

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/288825520>

Nuevos avances en tomografía de coherencia óptica

Article · January 2008

CITATIONS

0

READS

2,225

4 authors, including:



[Eva Chamorro](#)

Indizen Optical Technologies, Spain

91 PUBLICATIONS 210 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)



[Celia Sánchez-Ramos](#)

Complutense University of Madrid

68 PUBLICATIONS 617 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Nuevos avances en tomografía de coherencia óptica

Eva Chamorro Gutiérrez¹
Celia Sánchez-Ramos¹
Ester Villar Arrondo²
Bárbara Blanco Torcal²

¹Escuela Universitaria de Óptica. Universidad Complutense de Madrid

²Clínica Cirugía Ocular. Madrid
Escola Universitaria de Óptica e Optometría
Universidade de Santiago de Compostela

La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) es una técnica de diagnóstico por la imagen no invasiva y de no contacto que permite realizar cortes tomográficos micrométricos de la retina con una alta sensibilidad. Desde su desarrollo en 1991, numerosas investigaciones han sido llevadas a cabo para mejorar la resolución, la velocidad de adquisición de imágenes e incluso su funcionalidad. En la práctica clínica estas mejoras hacen posible la realización de un examen de la retina en tiempo real que aporta mayor información que la OCT convencional. En este artículo se revisan los avances más recientes en este campo.

Optical coherence tomography (OCT) is a technique for imaging non-invasive and non contact micrometer allows tomographic scans of the retina with high sensitivity. Since its development in 1991, numerous investigations have been carried out to improve resolution, speed of image acquisition, including its functionality. In clinical practice, these improvements make it possible to conduct an examination of the retina in real time which provides more information than conventional OCT. This article reviews recent advances in this field.

Palabras Clave: Tomografía de coherencia óptica. Dominio temporal. Dominio espectral. Fourier. Resolución.

Introducción

La Tomografía de Coherencia Óptica (OCT) es una técnica de diagnóstico por la imagen muy utilizada en oftalmología que está caracterizada por la realización de cortes tomográficos micrométricos mediante la luz sobre el tejido a estudiar. Es una técnica no invasiva, de no contacto y con una alta sensibilidad¹.

La tomografía de coherencia óptica fue desarrollada por primera vez en 1991 por Huang y

sus colegas¹. La primera demostración *in vivo* de imágenes retinianas tuvo lugar en 1993² y estudios clínicos se llevaron a cabo en 1994³. En 1995 se realizaron estudios clínicos transversales para investigar patologías retinianas^{4,5}. La OCT fue llevada a la industria en 1993 y fue introducida en el mercado oftalmológico en 1996 por Carl Zeiss. Una segunda generación del instrumento fue introducida en el año 2000. Posteriormente el instrumento fue modificado para lograr una mejoría en la velocidad de la imagen y una tercera generación del instrumento fue introducida en 2002. (Stratus OCT). Este dispositivo tiene una resolución axial de 9-10 μm y adquiere imágenes de 400 escaneres/seg. Recientemente una nueva tecnología llamada OCT de dominio espectral (FD-OCT) ha permitido una adquisición de imagen mucho más rápida, permitiendo una alta definición y menor error por movimiento. Este sistema proporciona

Correspondencia

Eva Chamorro Gutiérrez
Escuela Universitaria de Óptica
Avda. Arcos de Jalón, s/n
28037 Madrid
Tel.: 650 75 30 91
eva.chamorro@opt.ucm.es

una resolución de 5 micras y realiza 26.000 escáneres/seg. (doble de resolución y 65 veces más rápido en comparación con el Stratus). En este artículo se revisan los avances más recientes en campo de la OCT para aplicaciones en retina

TD-OCT: OCT de dominio temporal

La primera puesta en marcha de la OCT usa detección de dominio temporal. Se basa en una técnica óptica conocida como interferómetro de Baja Coherencia de Michelson que funciona de forma análoga a un biómetro ultrasónico, con la diferencia de que la OCT usa luz en lugar de ondas acústicas; lo que le confiere una resolución espacial superior al ultrasonido.

El instrumento consiste en un interferómetro con una coherencia baja y una fuente de iluminación de ancha amplitud de banda. La fuente de luz es un láser que emite cortos pulsos de luz (longitud de coherencia corta). La luz es generada por un diodo de infrarrojos (820 nm a 830 nm) de baja coherencia o por una fuente láser de femtosegundo. La luz es dividida en dos partes iguales mediante un espejo parcialmente reflectante o divisor de haz:

- Uno que se refleja en un espejo de referencia y que funciona como un rayo de referencia. El camino que recorre la luz es conocido (longitud de referencia)
- Otro que se refleja en el tejido a analizar y que funciona como rayo de medida el cual permite medir diminutas diferencias de camino óptico

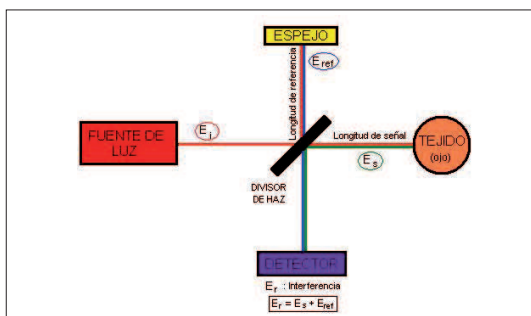


Fig. 1. Esquema del funcionamiento de un interferómetro óptico de baja coherencia

La luz reflejada por el tejido se compara con la luz reflejada por el espejo de referencia. La interferencia solo ocurre cuando la diferencia de camino óptico de la luz reflejada por ambos brazos es menor que la longitud de coherencia de la fuente de luz; para conseguirlo, se mueve el espejo de referencia.

La intensidad de luz reflejada dentro de las estructuras del tejido interfiere de forma constructiva o destructiva con la luz que regresa del espejo de referencia, y esta interferencia de ambos haces es recogida por un fotodetector. La señal detectada

por el interferómetro es procesada electrónicamente y es visualizada en un ordenador^{6,7}.

Resolución

La medida de la reflectividad a lo largo de la profundidad es denominado A-scan, la imagen final longitudinal construida a partir de A-scan adyacentes es denominado B-scan. La resolución axial y transversal son determinados por diferentes mecanismos físicos⁸:

- La resolución axial (ΔL) es la resolución en la dirección de propagación del haz y depende de las propiedades físicas de la fuente de luz. Como se trata de luz de una baja longitud de coherencia, sólo puede ser caracterizado por su frecuencia o ancho de banda de longitudes de onda ($\Delta\lambda$). La relación entre la resolución axial (ΔL) y el ancho de banda de longitudes de onda esta dado matemáticamente por la teoría electrodinámica

$$\Delta L = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda}$$

A partir de este algoritmo, se puede obtener que la resolución axial de un sistema OCT que utiliza como fuente de luz un diodo superluminescente con una longitud de onda de 800nm y un ancho de banda de 20nm es de $\sim 15 \mu\text{m}$.

- La resolución transversal (Δx) es la resolución en la dirección perpendicular al haz y depende del tamaño del punto focalizado del rayo óptico. El mínimo tamaño del punto focalizado de un haz óptico está determinado por las propiedades difractivas de la luz y los parámetros de focalización utilizados: apertura numérica de la lente, longitud focal de la lente de focalización.

Técnicas para mejorar la resolución

El ruido puede degradar severamente la imagen OCT creando una apariencia granulada. Reduciendo el ruido podemos obtener imágenes de mayor calidad que nos permitan obtener mayor detalle de las estructuras intrarretinianas⁹:

1. Numerosos autores han propuesto técnicas post-adquisición de la imagen para reducir el ruido tales como alineamiento, promedio de los escáneres, opciones de filtrado¹⁰⁻¹³. A pesar de obtener resultados prometedores, el ojo *in vivo* es propenso a presentar movimientos oculares durante la adquisición de la imagen que pueden ser de varios cientos de micras. La resolución está limitada por los movimientos del ojo por lo que estas técnicas post-adquisición no son útiles sin la existencia de un sistema de control de movimientos (*Eye-tracker*). Varios investigadores han desarrollado un detector de movimiento ocular a partir de cambios

en la reflectancia obteniendo mejoras significantes en la resolución axial y transversal^{14, 15}

2. UHR-OCT: Como se ha mencionado anteriormente, la resolución axial es inversamente proporcional al ancho de banda, cuanto mayor sea el ancho de banda, tendremos una resolución más fina. Drexler y sus colaboradores¹⁶ han desarrollado un sistema que consiste en una fuente de luz laser de pulsos cortos que genera un espectro de banda de ancha de 125 nm centrada en 815 nm generando una resolución axial de 3 µm. Esto supone una mejora en la resolución frente a la OCT convencional

3. Óptica adaptativa: Diámetros pupilares superiores a 2 mm pueden afectar a la calidad de la imagen debido a aberraciones oculares inducidas por la córnea y el cristalino. Varios grupos de investigación¹⁷⁻¹⁹ han usado óptica adaptativa para corregir estas aberraciones permitiendo mejoras en la resolución y en SNR.

Mejoras funcionales en la OCT

En la técnica OCT, además de desarrollar técnicas para mejorar la resolución, se han propuesto numerosos prototipos que proporcionan mejoras funcionales:⁹

- *PS-OCT (Polarization-sensitive OCT)*: OCT sensible a la polarización: La capa de fibras nerviosas de la retina presenta cambios de birrefringencia que dependen de su espesor. Esta birrefringencia cambia el estado de polarización de la luz dispersada. En la PS-OCT se utiliza luz polarizada para obtener información adicional de la birrefringencia del tejido con el objetivo de mejorar el contraste entre esta capa birrefringente y el resto de capas retinianas.²⁰

- *CD-OCT (colour Doppler OCT)*: Imagen cuantitativa del flujo sanguíneo calculado a partir de la fase del patrón de interferencia. Se puede medir en tiempo real el flujo sanguíneo de la retina humana a la vez que se obtiene información micrométrica de la profundidad y diámetro de los vasos.²¹

- *Oximetría retiniana*: Usando una única longitud de onda central, la OCT es capaz de medir la presencia de oxígeno (O₂) en la retina tras la absorción de luz por la sangre. A pesar de que la OCT puede realizar estas medidas se necesitan estudios para trasladarlo a la clínica²².

- *Optofisiología*: Tanto eventos fisiológicos como cambios inducidos en el tejido pueden alterar la geometría de las células y por tanto cambiar las propiedades ópticas del tejido. La OCT permite detectar estos cambios a partir de las señales ópticas correspondientes a ese cambio.²³

- *MC-OCT (Molecular contrast OCT)*²⁴: Combina técnicas de agentes de contraste individual con técnicas de imagen OCT. Una distribución química

o proteínica específica puede ser observada mediante MC-OCT de forma directa en aquellas sustancias que tienen la capacidad de actuar como un agente de contraste intrínseco o usando agentes de contraste extrínsecos que se unen a la sustancia específica.²⁵

- *OCT/SLO (Combinación de OCT y oftalmoscopia láser de barrido)*: Permite adquirir simultáneamente una imagen confocal y una imagen de OCT²⁶ con una alta calidad mejorando la observación de patologías y cambios en la reflectividad de la superficie que se correlacionan las áreas alteradas.²⁷

- *Angiografía con indocianina simultánea a OCT/SLO/ Para visualizar la vasculatura corooidal se utiliza el verde indocianina que se excita al ser irradiado con luz infrarroja. Debido a la proximidad de la longitud de onda de excitación entre ambas técnicas (tanto la OCT como la angiografía con verde indocianina usa este tipo de luz) se ha diseñado un instrumento que permite obtener imágenes OCT, imágenes confocales y angiogramas con verde indocianina y compararlas.²⁸*

- *FD-OCT*: La mejora funcional con más repercusión es la OCT de dominio de Fourier debido a la capacidad de obtener imágenes con mayor velocidad y sensibilidad. A continuación se explica detalladamente esta técnica.

SD- OCT: OCT de dominio espectral

Como se ha mencionado anteriormente, la OCT de dominio temporal (TD-OCT) presenta una parte mecánica móvil (espejo de referencia) que realiza los A-Scan, y para obtener los B-Scan, se acumula la información a lo largo del tiempo. Debido a la lentitud de los movimientos mecánicos, la exploración del TD-OCT es muy lenta (400barridos scan-A/seg). El desarrollo de la detección por dominio espectral permite mejorar en la velocidad de la adquisición de la imagen y la sensibilidad del instrumento comparado con métodos de dominio temporal.

La técnica SD-OCT consiste en la medida del retraso de luz mediante la adquisición del espectro de interferencia de la señal de la luz. Esta señal de dominio espectral se calcula por la suma de las contribuciones de interferencia de todas las diferencias de longitud de camino y estas operaciones son representadas matemáticamente por la transformada de Fourier (La transformada de Fourier es un procedimiento matemático que extrae el espectro de frecuencias de una señal).²⁹

En OCT de dominio de Fourier el espejo de referencia es estacionario y la señal de OCT es adquirida mediante el desarrollo de dos métodos diferentes: usando un espectrómetro como detector o variando la longitud de onda de la fuente de luz en el tiempo:

- *OCT de dominio espectral (SD-OCT)*: El instrumento usa una fuente de luz formada por un

diodo superluminiscente de luz infrarroja de baja coherencia, un espectrómetro y un detector CCD. La información de las franjas de interferencia formadas por la luz reflejada del tejido y la luz procedente de un brazo estacionario de referencia es obtenida usando un espectrómetro que usa una red de difracción para separar las frecuencias. El registro se realiza mediante un detector CCD y realizando la transformada de Fourier de este espectro de interferencia se obtiene la magnitud y retraso de la señal de luz del tejido. Como todos los ecos de luz de las diferentes profundidades axiales del ejemplo son medidas simultáneamente (en lugar de secuencialmente como la OCT convencional) es posible incrementar la velocidad de adquisición de la imagen.^{30, 31}

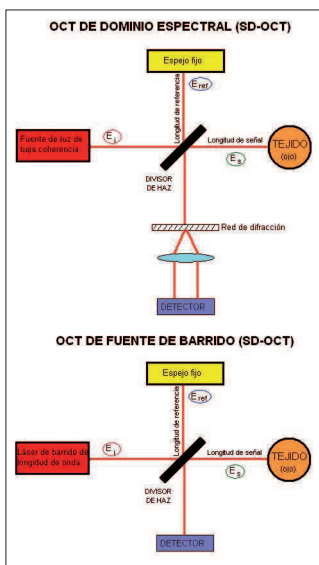


Fig. 2. El sistema OCT de dominio espectral utiliza una fuente de luz de baja coherencia y un espectrómetro en el brazo de detección

- OCT de fuente de barrido (SS-OCT): Es una variación de la OCT de dominio espectral que consiste en detectar la señal de interferencia usando una fuente de luz láser monocromática que barre todo el espectro y lo codifica como una función en el tiempo. Para registrar el espectro utiliza un detector convencional^{32, 33}

Toda la información de un barrido en modo A entero es adquirida simultáneamente por una cámara CCD. La adquisición de barridos se ve limitada tan solo por la capacidad de transferencia de la cámara y por el tiempo que emplea el ordenador en calcular la transformación de Fourier de los datos brutos adquiridos en información de barrido en modo A. Debido a las altas velocidades de la transferencia de la cámara CCD y la rapidez de la transformación de los algoritmos de Fourier, las FD-OCT pueden realizar 26.000 barridos/seg, con una velocidad 65 veces superior a la de la tecnología actual (figuras 4 y 5). Esto permite una mayor densidad de rastreo del escáner a

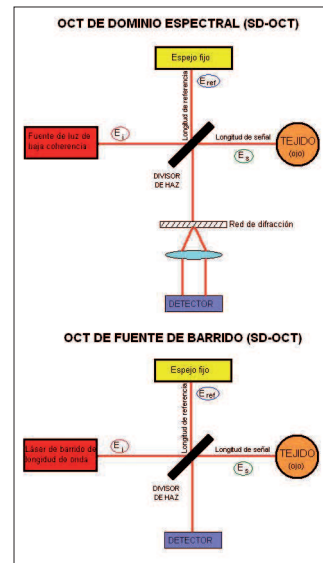


Fig. 3. El sistema OCT de fuente de barrido requiere una fuente láser de barrido de longitudes de onda y un detector estándar

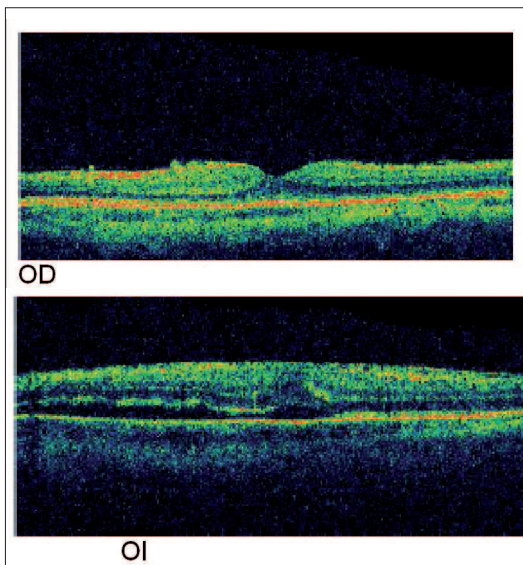


Fig. 4. OCT de dominio temporal de un paciente de 63 años que presenta en el ojo derecho una membrana epirretiniana con pliegues retinianos en la parte izquierda y en el ojo izquierdo una membrana epirretiniana y un desprendimiento seroso de la retina neurosensorial inferior

la vez que se minimizan los artefactos debidos a movimientos del ojo. La alta velocidad de medida de la OCT de dominio de Fourier permite obtener imágenes tridimensionales in vivo de alta resolución (figura 6).

Conclusiones

La principal ventaja de la OCT frente a otras a otras técnicas de imagen es la capacidad de obtener imágenes de la anatomía y morfología retiniana de forma no invasiva. Esta técnica fue presentada en 1991 y desde entonces diferentes grupos de investigación han desarrollado múltiples aplicaciones clínicas.

Numerosos investigadores han desarrollado técnicas OCT cada vez más sofisticadas que pro-

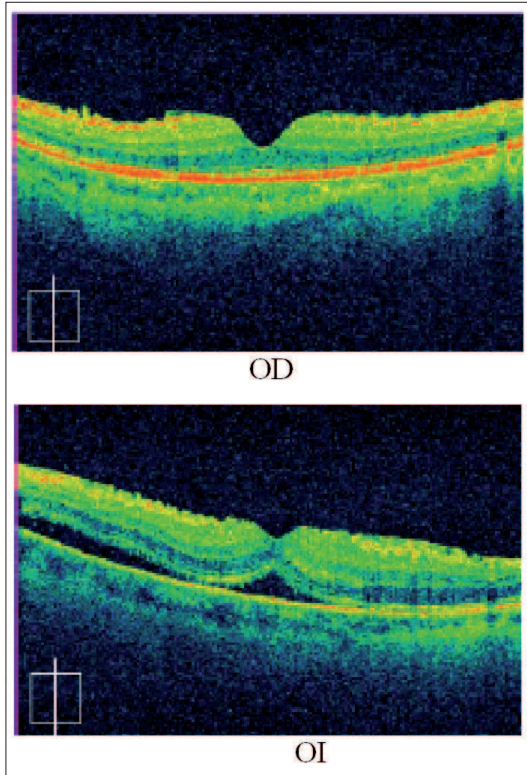


Fig. 5. OCT de dominio espectral correspondientes al mismo paciente. Obsérvese la diferencia en la resolución

porcionan una alta resolución y funcionalidad. La OCT de dominio de Fourier tiene una elevada repercusión debido a su alta resolución y a su mayor velocidad de obtención de las imágenes lo que le permite mejorar la visualización de las capas intrarretinianas y aportar información funcional sobre la fisiología retiniana.

Bibliografía

- Huang D, Swanson EA, Lin CP, et al. Optical coherence tomography. *Science* 1991;254(5035):1178-81.
- Fercher AF, Hitzinger CK, Drexler W, et al. In vivo optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 1993;116(1):113-4.
- Schmitt JM, Knüttel A, Yablowsky M, Eckhaus MA. Optical-coherence tomography of a dense tissue: statistics of attenuation and backscattering. *Phys Med Biol* 1994;39(10):1705-20.
- Hee MR, Izatt JA, Swanson EA, et al. Optical coherence tomography of the human retina. *Arch Ophthalmol* 1995;113(3):325-32.

- Hee MR, Puliafito CA, Wong C, et al. Optical coherence tomography of macular holes. *Ophthalmology* 1995;102(5):748-56.
- Chamorro E. Fundamentos ópticos de la tomografía de coherencia óptica (OCT). *Ver y Oír* 2008;25(231):593-8.
- Fujimoto JG, Hee MR, Huang D, et al. Principles of Optical Coherence Tomography. In: Schuman J, Puliafito CA, Fujimoto JG, eds. *Optical Coherence Tomography of Ocular Diseases*, 2ª ed. USA: Slack, 2004.
- Fujimoto JG, Huang D, Hee MR, et al. Physical Principles of Optical Coherence Tomography. In: Schuman J, Puliafito CA, Fujimoto JG, eds. *Optical Coherence Tomography of Ocular Diseases*, 2ª ed. USA: Slack, 2004.
- van Velthoven ME, Faber DJ, Verbraak FD, et al. Recent developments in optical coherence tomography for imaging the retina. *Prog Retin Eye Res* 2007;26(1):57-77.
- Pircher M, Gotzinger E, Leitgeb R, et al. Speckle reduction in optical coherence tomography by frequency compounding. *J Biomed Opt* 2003;8(3):565-9.
- Adler DC, Ko TH, Fujimoto JG. Speckle reduction in optical coherence tomography images by use of a spatially adaptive wavelet filter. *Opt Lett* 2004;29(24):2878-80.
- Sander B, Larsen M, Thrane L, et al. Enhanced optical coherence tomography imaging by multiple scan averaging. *Br J Ophthalmol* 2005;89(2):207-12.
- Marks DL, Ralston TS, Boppart SA. Speckle reduction by l-divergence regularization in optical coherence tomography. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2005;22(11):2366-71.
- Ferguson RD, Hammer DX, Paunescu LA, et al. Tracking optical coherence tomography. *Opt Lett* 2004;29(18):2139-41.
- Hammer DX, Ferguson RD, Magill JC, et al. Active retinal tracker for clinical optical coherence tomography systems. *J Biomed Opt* 2005;10(2):024038.
- Drexler W. Ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2004;9(1):47-74.
- Hermann B, Fernandez EJ, Unterhuber A, et al. Adaptive-optics ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Opt Lett* 2004;29(18):2142-4.
- Fernandez EJ, Povazay B, Hermann B, et al. Three-dimensional adaptive optics ultrahigh-resolution optical coherence tomography using a liquid crystal spatial light modulator. *Vision Res* 2005;45(28):3432-44.
- Zawadzki RJ, Jones SM, Olivier SS, et al. Adaptive-optics optical coherence tomography for high-resolution and high-speed 3D retinal in vivo imaging. *Opt Express* 2005;13(21):8532-46.
- Saxer CE, de Boer JF, Park BH, et al. High-speed fiber based polarization-sensitive optical coherence tomography of in vivo human skin. *Opt Lett* 2000;25(18):1355-7.
- Chen Z, Milner TE, Srinivas S, et al. Noninvasive imaging of in vivo blood flow velocity using optical Doppler tomography. *Opt Lett* 1997;22(14):1119-21.
- Faber DJ, Mik EG, Aalders MC, van Leeuwen TG. Toward assessment of blood oxygen saturation by spectroscopic optical coherence tomography. *Opt Lett* 2005;30(9):1015-7.

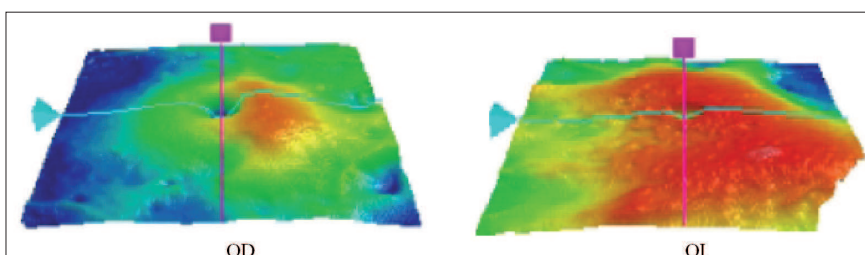


Fig. 6. Imagen tridimensional correspondientes al mismo paciente obtenida mediante OCT de dominio espectral. (OCT Cirrus, Zeiss)

-
23. Bizheva K, Pflug R, Hermann B, et al. Optophysiology: depth-resolved probing of retinal physiology with functional ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2006;103(13):5066-71.
24. Jiang Y, Tomov I, Wang Y, Chen Z. Second harmonic optical coherence tomography. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2004;7:5304-6.
25. Yang C. Molecular contrast optical coherence tomography: a review. *Photochem Photobiol* 2005;81(2):215-37.
26. Guo L, Tsaturian V, Luong V, et al. En face optical coherence tomography: a new method to analyse structural changes of the optic nerve head in rat glaucoma. *Br J Ophthalmol* 2005;89(9):1210-6.
27. van Velthoven ME, Verbraak FD, Garcia PM, et al. Evaluation of central serous retinopathy with en face optical coherence tomography. *Br J Ophthalmol* 2005;89(11):1483-8.
28. Dobre GM, Podoleanu AG, Rosen RB. Simultaneous optical coherence tomography--Indocyanine Green dye fluorescence imaging system for investigations of the eye's fundus. *Opt Lett* 2005;30(1):58-60.
29. Boyd S, Concepción A. La evolución de la tomografía de coherencia óptica: OCT de dominio espectral frente a OCT de dominio temporal. In: Boyd S, Brancato R, Straatsma B, eds. *Tomografía de coherencia óptica. Atlas y texto*. Panamá: Highlights of Ophthalmology Internacional, 2008.
30. Costa-Cunha LV, Cunha LP, Malta RF, Monteiro ML. Comparison of Fourier-domain and time-domain optical coherence tomography in the detection of band atrophy of the optic nerve. *Am J Ophthalmol* 2009;147(1):56-63 e2.
31. Spaide RF, Koizumi H, Pozzoni MC. Enhanced depth imaging spectral-domain optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 2008;146(4):496-500.
32. Yamanari M, Makita S, Yasuno Y. Polarization-sensitive swept-source optical coherence tomography with continuous source polarization modulation. *Opt Express* 2008;16(8):5892-906.
33. Zhang J, Rao B, Chen Z. Swept source based fourier domain functional optical coherence tomography. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2005;7:7230-3.