

Desarrollo de un sistema SD-OCT de alta resolución: del prototipo monocámara a la detección dual con división espectral

Julia Peña¹, Pascual Sevillano¹, Iñigo Salinas¹, Carlos Heras¹, Alejandra Consejo²

¹Grupo de Tecnologías Fotónicas (GTF)

Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)

Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.

Tel. +34-976762707, e-mail: jpena@unizar.es

²Tecnologías Ópticas Láser (TOL)

Resumen

Se presenta un sistema de Tomografía de Coherencia Óptica Espectral (SD-OCT) en dos etapas: un prototipo monocámara con resolución axial de $\sim 3 \mu\text{m}$ y alcance de 4,25 mm, y un diseño mejorado de doble cámara con división espectral que amplía el ancho de banda, mejorando la resolución a $\sim 1,0 \mu\text{m}$.

Introducción

La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) es una técnica de imagen biomédica no invasiva que ofrece resolución micrométrica en profundidad, superior a otras técnicas como ultrasonidos [1]. Está basada en interferometría de baja coherencia, y permite obtener secciones transversales con gran detalle estructural.

La SD-OCT ha desplazado a la variante en dominio temporal (TD-OCT) por su mayor velocidad de adquisición, hasta 29.300 perfiles por segundo, al eliminar el barrido mecánico del brazo de referencia. En la SD-OCT se obtiene el interferograma completo en una sola captura y se convierte en un perfil de profundidad mediante la transformada de Fourier [2].

La resolución axial de todo sistema OCT está limitada por la longitud de coherencia de la fuente. Cuando se aumenta el ancho de banda espectral, mejora la resolución, pero esto implica un mayor coste, complejidad y ruido. Por esta razón, este trabajo presenta una solución hardware: capturar dos bandas espectrales con dos cámaras sincronizadas y fusionarlas de manera digital. Así se consigue triplicar la resolución axial sin modificar ni la fuente ni el desarrollo convencional.

Fundamentos teóricos

El sistema con el que se va a trabajar se basa en la utilización de una fuente de luz de amplio espectro cuyo haz se divide en un interferómetro de Michelson, dando lugar a un haz de referencia y a un haz sonda que incide sobre la muestra. La superposición de ambos haces en el detector genera

un interferograma espectral cuya transformada de Fourier permite la obtención del perfil de profundidad (A-scan) de la muestra.

La resolución axial (δz) del sistema está determinada por el ancho de banda de la fuente ($\Delta\lambda$):

$$\delta z = \frac{2 \cdot \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}$$

donde λ_0 es la longitud de onda central. Esta relación muestra que, al aumentar el ancho de banda ($\Delta\lambda$), la resolución axial mejora proporcionalmente (δz).

La decisión de utilizar una arquitectura dual se basa precisamente en aumentar el ancho de banda efectivo mediante la fusión de dos canales espectrales complementario, VIS (500 – 680 nm) y NIR (650 – 790 nm). Esta técnica amplía el ancho de banda total hasta $\sim 290 \text{ nm}$, frente a los $\sim 180 \text{ nm}$ de cada canal por separado, permitiendo reducir la resolución axial (δz) desde de $\sim 3 \mu\text{m}$ a $\sim 1,0 \mu\text{m}$.

Por otro lado, el alcance máximo de imagen viene determinado por la resolución espectral del espectrómetro. La región de solapamiento de $\sim 10 \text{ nm}$ entre los dos canales actúa como referencia compartida para la calibración longitud de onda-píxel y garantiza la continuidad de la fusión espectral.

Montaje experimental

Prototipo monocámara

Este sistema emplea una fuente de láser supercontinuo filtrada (400 – 900 nm) centrada en $\sim 600 \text{ nm}$, un interferómetro de Michelson y un galvanómetro para barrer el haz sobre la muestra.

El espectrómetro integra una lente colimadora, una red de difracción holográfica y una cámara CCD lineal de 8192 píxeles a 80kHz. El software realiza la linealización de longitudes de onda y la FFT para obtener los A-scans y el barrido en superficie.

Sistema de doble cámara

Parámetro	Monocámara	Doble cámara
Resolución axial	$\sim 3 \mu\text{m}$	$\sim 1,0 \mu\text{m}$
Profundidad	4.25 mm	5.56 mm
Rango dinámico	$\sim 55 \text{ dB}$	$\sim 55 \text{ dB}$
Frecuencia CCD	80 kHz	80 kHz

Partiendo del prototipo anterior, se incorpora un segundo espectrómetro (Fig. 1): un divisor de haz posicionado tras el interferómetro separa la luz dispersada hacia dos CCDs de 8192 píxeles sincronizadas. El canal VIS (500 - 680 nm) y el canal NIR (650 - 790 nm) adquieren interferogramas complementarios de forma simultánea. La región de solapamiento ($\sim 10 \text{ nm}$) permite la calibración y la linealización conjunta. Ambos espectros se remuestrean en un espacio lineal de longitudes de onda, y se fusionan en un único interferograma de ancho de banda extendido antes de la FFT estándar.

Resultados

Prototipo monocámara

El sistema fue validado con capas de cinta adhesiva sobre lámina difusora, una regla y un tornillo. Las imágenes B-scan (barrido superficial en una dimensión) mostraron claramente las capas internas de todas las muestras, con calidad comparable a la de sistemas similares [3]. Se realizaron también reconstrucciones 3D, que se basan en la adquisición sistemática de una serie de B-scans en paralelo.

Sistema de doble cámara

Para caracterizar la resolución axial se emplearon dos portamuestras apilados sobre un espejo, cuyas interfaces aire-vidrio producen reflexiones nítidas que permiten medir el ancho de transición del borde. La Fig. 2 muestra los perfiles A-scan para el canal VIS (naranja), el canal NIR (azul) y la combinación

VIS+NIR (verde): mientras cada cámara individual produce un ancho de borde de $\sim 3 \mu\text{m}$, el espectro combinado lo reduce a $\sim 1 \mu\text{m}$. La mejora es un factor 3 con coste computacional adicional despreciable y sin alterar el flujo de reconstrucción de la arquitectura SD-OCT estándar. La Tabla 1 recoge las prestaciones medidas con los dos sistemas.

Tabla 1. Prestaciones comparadas de los dos sistemas

Conclusiones

Se ha desarrollado y validado una arquitectura de SD-OCT en dos etapas. El prototipo monocámara permitió establecer las capacidades fundamentales del sistema e identificar la resolución axial como la principal variable a mejorar. Posteriormente se implementó una arquitectura de doble cámara con división espectral, capaz de ampliar el ancho de banda efectivo detectado sin modificar la fuente óptica, sin incrementar el número de píxeles por cámara y con un overhead computacional reducido., alcanzando una resolución axial de $\sim 1,0 \mu\text{m}$.

Este trabajo ha sido financiado por el Instituto Universitario de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) mediante el Programa Impulso 2025 y por la Unión Europea (ERC, VISIONSAFE, 101162733).

Referencias

- [1] WALTHER, J., et al. Optical coherence tomography in biomedical research. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*. 2011, 400(9), 2721-2743.
- [2] NASSIF, N., et al. In vivo human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography. *Optics Letters*. 2004, 29(5), 480-482.
- [3] DREXLER, W., et al. Optical coherence tomography today: speed, contrast, and multimodality. *Journal of Biomedical Optics*. 2014, 19(7), 071412.

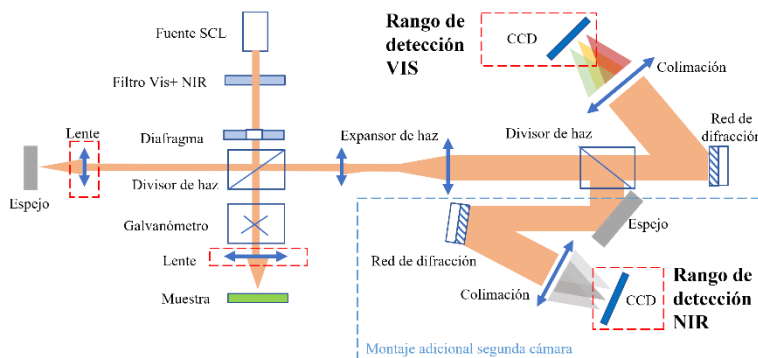


Fig. 1. Esquema SD-OCT de doble cámara

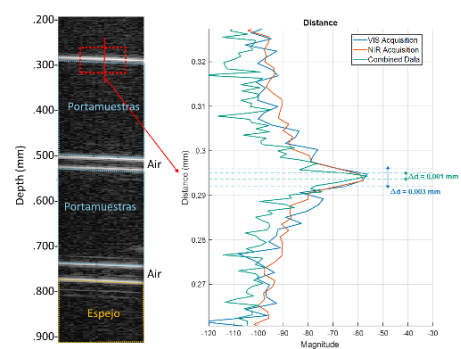


Fig. 2. B-scan de interfaces aire-vidrio y A-scan VIS/NIR/combinado