

La tomografía de coherencia óptica de segmento anterior (OCT-SA), una herramienta útil para la clínica diaria

Susana Fernández Aragón¹, MSc. Coleg. 9.182
 José Ignacio Fernández-Vigo^{1,2}, PhD

¹Centro Internacional de Oftalmología Avanzada
 Profesor Fernández-Vigo. Madrid.

²Departamento de Oftalmología. Hospital Clínico San Carlos. Madrid.

Resumen

La tomografía de coherencia óptica (OCT) es una técnica no invasiva con la que se puede conocer las características anatómicas *in vivo* del segmento anterior, medio y polo posterior del globo ocular. En un principio la utilidad clínica de la OCT se centró en el estudio del polo posterior del globo ocular para el análisis de patologías como el glaucoma, degeneración macular asociada a la edad y edema macular, utilizando un haz de luz con una longitud de onda de 830 nm, posteriormente apareció la tomografía de coherencia óptica de segmento anterior (OCT-SA) empleando un haz de luz de 1310 nm aumentando la penetración en los tejidos y obteniendo una buena resolución de las imágenes. Actualmente la OCT-SA cobra un papel importante para el estudio del segmento anterior y medio ocular, aportando información valiosa para el análisis de las estructuras que conforman dicha zona por lo que es interesante conocer la utilidad de esta herramienta para la práctica clínica diaria.

Palabras clave: Tomografía de coherencia óptica (OCT), tomografía de coherencia óptica de segmento anterior (OCT-SA), interferómetro, hiporreflectividad, hiperreflectividad.

PUNTOS CLAVE

- La tomografía de coherencia óptica se basa en el interferómetro de Michelson. El interferómetro representa la reflectividad de los tejidos mediante escala de colores y grises.
- La tomografía de un tejido es la combinación de su reflectividad, absorción y dispersión de tejidos anexos al incidir un haz de luz.
- La diferencia entre explorar la retina o el segmento anterior y medio ocular se basa en la fuente de luz que se utiliza, para retina 830 nm y para la OCT-SA 1310 nm.

Introducción

La tomografía de coherencia óptica (OCT) es una técnica de exploración no invasiva de diagnóstico por imagen que permite el estudio *in vivo* de tejidos con una elevada resolución.

Inicialmente fue concebida para el estudio del segmento posterior ocular y análisis de patologías como el glaucoma, degeneración macular asociada a la edad y edema macular. David Huang fue el precursor de la OCT en 1989, utilizando la interferometría de baja coherencia, aplicando una longitud de onda de 830 nm¹. En 1994 Izatt y cols fueron los primeros en capturar la primera imagen del segmento anterior², y Hoerauf y cols describieron por primera vez el empleo de la OCT-SA empleando una longitud de onda de 1310 nm en ojos de cerdos enucleados³ y Wirbelauer y cols en ojos de humanos^{4,5}, por lo que la principal diferencia entre la exploración retiniana y de segmento anterior es el empleo de las diferentes longitudes de onda, para retina se emplea un haz de luz de 830 nm mientras que la OCT-SA utiliza una longitud de onda de 1.310 nm, aumentando su penetración a través de los tejidos y mejorando la visualización de las estructuras.

Principios de funcionamiento de OCT-SA

La OCT se basa en el funcionamiento del Interferómetro de Michelson, se fundamenta en un principio análogo a la ecografía ultrasónica, pero en lugar de utilizar ondas acústicas utiliza un haz de luz. El interferómetro está formado por una fuente de luz, un divisor de haces, un espejo de referencia y un detector. Al emitir un haz de luz monocromática e incidir en el divisor se descompone en dos haces, uno de ellos se dirige hacia el espejo de referencia cuya distancia se conoce y el otro al tejido que se pretende estudiar; se compara la luz reflejada desde el tejido con la luz reflejada en el espejo de referencia y en el momento que ambos reflejos coinciden en el tiempo, se produce la interferencia captada por el detector. Al conocer la distancia del espejo de referencia también se conoce la distancia de la estructura que se pretende analizar. Se obtiene una gráfica con las distancias recibidas, representando una imagen en sentido axial ("A-scan"), el registro de múltiples "A-scan" contiguas y alineadas forman una imagen bidimensional del tejido, es la tomografía. Si obtenemos múltiples "A-scan" desplazando el haz incidente sobre el tejido en línea recta, se consigue un corte transversal, "B-scan". De igual forma al obtener varios "B-scan" en paralelo se genera un cubo tridimensional en el que tenemos la información en profundidad^{6,7}.

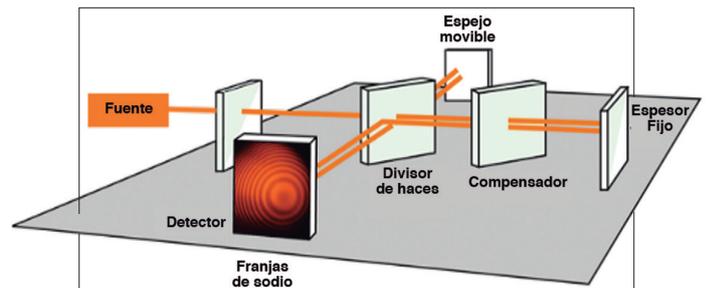


FIGURA 1

Interferómetro de Michelson⁷.

TABLA 1

Dispositivos que actualmente se comercializan^{12,13,14,15,16,17,18,19,20,21}.

Equipo	Fabricante	Tecnología	Velocidad	Fuente de Luz	Resolución (micras)	Tamaño scan
Stratus	Carl Zeiss Meditec (2002)	TD	400 Ascan/seg	Diodo 820 nm	10 micras	6x2 mm
OCT Visante	Carl Zeiss Meditec (2005)	TD	2000 Ascan/seg	Diodo 1310 nm	18 micras	16x6 mm
SL-OCT	Heidelberg Engin. (2006)	TD	200 Ascan/seg	Diodo 1310 nm	<25 micras	15x7 mm
RTVue	Optovue (2006)	SD	26000 Ascan/seg	Diodo 1310 nm	5 micras	6x2 mm (CAM-L)
Cirrus HD	Carl Zeiss Meditec (2007)	SD	27000 Ascan/seg	Diodo 840 nm	5 micras	3x1 mm
Spectralis	Heidelberg Engin. (2009)	SD	40000 Ascan/seg	Diodo 780 nm	4 micras	16 mm
Casia	Tomey (2009)	SS	30000 Ascan/seg	Láser 1310 nm	<10 micras	16x6 mm/8x4 mm
Triton	Topcon (2015)	SS	100000 Ascan/seg	Láser 1050 nm	2,6 micras	16 mm
Casia 2	Tomey (2016)	SS	50000 Ascan/seg	Láser 1310 nm	10 micras	12x12 mm
Anterior	Heidelberg Engin. (2018)	SS	40000 Ascan/seg	Láser 1300 nm	3,9 micras	14 mm



FIGURA 2

OCT-SA en la que se diferencian estructuras del segmento anterior y medio del globo ocular.

La OCT se basa en las características ópticas de los tejidos que se van a estudiar, mide la reflectividad de una estructura, es decir, la proporción de luz incidente que es directamente reflejada, y la representa mediante una escala de colores o grises. Los colores cálidos (rojo y blanco) indican alta reflectividad, bloquean la transmisión de la luz al atravesarlos, tienen una gran reflexión. Los tejidos con baja reflectividad (negro y azul) permiten que les atraviese el haz de luz, tienen poca reflexión. Y los tejidos con reflexión media (verde y amarillo) tienen características intermedias⁹.

De forma simplificada se puede decir que las características de la tomografía de un tejido son la combinación de su reflectividad y propiedades de absorción y dispersión de los tejidos adyacentes⁸.

Se diferencian tres sistemas de OCT: OCT temporal domain (OCT-TD), OCT *spectral domain* (OCT-SD) y OCT *swept source* (OCT-SS), cuyas principales características varían dependiendo del tipo de fuente de luz y velocidad de escaneo, siendo la OCT-SS el tomógrafo más rápido y cuya penetración es mayor en los tejidos por lo que, en pocos segundos, se obtienen imágenes de alta resolución^{10,11}.

Encontramos OCT exclusivos para el análisis del segmento anterior diferenciándose en el modo de adquirir y procesar imágenes, utilizando una fuente de luz de aproximadamente 1300 nm, la penetración es más profunda en el tejido debido a una menor pérdida por dispersión, y además se pueden aplicar potencias de

luz más altas en este rango porque la mayor parte de la luz es absorbida por el vítreo y no llega a la retina. Otros dispositivos exploran el segmento posterior y adaptando una lente adicional se puede estudiar el segmento anterior. La ventaja de la OCT-SA es que se realiza sin contacto por lo que se puede llevar a cabo en la población pediátrica y en casos de lesiones oculares, pero requiere una transparencia suficiente de los medios ópticos que permita obtener una señal detectable.

Aplicaciones clínicas de la OCT-SA

Para conocer las aplicaciones clínicas de la OCT-SA y poder interpretar las imágenes tomográficas de las estructuras oculares hay que tener en cuenta que en dicha representación se observan diferentes colores, como se ha comentado anteriormente, los colores cálidos representados por el rojo y blanco, indican alta reflectividad, los tejidos con baja reflectividad se representan en color negro y azul, y los tejidos con reflexión media en verde y amarillo. El *software* del tomógrafo también tiene la opción de representar las imágenes en blanco y negro, correspondiendo el color blanco a alta reflectividad y el negro a baja reflectividad⁹.

Todas las imágenes que se exponen han sido cedidas por el Centro Internacional de Oftalmología Avanzada Profesor Fernández-Vigo y realizadas con un OCT-SS.



➤ **1. Córnea:** Estructura con hiperreflectividad media, el epitelio corneal es más hiporreflectivo y el estroma más hiperreflectivo. Con la OCT-SA se pueden observar alteraciones corneales y calcular la paquimetría.

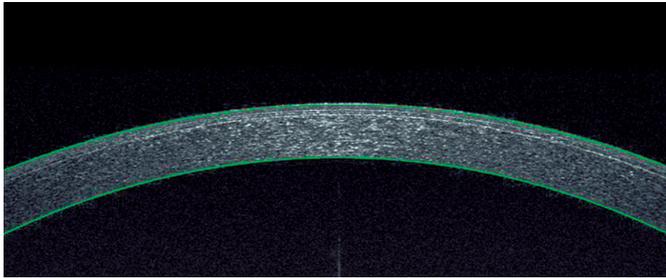


FIGURA 3

Tomografía en la que se diferencian los límites de la córnea sin alteraciones.

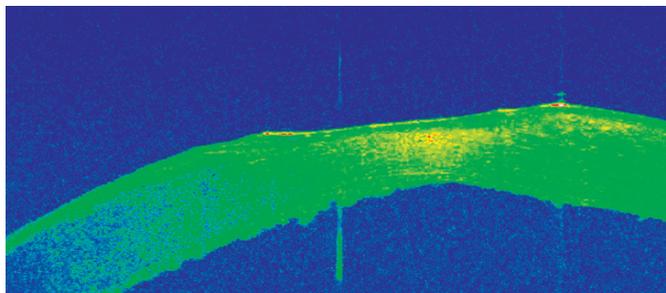


FIGURA 4

Úlcera corneal.

2. Limbo esclero-corneal: Zona de transición entre córnea y esclera con cambio de reflectividad, de hiporreflectiva en córnea a hiperreflectiva en esclera. En la adaptación de lentes de contacto esclerales cobra gran importancia dicha zona.

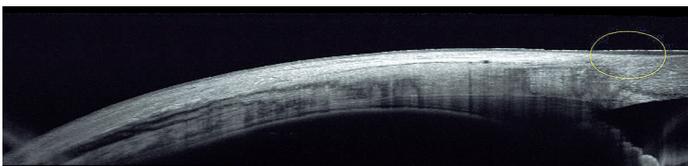


FIGURA 5

Limbo esclerocorneal.

3. Cámara anterior: Esta zona no refleja ni dispersa el haz de luz por estar ocupada por fluido, por lo que se presenta como una imagen oscura, hiporreflectiva.

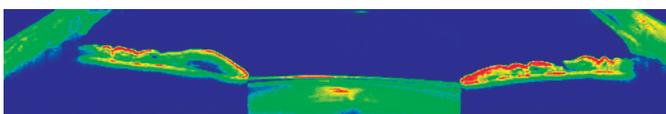


FIGURA 6

Cámara anterior. No se puede apreciar al completo la profundidad de la cámara anterior pero sí la anchura de ángulo a ángulo iridocorneal.

4. Malla trabecular: Estructura con forma de semiluna hiperreflectiva en el interior del surco escleral que se presenta hiporreflectivo. La longitud de la malla trabecular se determina como la distancia desde la línea de Schwalbe hasta el espolón escleral.

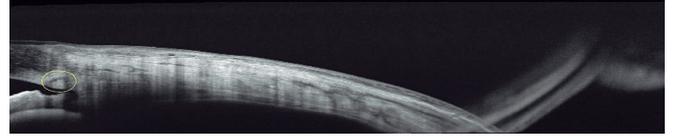


FIGURA 7

Se diferencia malla trabecular hiperreflectiva.

5. Canal de Schlemm (SC): El SC es un espacio ópticamente vacío e hiporreflectivo, de forma curvilínea externa a la malla trabecular, se extiende desde el espolón escleral hasta la punta anterior de la malla trabecular ubicada al final de la membrana de Descemet.

6. Espolón escleral: Se diferencia como un saliente del tejido escleral hacia la cámara anterior, se presenta hiperreflectivo por detrás de la malla trabecular.

7. Iris: Hiperreflectivo en su cara anterior y posterior.

8. Esclera: Tejido hiperreflectivo localizado entre el conjunto conjuntiva-cápsula de Tenon y músculo ciliar.

9. Músculo ciliar: Estructura triangular hiporreflectiva, cuya base mira hacia la cámara anterior y el vértice a la parte posterior del globo ocular. Entre el músculo ciliar y la esclera se encuentra la lámina fusca^{10,22}.

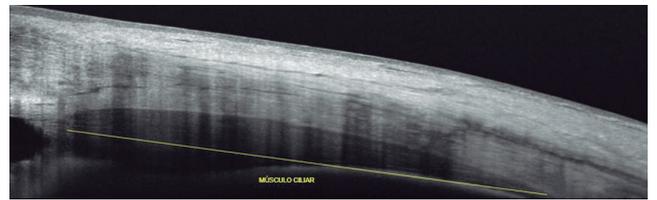


FIGURA 8

Se observa el músculo ciliar con forma triangular en toda su extensión.

10. Músculo extraocular: El músculo se visualiza como una línea fina hiporreflectiva en la parte posterior del segmento medio ocular.



FIGURA 9

Se observa el músculo recto externo como una fina línea oscura.

11. Ángulo camerular: El ángulo camerular o iridocorneal es la zona en la que se inserta la raíz del iris en la pared corneoescleral y es zona de paso del humor acuoso para su drenaje.

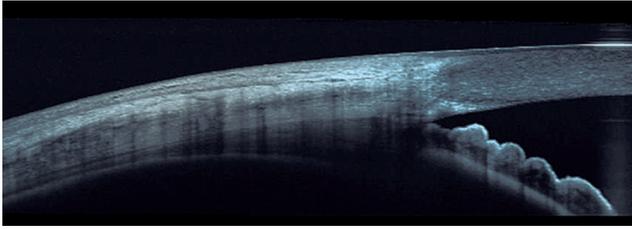


FIGURA 10

Ángulo Iridocorneal abierto.

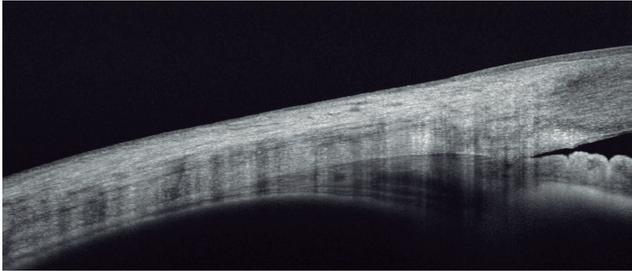


FIGURA 11

Ángulo iridocorneal cerrado con riesgo de bloqueo angular.

12. Lentes intraoculares de cámara anterior.

Las lentes intraoculares de cámara anterior se sitúan entre la córnea e iris. Dependiendo de la fijación de los hápticos se diferencian dos tipos: fijación iridiana, los hápticos pinzan el iris, o de apoyo angular, los hápticos se apoyan en el ángulo camerular. Es importante conocer el vault en este tipo de lentes con la ayuda de la OCT-SA, distancia entre la cara posterior de la lente y cara anterior del cristalino²³.

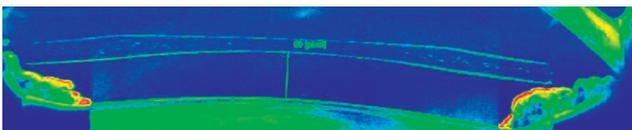


FIGURA 12

Lente intraocular de apoyo angular (CACHET), se observa la posición de la lente y la medida del vault.

13. Lentes intraoculares de cámara posterior.

Las lentes intraoculares de cámara posterior se ubican entre el iris y la cara anterior del cristalino. Dependiendo de la fijación de los hápticos se diferencian las lentes que se implantan a nivel del sulcus ciliar, este tipo de lente intraocular está indicada en casos de subluxación de cristalino, rotura de la cápsula posterior o desinserción zonular en la cirugía de cataratas, e incluso subluxación o luxación de lente intraocular ya implantada, y la lente ICL (Implantable Collamer Lens) es una lente cuyos hápticos también se sitúan en el sulcus pero en estos casos los pacientes son fáquicos. Es importante el estudio del vault para prevenir opacidades del cristalino y estrechamientos del ángulo iridocorneal²³.

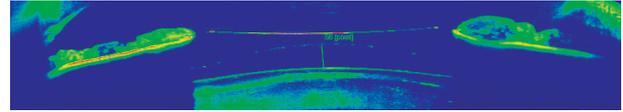


FIGURA 13

ICL y medida del vault.

14. Observación del *glistening* en lentes intraoculares.

Se denomina *glistening* a la formación de microvacuolas en el interior de una lente intraocular, generalmente éstas han sido asociadas con los lentes acrílicos hidrofóbicos pero se encuentran en todos los materiales de las lentes intraoculares. El número de vacuolas puede variar de unas pocas a miles y su diámetro oscila de 10 a 20 micras, siendo visibles con la lámpara de hendidura, cuantificándolas al fotografiar la LIO con una cámara digital, también con las fotografías de Scheimpflug y con la OCT-SA²⁴.

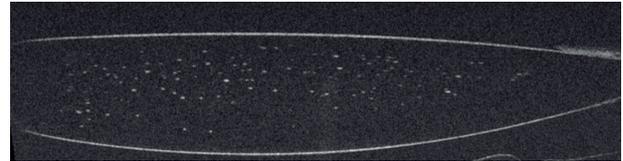


FIGURA 14

Imagen de la OCT-SA de paciente pseudofáquico, se observa el *glistening* en la lente intraocular como un punteado hiperreflectivo en el interior de la lente.

15. Posición de lente intraocular, subluxación de lente

La luxación del cristalino puede clasificarse en congénita, pacientes con el síndrome de Marfan o Weill-Marchesani, o adquirida. Si se produce de forma espontánea suele ser como consecuencia de la rotura degenerativa o inflamatoria de las fibras zonulares. Pacientes con el síndrome pseudoexfoliativo y con una importante degeneración de las fibras zonulares, pueden correr el riesgo de una subluxación de la LIO. Con la ayuda de la OCT-SA se puede observar la posición de la LIO y si existe una subluxación de la misma²⁵.



FIGURA 15A

Se observa en la pupila el descentramiento de la lente intraocular.

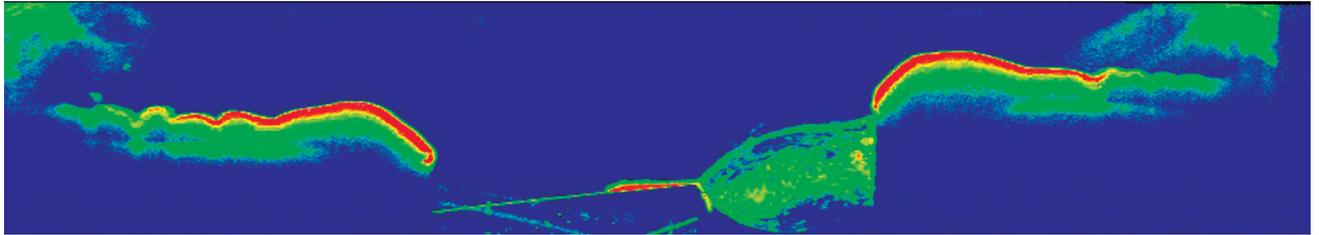


FIGURA 15B

Subluxación de la lente intraocular.

16. Alteraciones del tejido conjuntival.

Las alteraciones más comunes benignas que se pueden encontrar en la conjuntiva son el pterigión y la pingüecula. El pterigión es un crecimiento fibrovascular subepitelial degenerativo de la conjuntiva bulbar que llega a invadir la córnea (Figura 17), sin embargo la pingüecula es una degeneración de las fibras de colágeno del estroma conjuntival y no sobrepasa el limbo (Figura 16)²⁶.

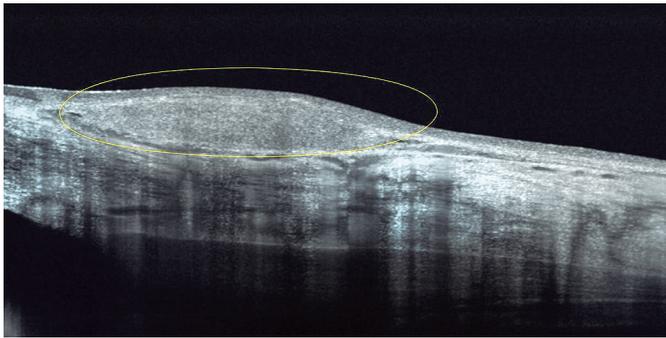


FIGURA 16

Pingüecula.

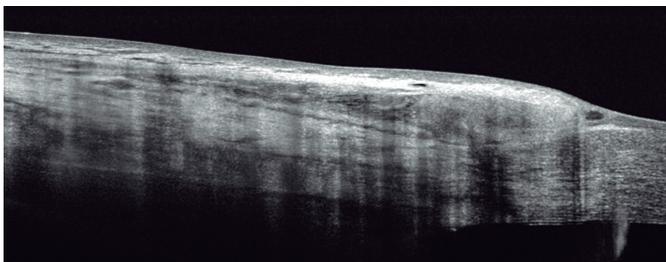


FIGURA 17

Pterigium invadiendo de forma incipiente la córnea. Se aprecia un engrosamiento conjuntival localizado.

17. Anillos intraestromales

Los anillos intraestromales se implantan en pacientes con queratocono, dentro del estroma corneal para provocar un cambio en la geometría de la córnea, aplanándola, y variando el poder refractivo de esta²⁷.

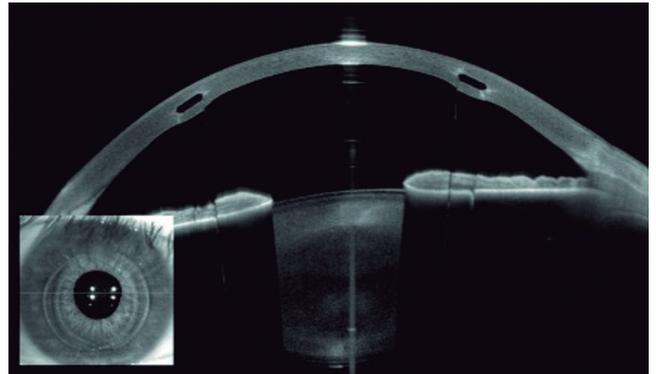


FIGURA 18

OCT-SA donde se observa la imagen del corte transversal de los anillos intraestromales.

Conclusiones

La OCT-SA se basa en el interferómetro de Michelson. Es una técnica sencilla para el estudio del segmento anterior y medio del globo ocular in vivo, obteniendo cortes transversales de los tejidos que se pretenden analizar. Permite identificar estructuras oculares y detalles anatómicos de forma rápida y precisa sin necesidad de contacto, desde pacientes pediátricos a pacientes con lesiones oculares. Se pretende dar unos conocimientos básicos para poder interpretar la tomografía e identificar estructuras anatómicas del segmento anterior y medio simplemente observando la hiperreflectividad o hiporreflectividad de las estructuras oculares, mediante un código de colores y grises.

Con la OCT-SA podemos obtener información relevante por lo que es una herramienta útil para la clínica diaria.

Bibliografía

- Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical Coherence Tomography. *Science* 1991; 254(5035):1178-81.
- Izatt JA, Hee M R, Swanson EA, Lin CP, Huang D, Schuman JS, et al. Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol.* 1994;112(12):1584-9.
- Hoerauf H , Gordes R S, Scholz C, Wirbelauer C, Koch P, Engelhardt R, et al. First experimental and clinical results with transscleral optical coherence tomography. *Ophthalmic Surg Lasers.* 2000;31(3):218-22.
- Hoerauf H, Wirbelauer S, Scholz C, Engelhardt R, Koch P,



- Laqua H, et al. Slit-lamp-adapted optical coherence tomography of the anterior segment. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2000; 238(1):8-18.
5. Hoerauf H, Winkler J, Scholz C, Wirbelauer C, Gordes R S, Koch , et al. Transscleral optical coherence tomography an experimental study in ex-vivo human eyes. *Lasers Surg Med.* 2002;30(3):209-15.
6. Abengoechea S, Capella MJ, Delas B ,Tomografía de coherencia óptica. *Oftalmología práctica*, 2001: 14:28-44
7. Interferómetro de Michelson <http://hyperphysics.phyastr.gsu.edu/hbasees/phyopt/michel.html>
8. Puliafito CA, Hee MR, Schuman JS, Fujimoto JG. Interpretation of the OCT image. *Optical Coherence Tomography of ocular disease.* Slack Inc. 1996: 17-34.
9. Romero Caballero MD, Gómez Molina C, Guardiola Fernández A. Tomografía de coherencia óptica de segmento anterior en el diagnóstico de neoplasia corneocconjuntival intraepitelial. *Thea superficie ocular.* (2015 – III): 052: 11.
10. Nassif NA, Cense B, Park BH, Pierce MC, Yun SH. Bourma BE, et al. In vivo high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve. *Optics Express.* 2004: 367-76
11. Swanson EA, Izatt JA, Hee MR, Huang D, Lin CP, Schuman JS, et al. . In vivo retinal imaging by optical coherence tomography. *Optics Letters.* 1991: 18 (21): 1864-6.
12. Stratus-OCT. <https://es.scribd.com/doc/149668878/Stratus-OCT-Manual-Del-Usuario>
13. OCT-Visante® CZM, instruction book. <https://www.bioclinicalservices.com.au/carl-zeiss-meditec-inc/optical-coherence-tomography-devices/visante-oct-model-1000-systemsoftware-user-manual-ver-3-0>.
14. SL-OCT Slit Lamp OCT - MEDELSIS: http://www.medelsis.com.tr/en/heidelberg_slOct.html.
15. RTVue XR 100 Avanti Edition - CRV Medical <https://www.crvmedical.it/.../bsk-pdf-manager/2017/02/b-optovue-XR>
16. CIRRUS HD-OCT - Optical Coherence Tomography - Zeiss <https://www.zeiss.com/meditec/us/products/ophthalmology-optometry/cataract/further-cataract-products/optical-coherence-thomography/cirrushd-oct.html>
17. Spectralis OCT (Heidelberg Eng.) | Bloss <https://www.blossgroup.com/product/oct-spectralis-heidelberg-eng>
18. Anterior Segment OCT Casia SS-1000-Tomey-Mercoframes <https://www.mercoframes.com/product/tomey/ss-1000>.
19. Topcon-medical.eu. <https://all-guidesbox.com/model/topcon/dri-oct-1-triton-plus.htm>
20. Anterior OCT Heidelberg Eng. <https://www.blossgroup.com/product/plataforma-anterior-heidelberg-eng/>
21. User-Manual-Tomey-CASIA2-EN. <https://simovision.com/assets/Uploads/User-Manual-Tomey-CASIA2-EN.pdf>
22. Fernández-Vigo JI, Shi H, Kudsieh B, Arriola-Villalobos P, De-Pablo Gómez-de-Liaño L, García-Feijóo J, et al. Ciliary muscle dimensions by sweptsource optical coherence tomography and correlation study in a large population. *Acta Ophthalmol.* 2020: 98(4): 487-94.
23. Moreno RN, Srur AM, Nieme C. Cirugía refractiva: indicaciones, técnicas y resultados. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 2010: 21: 901-10.
24. Mönestam E, Behndig A. Impact on visual function from light scattering and glistenings in intraocular lenses, a long-term study. *Acta Ophthalmol.* 2011: 89: 724-8.
25. Suriano M, Bayo P, Cotino JM, Vila-Arteaga J. Casos complicados en la cirugía de cataratas. *Laboratorios Thea*, 46: 3-4.
26. Kanski J, Bowling B. *Oftalmología clínica (7ª edición)*. Barcelona:ELSEVIER. Capítulo 5. Conjuntiva. 2012: 162-3.
27. Vega-Estrada A, Alio JL. The use of intracorneal ring segments in keratoconus. *Eye Vis*, 2016: 15: 3:8.