la fuente. <sup>(8)</sup>

La señal de línea A de OCT  $y(x)$  resulta de la convolución de PSF  $h(x)$  con la secuencia de dispersión  $s(x)$ ,

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



donde  $x$  representa la distancia a lo largo de la dimensión axial. La PSF  $h(x)$  de la fuente de luz con centro de longitud de onda  $\lambda$  se puede especificar como el producto de una función envolvente, representada por una secuencia  $g(x)$ , y una senoide compleja con un período igual a  $\lambda$ ,

$$h(x) = g(x)e^{j2\pi x/\lambda}. \quad (2)$$

Para un sistema OCT que emplea un Diodo Emisor de Luz (LED) como fuente de luz,  $g(x)$  se puede aproximar por una función Gaussiana  $e^{-4(x/l_c)^2}$  donde  $l_c$  denota la longitud de coherencia temporal de la fuente. En este caso, la longitud de coherencia de la fuente está relacionada con la longitud de onda máxima de emisión  $\lambda_s$  y ancho completo a la mitad del ancho de banda máximo (FWHM)  $\Delta\lambda_s$  como:

$$l_c = \frac{2(\ln 2)\lambda_s^2}{\pi\Delta\lambda_s}. \quad (3)$$

Cuanto más amplio sea el ancho de banda de la fuente, más estrecho el PSF. Escaneando la diferencia entre las trayectorias ópticas en los brazos de referencia y de muestra del interferómetro, se genera una señal de línea A, representada combinando las Ecuaciones (1) y (2).

$$y(x) = [g(x)e^{j2\pi x/\lambda}] \otimes s(x). \quad (4)$$

Muestreando la línea A  $y(x)$  mostrada por la ecuación (4) en  $R$  veces por longitud de onda.

$$y(n) = [g(n)e^{j2\pi n/R}] \otimes s(n) \quad (5)$$

$$= \{g(n) \otimes [s(n)e^{-j2\pi n/R}]\} e^{j2\pi n/R}, \quad (6)$$

Donde  $n$  es la posición en la secuencia de muestreo. Para evitar el aliasing,  $R$  tiene que ser mayor que 2 y, por conveniencia, se establece  $R$  igual a un número entero par también. De la definición de la Transformada Z de una señal arbitraria de valor complejo  $a(n)$ ,

$$Z\{a(n)\} = A(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} a(n)z^{-n}. \quad (7)$$

La ecuación (6) se puede escribir en el dominio  $z$  como

$$Y(z) = G(ze^{-j2\pi/R})S(z). \quad (8)$$

Suponiendo que  $s(n)$  representa dos puntos de dispersión de amplitudes  $\alpha$  y  $\beta$  que están separadas por múltiplos enteros de  $R$ ,



$$s(n) = \begin{cases} \alpha, & n=0 \\ \beta, & n=N_c R \\ 0, & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (9)$$

donde  $N_c R$  también es un número entero. Para cualquier número entero  $N_c$ , la señal de la línea A, según la ecuación (6), viene dada por:

$$y_c(n) = [\alpha g(n) + \beta g(n - N_c R)] e^{j2\pi n/R}. \quad (10)$$

En este caso, se produce una interferencia constructiva, y los términos  $\alpha g(n)$  y  $\beta g(n - N_c R)$  se suman. Por otro lado, si se aumenta o se reduce la distancia entre los dos puntos por  $R/2$ , de modo que:

$$s(n) = \begin{cases} \alpha, & n=0 \\ \beta, & n=(N_d \pm \frac{1}{2})R \\ 0, & \text{otherwise,} \end{cases} \quad (11)$$

Donde  $(N_d \pm 1/2)R$  toma un valor entero, la señal resultante se convierte en:

$$y_d(n) = \{\alpha g(n) - \beta g[n - (N_d \pm \frac{1}{2})R]\} e^{j2\pi n/R}. \quad (12)$$

Para  $0 \leq n \leq (N_d \pm 1/2)R$ , los términos  $\alpha g(n)$  y  $\beta g[n - (N_d \pm 1/2)R]$  se restan, en lugar de sumar, como en el caso anterior y la amplitud de la señal de retrodispersión disminuye a un valor muy pequeño. Por lo tanto, los dos puntos parecen ocultarse entre sí como resultado de interferencia destructiva. En un medio aleatorio como el tejido biológico, es muy poco probable que todos los dispersores que se encuentran a lo largo de una línea A dada, estuvieran espaciados exactamente por algún múltiplo de la longitud de onda central de la fuente para que sus señales de retrodispersión se sumen constructivamente. En general, las señales de retrodispersión interferirían constructivamente en algunos lugares de la línea y mostrarían la distribución de los dispersores correctamente, mientras que en otros lugares interferirían destructivamente y causarían una severa distorsión sobre la señal.

Después de la demodulación a la banda base (es decir, eliminación de la portadora en la frecuencia Doppler máxima establecida por la velocidad de escaneo), la ecuaciones (10) y (12) se convierten en:

$$y_c^{\text{demod}}(n) = \alpha g(n) + \beta g(n - N_c R), \quad (13) \text{ y}$$

$$y_d^{\text{demod}}(n) = \alpha g(n) - \beta g[n - (N_d \pm \frac{1}{2})R]. \quad (14)$$

Considerando el comportamiento de las fases de estas dos señales, si las señales se tratan como una secuencia de números complejos la fase instantánea de la secuencia corresponde al



ángulo entre las abscisas y una línea trazada desde el origen hasta la ubicación de cada número trazado en el plano complejo.

El ángulo de fase está limitado entre  $[-\pi, \pi)$ . El cambio de ángulo de fase en un punto dado de la secuencia se puede obtener diferenciando la curva continua formada a partir de la secuencia de etapas desenvueltas. De la ecuación (13), vemos que dado que  $\alpha$  y  $\beta$  son números reales positivos y la envolvente de PSF  $g(n)$  es siempre una función real positiva,  $y_c^{\text{demod}}(n)$  tiene una constante de fase igual a 0, es decir, no hay cambio de fase a lo largo de la línea A. En cambio, con las mismas limitaciones en  $\alpha$ ,  $\beta$  y  $g(n)$  como antes, más la condición adicional de que  $\alpha$  y  $\beta$  tengan magnitudes comparables,  $y_c^{\text{demod}}(n)$  disminuye de positivo a negativo cuando  $n$  cambia de 0 a  $(N_d \pm 1/2)R$ .

Cuando la señal demodulada sufre interferencias destructivas, la fase el ángulo cambia abruptamente de 0 a  $-\pi$  en donde  $y_c^{\text{demod}}(n)$  cruza por cero.<sup>(8)</sup>

### Proceso de obtención de la imagen en OCT

La OCT a menudo se compara con la ecografía médica debido a que sus principios de funcionamiento son similares. Ambas técnicas de imágenes médicas dirigen ondas al tejido que se examina, donde las ondas hacen eco en la estructura del tejido.

La idea de la interferometría de baja coherencia es el principio subyacente de todas las implementaciones de OCT. La coherencia temporal es una propiedad de una fuente de luz y caracteriza la continuidad temporal de un tren de ondas enviado por la fuente y medido en un punto determinado del espacio. Los trenes de ondas que emergen de una fuente de luz de baja coherencia temporal mantienen una relación de fase fija sólo durante un intervalo de tiempo muy limitado correspondiente a un rango de viaje confinado, la longitud de coherencia o puerta de coherencia. Una fuente de luz con un amplio ancho de banda espectral se compone de una gama de longitudes de onda. Una fuente de banda ancha de este tipo tiene una coherencia baja, mientras que la luz láser monocromática tiene una línea espectral estrecha y presenta una longitud de coherencia de al menos varios metros.

El esquema mostrado en la figura 1, constituye una simple representación de OCT; mientras que, el diagrama mostrado en la figura 2, constituye el diagrama esquemático de un sistema de escáner OCT más complejo, en el dominio de la frecuencia. Dentro de la configuración de su hardware ha sido añadida la medición precisa tanto de la fase, como de la amplitud de la señal OCT. La parte de arriba de la línea discontinua muestra un interferómetro al aire libre de Michelson. Las dos fuentes LED tienen longitudes de onda centrales de 1260 y 1320 nm, con anchos de banda FWHM igual a aproximadamente 40 nm.



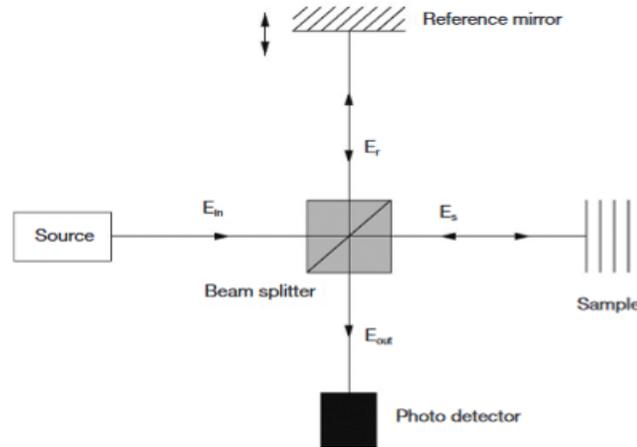


Fig. 1- Esquema simple de OCT. (9)

La luz emitida por las dos fuentes se acopla en la misma fibra monomodo para producir una fuente combinada, con una longitud de coherencia de unos 10 mm. Cuatro detectores se utilizan en el sistema, cada uno de los cuales recibe luz desde un ángulo diferente del volumen de la muestra. Esta configuración del detector permite ángulos compuestos para la supresión del moteado (ruido moteado).

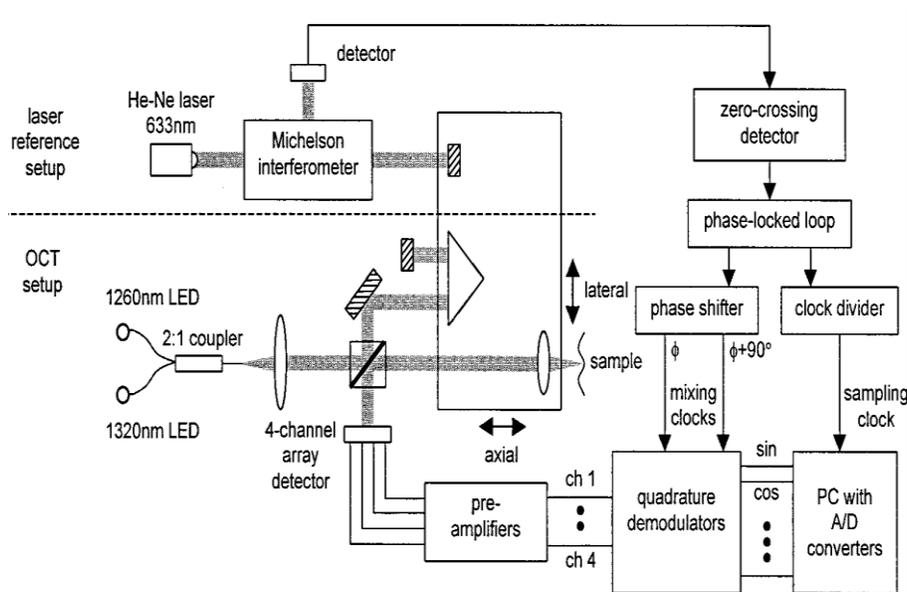


Fig. 2- Esquema del escáner OCT. La parte debajo de la línea discontinua muestra un sistema OCT al aire libre con demodulación de señal compleja y adquisición. La parte superior es una configuración de referencia láser para rastrear el movimiento no lineal de la etapa oscilante (bloque central). (8)



Las señales de interferencia de los cuatro detectores se modulan en la frecuencia Doppler establecida por la velocidad de escaneo axial. Obtenemos la fase y magnitud de la señal OCT retrodispersada por demodulación en cuadratura de las señales preamplificador utilizando circuitos analógicos. Demodular las señales OCT antes del procesamiento reducen la tasa de muestreo requerida sin degradar la información contenida de las señales. Los algoritmos del dominio complejo investigados en este estudio funcionan igualmente bien cuando se aplica a la portadora modulada o demodulada en señales OCT.

En la primera implementación de OCT, primera generación de OCT, la longitud de referencia se moduló para cada escaneo de profundidad y el registro de la intensidad de la luz combinada en el sensor proporcionó el perfil de reflectancia de la muestra. Esta variante se denomina OCT en el dominio del tiempo (TD-OCT) y la configuración principal se muestra en la figura 3.

Como se muestra, la luz de una fuente de baja coherencia se guía hasta el interferómetro, que en este ejemplo es una implementación basada también en fibra. En un sistema que utiliza óptica masiva, el acoplador de fibra se reemplaza por un divisor de haz. El haz de entrada se divide en el haz de muestra y en el haz de referencia que viaja hacia un espejo en una etapa de traslación. La luz reflejada desde cada brazo se combina y sólo interfiere si las longitudes de los caminos ópticos coinciden y, por lo tanto, el tiempo recorrido por la luz es casi igual en ambos brazos.<sup>(8)</sup> El fotodiodo detecta las modulaciones de intensidad, también llamadas ráfagas de franjas de interferencia. La cantidad de retrorreflexión o retrodispersión de la muestra se deriva directamente de la envolvente de esta señal (ver Figura 3, fila inferior). Para cada punto de muestra, el espejo de referencia se escanea en dirección de profundidad (z) y la intensidad de la luz se registra en el fotodetector.

De este modo se genera un perfil de profundidad completo de la reflectividad de la muestra en la posición del haz, que, de forma análoga a la obtención de imágenes por ultrasonido, se denomina A-scan (escaneo de amplitud).



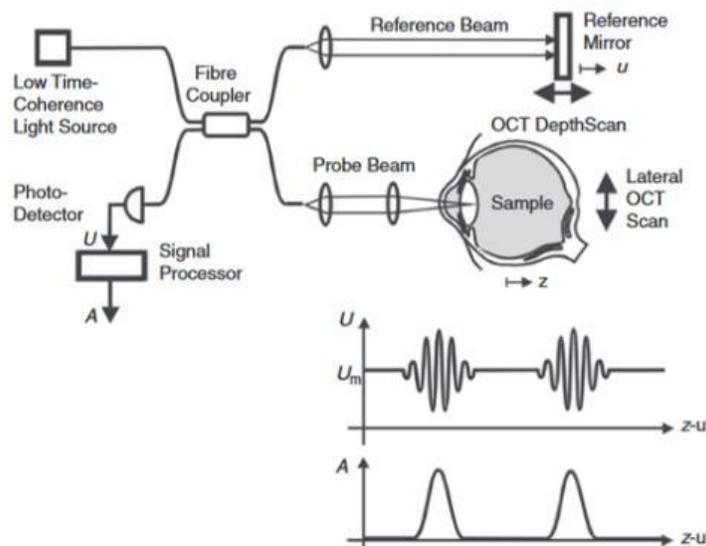


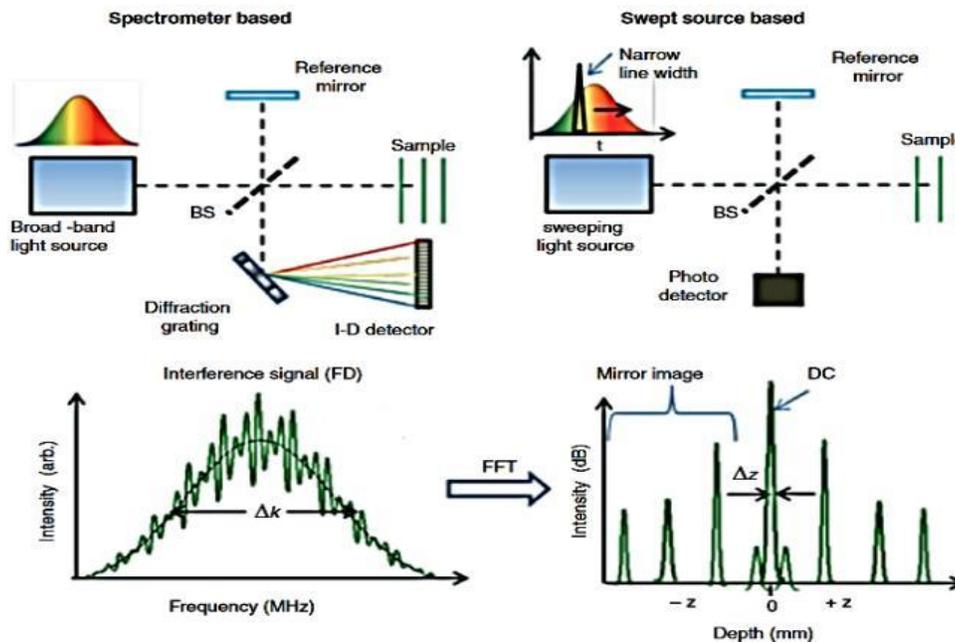
Fig.3- Principio de funcionamiento de TD-OCT: La luz de la fuente de luz se divide en el haz de referencia y el haz central. La luz reflejada por ambos brazos se vuelve a combinar y registrar por el detector. Para registrar un perfil de profundidad de la muestra (A-scan), es necesario escanear el brazo de referencia. Esto debe repetirse para cada posición de exploración lateral. <sup>(11)</sup>

Para crear una imagen transversal (o B-Scan), el haz de muestra se escanea lateralmente a través de la muestra. Esta abreviatura se originó en imágenes por ultrasonido, donde B-Scan significa escaneo de brillo.

A diferencia de TD-OCT, FD-OCT utiliza información espectral para generar A-scans sin necesidad de escaneo mecánico de la longitud del camino óptico. Se establecieron dos métodos para adquirir la información espectral de la señal interferométrica. Ambos registran un espectro de interferencia, también llamado interferograma espectral, a partir del cual se obtiene el A-scan calculado mediante transformación de Fourier. La FD-OCT basada en espectrómetro, que comúnmente se conoce como OCT de dominio espectral (SD-OCT), fue desarrollada en sus inicios por Leitgeb. <sup>(12)</sup> La configuración óptica principal se muestra en la figura 4 (en la parte superior a la izquierda): es similar a TD-OCT, pero el detector puntual se reemplaza por un espectrómetro. El espectrómetro utiliza un elemento difractivo para que separe espacialmente las diferentes contribuciones de longitud de onda en una imagen lineal que se registra con una cámara de escaneo lineal de alta velocidad.

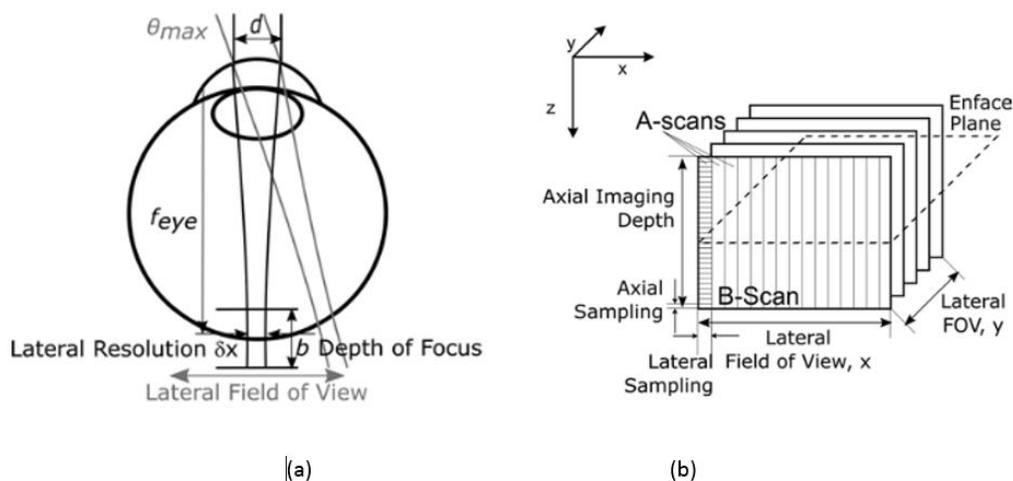
Cada lectura de la cámara constituye un interferograma espectral con una superposición de patrones de franjas. (Figuras 5, a y b) Comúnmente se elige un diodo superluminiscente (SLD) como fuente de luz de banda ancha porque presenta un gran ancho de banda y una potencia de salida relativamente alta. <sup>(11)</sup>





**Fig. 4-** Configuración óptica de OCT basada en espectrómetro (SD-OCT) en el recuadro superior izquierdo y OCT de fuente barrida (SS-OCT) en el recuadro superior derecho. Mientras que SD-OCT utiliza un espectrómetro para la separación de longitudes de onda, SS-OCT presenta una fuente de luz que barre la longitud de onda en el tiempo. Ambas implementaciones registran un espectro de interferencia que transmite la profundidad en la formación de la muestra. FFT se utiliza para transformar la señal de interferencia en escáner-A. <sup>(11)</sup>





**Fig. 5-** (a) Los parámetros de la imagen lateral de OCT de retina, dependen del enfoque del haz de sonda por parte del ojo humano. (b) Esquema del muestreo de un volumen OCT. <sup>(11)</sup>

### Segmentación de la Imagen

La segmentación de imágenes es un área muy activa en el campo del análisis de imágenes médicas. El paso más difícil en cualquier sistema de análisis de imágenes médicas es la localización y extracción automatizada de las estructuras de interés. La intensidad de la señal en las imágenes OCT surge de las diferencias intrínsecas en las propiedades ópticas de los tejidos.

En las imágenes OCT se pueden ver múltiples capas de diferentes tipos de células de la retina. Durante las últimas dos décadas se han propuesto muchos métodos para la segmentación de imágenes OCT. Hay cuatro obstáculos importantes que se enfrentan en la segmentación de imágenes OCT:

- (I) La presencia de ruido moteado complica el proceso de identificación precisa de las capas de la retina, por lo que la mayoría de los métodos de segmentación requieren pasos de preprocesamiento para reducir el ruido;
- (II) La intensidad de las áreas homogéneas disminuye con el aumento de la profundidad de la imagen. Esto se debe al hecho de que el patrón de intensidad en las imágenes OCT es el resultado de la absorción y dispersión de la luz en el tejido;
- (III) Las sombras ópticas impuestas por los vasos sanguíneos también pueden afectar el desempeño de los métodos de segmentación;
- (IV) La calidad de las imágenes OCT se degrada como resultado de artefactos de movimiento o condiciones de imagen subóptimas.



Los métodos de segmentación de la retina se pueden clasificar en cinco clases:

- (I) métodos aplicables a las exploraciones A;
- (II) análisis de exploraciones B basado en la intensidad;
- (III) aproximaciones activas a contornos;
- (IV) métodos de análisis mediante inteligencia artificial y técnicas de reconocimiento de patrones;
- (V) métodos de segmentación utilizando gráficos 2D/3D construidos a partir de imágenes OCT 2D/3D. Los métodos basados en A-scan consideran la diferencia en los niveles de intensidad para extraer la información del borde. Debido a los efectos del ruido moteado, estos métodos se utilizan habitualmente para determinar los bordes más significativos de la retina.<sup>(13)</sup>

Los métodos basados en A-scan carecen de la contribución de los datos 2D/3D, mientras que el tiempo de cálculo es alto y la precisión es baja. Aprovechando mejores métodos de eliminación de ruido, los enfoques de análisis B-scan basados en la intensidad se basan en las variaciones y gradientes de intensidad que todavía son demasiado sensibles y hacen que estos métodos dependan de cada caso.

### Reducción de ruido

El moteado es una propiedad fundamental de las señales e imágenes adquiridas por sistemas de detección de banda estrecha como el radar de apertura sintética (SAR), el ultrasonido y la OCT. En OCT no sólo las propiedades ópticas del sistema, sino también el movimiento del sujeto a fotografiar, el tamaño y la coherencia temporal de la fuente de luz, la dispersión múltiple, la desviación de fase del haz y la apertura del detector pueden afectar el moteado.

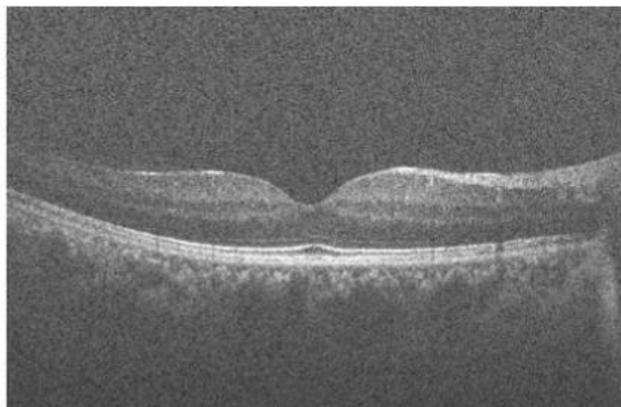
Dos procesos principales afectan la coherencia espacial del haz de luz de retorno que se utiliza para la reconstrucción de imágenes: (I) retrodispersión múltiple del haz; y (II) retrasos aleatorios para el haz que se propaga hacia adelante y hacia atrás causados por la dispersión directa múltiple. En el caso de la obtención de imágenes de tejidos, dado que el tejido está repleto de partículas de diámetro inferior a la longitud de onda que actúan como dispersores, ambos fenómenos contribuyen a la creación de motas.

En las imágenes OCT están presentes dos tipos de moteado: el moteado portador de señales que se origina en el volumen de muestra en la zona focal; y moteado que degrada la señal y que se crea por luz desenfocada dispersada múltiplemente. Este último tipo es lo que se considera ruido moteado. En la figura 6, se muestra un ejemplo de una imagen degradada con ruido moteado.<sup>(9)</sup>

La distribución del moteado se puede representar con una distribución de Rayleigh. El moteado (speckle) se considera un ruido multiplicativo, a diferencia del ruido aditivo gaussiano. Debido



al rango dinámico limitado de las pantallas, las señales OCT generalmente se comprimen mediante un operador logarítmico aplicado a la información de intensidad.



**Fig. 6-** Imagen de tomografía de coherencia óptica (OCT) de retina degradada por ruido moteado. <sup>(7)</sup>

La distribución del moteado se puede representar con una distribución de Rayleigh. El moteado (speckle) se considera un ruido multiplicativo, a diferencia del ruido aditivo gaussiano. Debido al rango dinámico limitado de las pantallas, las señales OCT generalmente se comprimen mediante un operador logarítmico aplicado a la información de intensidad.

Después de esto, el ruido moteado multiplicativo se transforma en ruido aditivo que puede tratarse más a fondo. Las técnicas de reducción de ruido OCT se pueden dividir en dos clases principales:

- (I) métodos de reducción de ruido durante el tiempo de adquisición
- (II) técnicas de posprocesamiento

En la primera clase, técnicas de composición, se promedian múltiples registros no correlacionados. Entre ellos, se pueden mencionar la composición espacial, la composición angular, la composición de polarización y la composición de frecuencia.

Generalmente no se prefieren los métodos de la primera clase ya que requieren escaneos múltiples de los mismos datos, lo que prolonga el tiempo de adquisición. Además, estas técnicas pueden ser muy restrictivas en términos de los diferentes sistemas de imágenes OCT utilizados. Por tanto, es más favorable el uso de técnicas de posprocesamiento más generales. En la literatura, se han propuesto muchos métodos de posprocesamiento para la reducción del ruido moteado de imágenes OCT. La imagen mejora significativamente al aplicar sobre ella las técnicas de reducción de ruido como se puede apreciar en la figura 7.



### Optimización con ajuste de ceros

El procedimiento de ajuste de ceros, es un método de corrección de moteado que se puede aplicar localmente a un segmento de una señal compleja. La señal esta "rota" hacia ventanas superpuestas en las que la detección de motas se realiza de forma independiente.

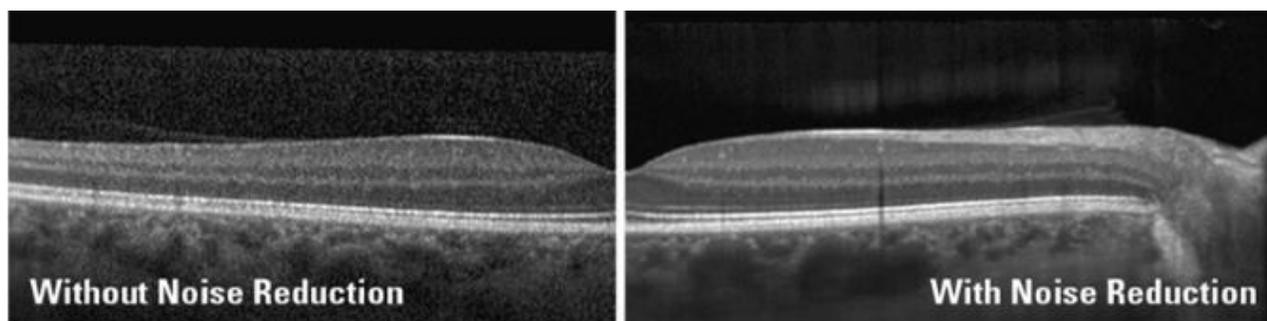


Fig. 7- Reducción de ruido. <sup>(11)</sup>

El proceso de detección de motas implica localizar los ceros que se encuentran cerca de la frecuencia portadora angular espacial, angular carrier (a.c.), de la señal. Para una secuencia a.c. de frecuencia espacial  $f$  y longitud de onda  $1/f=R$ , su frecuencia angular espacial portadora es  $2\pi f=2\pi/R$ . Esos ceros (llamados "ceros ZAP",  $z_{ZAP}$ ) que aparecen dentro del sector en el plano complejo delimitado por la frecuencia angular portadora más o menos un ángulo umbral, se supone que causan motas. Las señales de la línea A degradadas y moteadas se corrigen girando los ceros ZAP en el dominio complejo. Después de encontrar un cero ZAP, se aleja de la frecuencia portadora angular de la señal en un cuarto del ancho de banda de la señal. Para entender cómo funciona ZAP, considere una línea A dañada por motas representada por:

$$y_{SPK}(n) = \{\alpha g(n) - \beta g[n - (N \pm \frac{1}{2})R]\} e^{j2\pi n/R}, \quad (15)$$

como en la ecuación (12). La señal sufre una interferencia destructiva porque los dos dispersores  $\alpha$  y  $\beta$  están separados por  $(N \pm 1/2)R$ . Para esta señal, el cero ZAP está ubicado en  $z_{ZAP} = (\beta/\alpha)^{1/4} e^{j2\pi/R}$ . Después de rotar el cero ZAP en  $d$  radianes lejos de la frecuencia portadora, obtenemos la línea A corregida:



$$y_{ZAP}(n) = \left\{ \alpha g(n) + \alpha(1 - e^{j\delta}) \sum_{k=1}^{(N \pm 1/2)R - 1} g(n - k) + [\alpha(1 - e^{j\delta}) - \beta] g[n - (N \pm \frac{1}{2})R] \right\} e^{j2n\pi/R}. \quad (16)$$

Comparando las ecuaciones (15) y (16), vemos que ZAP agrega una serie de números complejos con la misma amplitud  $\alpha(1 - e^{j\delta})$  en el espacio entre los dos dispersores originales. Por tanto, las magnitudes de la señal corregida en la región moteada aumentan según la magnitud de  $d$ .

### Sensibilidad

Una señal OCT que se genera por reflexión especular de un espejo ideal (es decir,  $R = 1$ ) genera una SNR igual a la sensibilidad del sistema OCT. La SNR y la sensibilidad se especifican comúnmente en unidades de decibelios de potencia (dB), que denotan una escala logarítmica de los valores de potencia de OCT. <sup>(14)</sup> Los sistemas FD-OCT pueden alcanzar una sensibilidad de 100 dB y más, lo que corresponde a la capacidad de detectar incluso estructuras muy débilmente reflectantes con una reflectividad tan baja como  $R = 10^{-10}$ . <sup>(15)</sup>

En la retina, el epitelio pigmentario de la retina (EPR) y la membrana limitante interna (ILM) producen señales OCT altas. Las A-scans únicas a veces pueden verse afectadas por un reflejo especular en la ILM o en el centro de la mácula. El nivel máximo de señal y el ruido de fondo abarcan un rango de aproximadamente 40 dB para tejido retiniano sano y medios claros. En una escala lineal, los valores de potencia de OCT superan el número limitado de valores de gris distintos de los dispositivos de visualización comunes y la percepción del ojo humano.

Por lo tanto, la señal de potencia debe mapearse en escala de grises de manera significativa. Por lo general, primero se aplica a los datos una transformación logarítmica o una operación matemática comparable, comprimiendo la distribución de los valores de potencia para acercarse a una forma más gaussiana. Luego, los datos resultantes se asignan a valores grises de 8 bits. El mapeo se puede adaptar aún más aplicando diferentes curvas para la corrección gamma. Esto permite asignar de forma variable un rango de niveles de potencia de señal dentro de un OCT B-Scan a un rango de valores de gris y así aumentar el contraste para distintas regiones de interés.

La sensibilidad más alta que se puede alcanzar en FD-OCT, por ejemplo, está limitada únicamente por el ruido del disparo. Esto significa que, en comparación con el ruido característico inherente e inevitable de los fotones, se pueden ignorar otras fuentes de ruido. La sensibilidad viene dada entonces por el número de fotones que pueden detectarse en una muestra con reflectividad  $R = 1$ . Por lo tanto, depende linealmente de la potencia óptica incidente, la eficiencia de la detección de fotones y el tiempo de integración del sensor. En consecuencia, existe una relación principal entre la velocidad de adquisición y la sensibilidad del sistema.



## Resultados

En el equipamiento convencional de OCT que utiliza la detección de dominio del tiempo (TD). El haz óptico se escanea en la dirección transversal para obtener imágenes transversales de 2D (B-scan) de microestructura. El instrumento Stratus OCT, por ejemplo, utiliza la detección de TD y adquiere 400 A-scans por segundo.

Al reemplazar la fuente de luz SLD, por un láser de titanio-zafiro de femtosegundos de ancho de banda amplio y más tarde con SLD multiplexados, se logra una resolución más alta de 2 a 3 micrómetros. Esta mejora en la resolución permite una mejor delimitación de las capas intrarretinianas, permitiendo la "biopsia óptica" de la retina. Estudios in vitro que correlacionan imágenes OCT de ultra alta resolución con histología de retinas animal, demuestran estas afirmaciones.

Los avances en las técnicas de detección, como detección de dominio de Fourier (FD) o de dominio espectral (SD), superan muchas de las limitaciones de velocidad de la detección de TD. Permite aumentar más de 50 veces las velocidades de escaneo axial. Una técnica similar, la detección de fuente de barrido/FD, también conocida como imágenes ópticas en el dominio de la frecuencia, utiliza una fuente de luz de barrido de frecuencia y un fotodetector en lugar de un espectrómetro. Aunque el principio de detección SD/FD se introdujo en 1995, no se aplicó a las imágenes de la retina hasta 2002, y sus ventajas en velocidad y sensibilidad no se observaron hasta 2003, después de la tecnología de cámara con dispositivo acoplado por carga (CCD) más avanzado.

En la Tabla 1, se muestra una relación de varios dispositivos OCT. Teniendo en cuenta como criterios de comparación: el fabricante, la técnica de detección, la velocidad de escaneo, la resolución axial, la fuente de luz, el ancho de banda, las ventajas, las desventajas y los costos.

Las máquinas OCT, independientemente de la generación a la que nos estemos refiriendo, poseen la limitante relacionada con el costo, pues los precios de estos dispositivos oscilan desde miles a cientos de miles de dólares. Aunque también existen versiones portátiles más recientes, como Heidelberg Spectralis Flex Module (Heidelberg Engineering, Heidelberg, Alemania) que incorpora un brazo flexible, que alberga la lente de adquisición y se puede ajustar hasta 100 cm de la carrocería principal del dispositivo (Fig. 8). <sup>(15)</sup>

Los dispositivos OCT están alojados en configuraciones de mesa grandes y se limitan a entornos clínicos típicos, como clínicas hospitalarias y consultorios de optometría. Además, requieren alimentación de corriente alterna, lo que limita su portabilidad. Los pacientes deben sentarse erguidos y estabilizar la cabeza sobre una mentonera, mientras mantienen una fijación estable, solo son adecuados para pacientes ambulatorios y cooperativos (Fig. 9).



**Tabla 1-** Relación de dispositivos OCT.

Dispositivo	Fabricante	Fuente de Señal (nm)	Res. Axial (µm)	*Res. Trans. (µm)	Velocidad de escaneo (A-scans/s)	Profundidad del Escaneo (mm)	Características Principales (Ventajas)	Costos
Stratus OCT Model 3000	Carl Zeiss Meditec	820 (Diodo SLD)	10	20 (en el tejido)	400	2	-Proporciona imágenes transversales en tiempo real y análisis cuantitativo de características de la retina. (Carl Zeiss Stratus OCT - Model 70 Software Oct - Model Information, s. f.)	Miles de dólares
ZEISS CIRRUS 6000	Carl Zeiss Meditec	840 (Diodo SLD)	5 (en el tejido)	12 (en el tejido)	100 000	2,0-2,9	-Córnea HD con herramienta de calibre de córnea. -Herramientas de medición e imágenes de ángulos para glaucoma. (CIRRUS 6000 – Sistema de captura de imágenes por OCT de 100 kHz, s. f.)	Miles de dólares
Optovue RTVue 100	RTVue	830 (Diodo SLD, Con ancho de banda ±10)	5 (en el tejido)	15 (en el tejido)	26,000	2- 2,3	Análisis de glaucoma: - Mapa de espesor RNFL. - Parámetros estereométricos de la cabeza del nervio óptico. (https://plus.google.com/u/1/116096663910200322498, 2019)	Miles de dólares
Bioptigen SD-OCT	Bioptigen	840 (Diodo SLD)	4,5	15	17 000	2,5	-Ofrece imágenes en tiempo real. -Puede ser usado en niños y animales. (Retinal Physician - New Technology, 2008)	Miles de dólares
3D OCT-1000 Mark II	TOPCON	840 (Diodo SLD)	5-6	±20	27,000	2,3	-Software para interactuar en la red con otros dispositivos. -Indicadores cuantitativos. -Análisis del fondo de ojo en RGB. (Topcon 3D OCT 1000 Mark II segmento anterior, s. f.)	Miles de dólares
SPECTRALIS	Heidelberg Engineering GmbH	880 (Diodo SLD)	3,9	5,7	40 kHz / 85 kHz	1,9	-Tecnología SD-OCT de última generación. -Calidad de imagen mejorada desde el vítreo hasta la coroides. -Adquisición de imágenes más rápida. (Downloads - SPECTRALIS OCT - The modular Imaging Platform   Heidelberg Engineering, s. f.)	Miles de dólares





Fig. 8- OCT portátil: Heidelberg Spectralis Flex Module. <sup>(15)</sup>



Fig.9- Tomografía de coherencia óptica a paciente adulto.

## Conclusiones

La Tomografía de Coherencia Óptica constituye un método muy eficaz para la obtención de imágenes de fondo de ojo y retina, siendo de gran importancia en los estudios actuales del campo de la oftalmología; pero no solo en esta rama de la medicina, sino también en el estudio de otras patologías además de aplicaciones de interés industrial.

Se requiere cierto nivel de habilidad para capturar imágenes óptimas, a menudo se requiere que un técnico alinee el dispositivo, capture la imagen y realice una verificación de calidad para garantizar que la imagen sea aceptable, lo cual toma algo de tiempo e introduce en la ecuación el factor error humano.



La Tomografía de Coherencia Óptica constituye procedimiento muy efectivo en la detección temprana de enfermedades oculares como glaucoma, retinopatía diabética y neovascularización descontrolada, por lo que representa un biomarcador del estado de salud de los pacientes con enfermedades como la diabetes, hipertensión y accidente cardiovascular.

Cada equipo de Tomografía de Coherencia Óptica posee sus propias características, dependiendo del fabricante, la generación a la que pertenecen y la relación calidad-precio. Una imagen degradada, puede producir un falso negativo o falso positivo, desencadenando un diagnóstico errado y afectando así la calidad de vida del paciente. Aunque se ha planteado que no produce daños sobre los tejidos vivos, los estudios con respecto a este tema deben continuar.

## Referencias

1. Bosch E. Sir Godfrey Newbold Hounsfield y la tomografía computada, su contribución a la medicina moderna. Revista chilena de radiología [Internet]. 2004 [Citado 20/02/2024];10(4):183-5. Disponible en: [https://www.scielo.cl/scielo.php?pid=s0717-93082004000400007&script=sci\\_arttext](https://www.scielo.cl/scielo.php?pid=s0717-93082004000400007&script=sci_arttext)
2. Díaz HS. La tomografía de coherencia óptica en oftalmología. Anales de la Real Academia Nacional de Medicina [Internet]. 2019 [Citado 20/02/2024];136(3). Disponible en: [https://analesranm.es/revista/2019/136\\_03/13603rev06](https://analesranm.es/revista/2019/136_03/13603rev06)
3. Sánchez-González JM. Tomografía de coherencia óptica: técnicas avanzadas en aplicaciones clínicas de la fisiología ocular. Gaceta de optometría y óptica oftálmica [Internet]. 2015 [Citado 20/02/2024]; (500):64-71. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5359616>
4. Sotelo MD. Estudio mediante angiografía con tomografía de coherencia óptica (OCTA) de la vascularización retiniana en las oclusiones venosas retinianas [Internet]. España: Universidad de Santiago de Compostela; 2021. [Citado 20/02/2024]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/dctes?codigo=291313>
5. Cavanela CR, López-Alegría F. Retinografía y la tomografía de coherencia óptica para el diagnóstico del glaucoma mediante la evaluación de la sensibilidad y especificidad: revisión sistemática Retinography and Optical Coherence Tomography for the Diagnosis of Glaucoma by Evaluating Sensitivity and. Revista Mexicana de Oftalmología [Internet]. 2023 [Citado 20/02/2024];97(3):83. Disponible en: <https://scholar.archive.org/work/ybzmjfrfmbcb3g3pg4xbwl5qnu/access/wayback/https://www.rmo.com.mx/doi/pdf/10.5005/rmo-11013-0040>
6. Gil-Hernández I, Vidal-Oliver L, Alarcón-Correcher F, López-Montero A, García-Ibor F, Ruiz-del Río N, et al. Concordancia inter e intraobservador en la medida de los agujeros maculares por tomografía de coherencia óptica. Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología [Internet].



- 2023 [Citado 20/02/2024];98(11):614-8. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=9167418>
7. Brennen PM, Kagemann L, Friberg TR. Comparison of StratusOCT and Cirrus HD-OCT imaging in macular diseases. *Ophthalmic Surgery, Lasers and Imaging Retina* [Internet]. 2009 [Citado 20/02/2024];40(1):25-31. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2917043/>
8. Yung KM, Lee SL, Schmitt JM. Phase-domain processing of optical coherence tomography images. *Journal of Biomedical Optics* [Internet]. 1999 [Citado 20/02/2024]; ;4(1):125-36. Disponible en: <https://www.spiedigitallibrary.org/journalArticle/Download?fullDOI=10.1117/1.429942>
9. Baghaie A, Yu Z, D'Souza RM. State-of-the-art in retinal optical coherence tomography image analysis. *Quantitative imaging in medicine and surgery* [Internet]. 2015 [Citado 20/02/2024];5(4):603. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4559975/>
10. Arzuaga Hernández E, Batista Peña M, Cárdenas Chacón D, Sánchez Acosta L, Núñez Fuentes D. Utilidad de la tomografía de coherencia óptica macular en pacientes con glaucoma y alta miopía. *Revista Cubana de Oftalmología* [Internet]. 2020 [Citado 20/02/2024];33(4). Disponible en: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0864-21762020000400014&script=sci\\_arttext&tlng=en](http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0864-21762020000400014&script=sci_arttext&tlng=en)
11. Bille JF, ed. *High resolution imaging in microscopy and ophthalmology: new frontiers in biomedical optics* [Internet]. Philadelphia: Springer; 2019 2019. [Citado 20/02/2024] Disponible en: [https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=9yCpDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR8&dq=2.%09Bille,+J.+F.+\(Ed.\).+\(2019\).+High+Resolution+Imaging+in+Microscopy+and+Ophthalmology:+&ots=eFC9FcmJyd&sig=rAt6flaoySZfinBBo6KGa3zvRaQ](https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=9yCpDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR8&dq=2.%09Bille,+J.+F.+(Ed.).+(2019).+High+Resolution+Imaging+in+Microscopy+and+Ophthalmology:+&ots=eFC9FcmJyd&sig=rAt6flaoySZfinBBo6KGa3zvRaQ)
12. Leitgeb R, Wojtkowski M, Kowalczyk A, Hitzenberger C, Sticker M, Fercher A. Spectral measurement of absorption by spectroscopic frequency-domain optical coherence tomography. *Optics letters* [Internet]. 2000 [Citado 20/02/2024];25(11):820-2. Disponible en: <https://www.academia.edu/download/78165920/OL.25.00082020220105-8586-9cnujc.pdf>
13. Arcentales Chaw PF, Arteaga Looor GdC, Víneces Chancay JE, Villafuerte Mera MR, De la Peña Consuegra G. Ranibizumab intravítreo para el tratamiento de oclusiones vasculares retinianas: análisis mediante tomografía de coherencia óptica. *Revista Habanera de Ciencias Médicas* [Internet]. 2022 [Citado 20/02/2024];21(3). Disponible en: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1729-519X2022000300007&script=sci\\_arttext](http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1729-519X2022000300007&script=sci_arttext)
14. Monar PC, Ruiz-Colmenares MS, Suárez MC, de Arriba SG, Tarancón AA, Díaz SV. Depósitos prerretinianos tipo estalagmita en la tomografía de coherencia óptica de dos pacientes vitrectomizados con panuveítis. *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología* [Internet]. 2022 [Citado 20/02/2024];97(2):104-8. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0365669121000265>
15. Chopra R, Wagner SK, Keane PA. Optical coherence tomography in the 2020s—outside the eye clinic. *Eye* [Internet]. 2021 [Citado 20/02/2024];35(1):236-43. Disponible en: <https://www.nature.com/articles/s41433-020-01263-6.pdf>



### **Conflicto de interés**

Los autores declaran que no tienen conflicto de intereses

### **Contribución los autores**

Enmanuel Veitia González: Aportaciones importantes a la conceptualización de la investigación, la recogida de datos, al análisis e interpretación de datos, la redacción del borrador del artículo o la revisión crítica de su contenido intelectual sustancial y la aprobación final de la versión a publicar.

Omar Mar Cornelio: Aportaciones importantes a la idea y diseño del estudio, la recogida de datos, al análisis e interpretación de datos, la redacción del borrador del artículo la revisión crítica de su contenido intelectual sustancial y la aprobación final de la versión a publicar.

