



Aplicación clínica en segmento anterior del ojo de la tomografía de coherencia óptica, TCO Visante

Ingrid Patricia Urrutia-Breton*

RESUMEN

La tomografía de coherencia óptica es un dispositivo óptico de no contacto, el cual provee una imagen magnificada y detallada de la estructura interna de los tejidos oculares con un examen no invasivo y de alta resolución para la evaluación del segmento anterior y superficie ocular. Actualmente, se ha convertido en una herramienta crucial en la práctica clínica. Se revisan sus fundamentos y aplicaciones clínicas, considerando las ventajas, limitaciones y el rol en el diagnóstico, planeación de cirugía y evaluación clínica del segmento anterior.

Palabras clave: Tomografía de coherencia óptica, córnea, segmento anterior, aplicación clínica.

ABSTRACT

Optical coherence tomography is a non-contact optical device that provides magnified and detailed images of internal structures of ocular tissues with a noninvasive, high resolution exam for evaluation of the anterior segment and ocular surface. At the present time it has become a crucial tool in clinical practice. We review the fundamentals and clinical applications, considering the advantages and limitations, describing its role in the diagnosis, surgical planning and clinical evaluation of the anterior segment.

Key words: Optical coherence tomography, cornea, anterior segment, clinical application.

INTRODUCCIÓN

La tecnología de tomografía de coherencia óptica (TCO) fue descrita en el año 1991 por el Dr. David Huang et al.¹, y estuvo disponible comercialmente en 1995. Inicialmente, la TCO fue un examen utilizado para el estudio de la retina, y su uso se ha ampliado, por ejemplo, para el estudio del nervio óptico y la capa de fibras nerviosas.

En 1994, Joseph Izatt et al.² publicaron el primer reporte sobre el uso de TCO para la evaluación del segmento anterior. En el año 2005, la Food and Drug Administration (FDA) aprueba la primera TCO para estudio de segmento anterior, Visante^{MR} (Carl Zeiss Meditec, Inc., Dublín, CA),

basada en el sistema de captura *time-domain*, el cual utiliza una longitud de onda de 1,310 μm . A diferencia de la longitud de onda de 820 μm , usada inicialmente para el estudio de retina, la de 1,310 μm tiene la ventaja de disminuir la exposición de la retina a la energía de la luz, ya que ésta es fuertemente absorbida por el agua en los tejidos oculares³ y sólo menos de un 7% de la luz incidente alcanza la retina, en comparación con el 93% de transmisión de la longitud de onda de 820 μm . Esto permite incrementar el poder de la señal sin riesgo para el paciente y la captura de datos es 20 veces más rápida, disminuyendo los artefactos de movimiento del paciente. Además, permite mejorar la penetración en tejidos como la esclera, iris y el ángulo iridocorneal.⁴

Desde al año 2002, se introduce la tecnología Fourier-domain o *spectral-domain*, que a diferencia del método de captura *time-domain*, provee un sistema de adquisición de imágenes más rápido, eficiente y con mejor resolución.⁵

* Servicio de Oftalmología del Hospital Juárez de México, Secretaría de Salud. México.

Recibido: 10/01/2019. Aceptado para publicación: 15/03/2019.

Principios de la tomografía de coherencia óptica

La imagen obtenida con TCO es análoga al principio de la ultrasonografía, pero a diferencia de utilizar las ondas acústicas, utiliza ondas de luz, lo que permite obtener una resolución de las imágenes 10 veces superior a lo que se obtiene con la ecografía convencional.

Considerando que la velocidad de la luz es casi un millón de veces más rápida que la velocidad del sonido, los sistemas de TCO utilizan el principio de la interferometría de baja coherencia. Su inventor, Albert Michelson, utilizó este principio para medir las distancias mediante el estudio de la respuesta a una señal luminosa.⁵

Los sistemas de TCO adquieren imágenes midiendo el tiempo de retardo e intensidad de la luz reflejada desde las diferentes estructuras internas de los tejidos que se están evaluando, para lo cual se requiere una fuente de luz y un sistema de interferómetro óptico.

La fuente de luz (láser diodo) es dirigida sobre un espejo que divide la luz incidente en dos vías. Un rayo de luz es enviado al ojo del paciente (brazo de muestra) y reflejado desde las estructuras intraoculares, retornando múltiples señales o axis-scans (A-Scans), que entregan información acerca del grosor y distancia de las estructuras escaneadas. El segundo rayo (brazo de referencia) es enviado y reflejado desde un espejo de referencia, ubicado a una distancia conocida y que actúa como un tiempo de referencia. El rayo que retorna desde el brazo de referencia se combina o interfiere con la luz que retorna desde el brazo de muestra y un detector mide la interferencia entre la luz proveniente de ambas vías.

Diferentes métodos interferométricos pueden utilizarse para detectar el tiempo de retardo de la luz. Los primeros sistemas de TCO aplicaron la tecnología *time-domain*⁵ donde el A-Scan es producido variando la posición del espejo de referencia, generando un perfil de reflectividad correspondiente a la profundidad, por lo que cada profundidad en el tejido es detectada de forma seriada. Debido

a que el sistema depende de un movimiento mecánico del espejo de referencia para medir la reflectividad de los tejidos, existe una limitación para incrementar la velocidad de adquisición de imágenes, logrando obtener 2048 A-Scans por segundo, con una resolución axial de 18 μm y una resolución transversa de 60 μm .⁵

Los sistemas de TCO que adquieren imágenes aplicando el método *Fourier-domain* o *spectral-domain* utilizan un espectrómetro que mide todos los ecos de luz simultáneamente. Esto permite incrementar de 50-100 veces la velocidad de adquisición de imágenes,⁵ logrando una resolución axial de 3-6 μm y una resolución transversa de 15 μm , permitiendo visualizar sin dificultad las diferentes capas de la córnea y obtener mayor detalle de las anomalías presentes. La velocidad de adquisición de las imágenes varía de 26.000 a 40.000 A-Scans por segundo, dependiendo del modelo de OCT evaluado (Cuadro 1).⁵

Limitaciones

Las limitaciones de este examen radican principalmente en la pequeña profundidad de Scan para los sistemas basados en el método *Fourier-domain*, el cual es incapaz de penetrar completamente el epitelio pigmentario del iris. Por este motivo no es posible obtener imágenes del cuerpo ciliar, zónula o quistes retroiridianos. Cuando existen depósitos corneales superficiales muy densos y altamente hiperreflécticos, como placas de calcio, puede observarse una pérdida de la señal y aparición de una sombra en el área inmediatamente posterior al depósito.⁵

Aplicaciones clínicas de la TCO de segmento anterior

Al ser un método de no contacto, rápido con la obtención de imágenes de corte transversal de alta resolución del segmento anterior, es de utilidad en las áreas clínicas y de investigación.

Cuadro 1. Diferencias entre tres modelos de TCO basados en sistema de detección *time-domain* y *Fourier-domain*.

Características	Visante (Carl Zeiss Meditec)	RTVue (Optovue)	Spectralis (Heidelberg)
Sistema	<i>Time-domain</i>	<i>Fourier-domain</i>	<i>Fourier-domain</i>
Longitud de onda	1,310 μm	830 μm	870 μm
Resolución axial	18 μm	5 μm	4 μm
Resolución lateral	60 μm	15 μm	15 μm
Velocidad de adquisición	2.048 A-Scan/s	26.000 A-Scan/s	40.000 A-Scan/s

Menisco lagrimal

La inestabilidad de la película lagrimal con el potencial daño a la superficie ocular está en relación con el síndrome de ojo seco.⁶ La mayoría de los exámenes convencionales, incluyendo la prueba de Schirmer y la tinción son invasivos, puede influir en el resultado.⁷

La medición del menisco lagrimal con la TCO de segmento anterior es efectivo para la evaluación cuantitativa de la lágrima y el diagnóstico del síndrome de ojo seco en pacientes con epífora por estenosis de los puntos lagrimales,^{7,8} ya que es no invasivo y rápido. La medición del menisco lagrimal se debe hacer inmediatamente después del parpadeo, y se miden tres parámetros: la altura del menisco lagrimal (TMH), la profundidad del menisco lagrimal (TMD) y el área del menisco lagrimal (TMA).⁷

Cirugía refractiva

La TCO es útil en el diagnóstico, planificación preoperatoria y manejo postoperatorio de pacientes que son candidatos a cirugía refractiva.⁹

En la evaluación de pacientes candidatos a implante de lente fáquico se puede medir la profundidad de cámara anterior para determinar el tamaño del lente intraocular a colocar y predecir su posición en relación con el endotelio corneal.^{10,11} Guell et al. han reportado el uso de la TCO de segmento anterior en el preoperatorio como herramienta para examinar cambios en las dimensiones del segmento anterior y la posición del cristalino durante la acomodación, así como su dinámica. Con este conocimiento se pueden evaluar las innovaciones de los lentes intraoculares y proveer información anatómica para evitar complicaciones en el postoperatorio. Se puede medir la distancia entre el lente intraocular y la superficie anterior del cristalino.¹²

Otra utilidad de la TCO en segmento anterior es evaluar pacientes que son candidatos a cirugía refractiva LASIK por posibles contraindicaciones. Se puede realizar mapa paquimétrico completo y preciso, siendo un complemento para detectar córneas delgadas en un paciente con sospecha de ectasia, o queratocono frustrado.^{13,14} En pacientes postoperados de cirugía refractiva LASIK permite medir el grosor del flap, del lecho residual y evaluar el desempeño de microquerátomos y/o femtosegundo, observando la arquitectura del flap o donde se sospecha la presencia de ectasia post-LASIK.^{5,15-17} También es un examen útil en pacientes con crecimiento epitelial post-LASIK, queratitis lamelar difusa, desplazamiento del flap,¹⁸ o presencia de fluido en la interfase.

En pacientes con haze postqueratectomía fotorrefractiva (PRK) es posible evaluar la irregularidad de la superficie ocular, engrosamiento epitelial y profundidad del haze.⁵

Cirugía de catarata

LA TCO tiene un papel importante en la planeación preoperatoria para cirugía de catarata, incluyendo el cálculo del lente intraocular, determinación de medidas del segmento anterior, caracterización de la superficie ocular y evaluación de riesgos y complicaciones.¹⁹

En el postoperatorio se puede evaluar la posición y estabilidad del lente intraocular, la córnea y se pueden obtener imágenes detalladas de la arquitectura de las incisiones corneales, la profundidad de las suturas y evaluar su relación con complicaciones en el postoperatorio, incluyendo la endoftalmitis.²⁰

Cirugía corneal

Trasplante de córnea o queratoprótesis

En el preoperatorio se puede evaluar el tejido del donador.²¹ El mayor uso es en trasplantes lamelares profundos. La TCO permite monitorizar el proceso de recuperación una vez que la función endotelial ha sido restaurada. Es posible medir el grosor corneal central y periférico, evaluar la forma del injerto, alineamiento entre la córnea de donante y de huésped y tener una clara visualización de la interfase, observando eventualmente la presencia de fluido, Descemet residual o la dislocación del lentículo donante, complicaciones importantes a descartar en paciente con edema corneal persistente.^{5,22} Estos detalles son importantes en el manejo del postoperatorio y es difícil de evaluar en la lámpara de hendidura.

En pacientes con antecedente de fracaso de injerto reiterado, los implantes de queratoprótesis pueden ser una opción terapéutica. El seguimiento con la TCO en este grupo de pacientes permite evaluar la estabilidad anatómica de la queratoprótesis y eventuales complicaciones, tales como crecimiento epitelial, presencia de membrana retroprostética, *melting* y necrosis periprostética, detectando alteraciones difíciles de observar en el examen clínico con lámpara de hendidura.^{5,23}

También se puede evaluar la profundidad de la herida corneal provocada por un cuerpo extraño, laceración o quemadura ocular y también se puede utilizar para evaluar la respuesta al tratamiento.²⁴

Queratocono

Un rasgo característico de este padecimiento es el adelgazamiento corneal focal y excéntrico.²⁵ La TCO es un examen de utilidad para realizar un estudio paquimétrico completo y detectar adelgazamiento focal anormal de la córnea.²⁶ En pacientes que requieren procedimientos quirúrgicos, tales como implantes de segmentos de anillo corneal, puede obtenerse imágenes precisas sobre la ubicación y profundidad del implante en el estroma y monitorizar los cambios ocurridos después del implante.^{5,27,28} También es posible evaluar el proceso de curación de pacientes con hidrops y evaluación de pacientes en preoperatorio y postoperatorio de cirugía lamelar profunda (DALK).^{5,29}

Distrofia corneal

La TCO es útil en el examen diagnóstico y manejo de pacientes con distrofia de la membrana basal del epitelio, distrofia de capa de Bowman, distrofias estromales y endoteliales, siendo útil para determinar las características y profundidad de los depósitos, con una buena correlación con los hallazgos histopatológicos.³⁰ Es útil para dar seguimiento y manejo de ablación con láser o quirúrgico, dependiendo de las características, ubicación y profundidad de la enfermedad subyacente.⁵

Adelgazamiento corneal y escleral

La TCO permite medir el tejido comprometido en pacientes con adelgazamiento escleral y/o corneal periférico, demarcando el área de *melting* previo a queratoplastia, para evaluar el tipo y la cantidad de tejido necesario para la reparación quirúrgica. Además, es un examen objetivo que facilita el seguimiento de pacientes con degeneración marginal pelúcida, degeneración marginal de Terrien, úlcera de Mooren o queratitis ulcerativa periférica.⁵

Procesos inflamatorios e infecciosos

La queratitis microbiana puede causar una úlcera corneal severa y pérdida visual significativa. La TCO permite observar la presencia de irregularidad del epitelio, erosión úlcera corneal, cuantificando su profundidad, grosor y extensión de la lesión o del infiltrado corneal, así como ser un elemento objetivo para evaluar *in vivo* el curso clínico, proceso de curación y la respuesta al tratamiento.⁵

También ha sido útil para evaluar a pacientes con enfermedad inflamatoria crónica de la superficie ocular y presencia de degeneración nodular de Salzmann.³⁰

Tumores oculares

Reportes recientes han descrito el uso de la TCO para el diagnóstico y manejo de casos de neoplasia intraepitelial de córnea y conjuntiva. Se pueden capturar imágenes previas al tratamiento con una buena correlación con el estudio histopatológico.⁵ También permite realizar seguimiento y detectar casos con enfermedad residual subclínica, previniendo la suspensión prematura del tratamiento tópico.³¹

La TCO también tiene un rol en la diferenciación de lesiones iridianas quísticas de las sólidas, especialmente en lesiones poco pigmentadas. Su principal limitación es la escasa penetración a través del iris, limbo y esclera, por lo que se dificulta la evaluación de lesiones retroiridianas y cuerpo ciliar, donde la biomicroscopia ultrasónica (UBM) es una mejor herramienta diagnóstica para evaluar la presencia y extensión de tumores del cuerpo ciliar.³²

El nevo de iris se presenta como un área hiperrefléctica que proyecta una sombra posterior en el área del epitelio pigmentario subyacente. Se puede objetivar el tamaño y relación con el ángulo iridocorneal para su seguimiento.³²

Evaluación de opacidades corneales

La luz infrarroja es capaz de penetrar aun a través de opacidades corneales severas. La TCO puede evaluar la extensión y profundidad de la cicatriz y así decidir entre realizar una queratectomía fototerapéutica, cirugía lamelar (superficial o profunda) o queratoplastia penetrante. Además, es posible evaluar el ángulo iridocorneal, cámara anterior y la presencia de sinequias anteriores periféricas.⁵

Evaluación del ángulo y glaucoma

Debido a la habilidad para discriminar los detalles de las estructuras del ángulo iridocorneal y sus relaciones anatómicas con alta resolución, la TCO de segmento anterior es una herramienta complementaria para el diagnóstico de glaucoma.

Provee una estimación cuantitativa del ángulo entre la superficie del iris y la superficie posterior de la córnea y observar la imagen del espolón escleral. La imagen del segmento anterior es esencial, evalúa la configuración de la cámara anterior con datos cuantitativos y reproducibles, particularmente en los cuadrantes temporal y nasal,^{5,33,34} con baja variabilidad intraobservador e interobservador. La gonioscopia sigue siendo el estándar de oro para la evaluación del ángulo de la cámara anterior, utilizando la clasificación de Shaffer; sin embargo, al utilizar diferentes métodos es

posible medir el ángulo iridocorneal con la TCO³⁵ evitando los artefactos de iluminación y compresión observados en la gonioscopia. Además, la gonioscopia convencional es una evaluación subjetiva que puede llevar a un diagnóstico erróneo, por lo que se necesita una evaluación objetiva del ángulo. También es de gran utilidad en los casos en que es difícil realizar la gonioscopia por la presencia de opacidades corneales. Nolan et al. y Sakata et al.^{36,37} encontraron que la TCO de segmento anterior es más sensible en el diagnóstico de ángulo cerrado, en comparación con la gonioscopia.

Con la TCO de segmento anterior también se puede obtener la profundidad de la cámara anterior y la dimensión periférica del ángulo iridocorneal. Asimismo, se puede hacer investigación dinámica, incluyendo la variación anatómica dinámica basada en la iluminación, en condiciones de luz y oscuridad.³⁸

La TCO también provee información morfológica útil posterior, procedimientos de láser o quirúrgicos para glaucoma, analizando las características de la bula después de la trabeculectomía, evaluando la cercanía al endotelio y permeabilidad del tubo de los implantes valvulares, y evaluando los ángulos iridocorneales posterior a la iridotomía.^{5,39-41}

CONCLUSIONES

La TCO es un dispositivo de imagen que puede utilizarse tanto para la clínica como para investigación en padecimientos del segmento anterior del ojo. Debido a la alta definición de las imágenes y al ser de no contacto es de gran utilidad para la evaluación diagnóstica, la toma de decisiones para el plan quirúrgico y la evaluación de la respuesta terapéutica. Tanto el médico oftalmólogo como el paciente son beneficiados al obtener imágenes detalladas del segmento anterior del ojo.

Conflicto de intereses: La autora no posee ningún interés comercial ni económico sobre los contenidos y/o equipos discutidos en este artículo.

REFERENCIAS

1. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical coherence tomography. *Science* 1991; 254: 1178-81.
2. Izatt JA, Hee MR, Swanson EA, et al. Micrometer scale resolution imaging of the anterior eye *in vivo* with optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol* 1994; 112(12): 1584-9.
3. Van den Berg TJ, Spekrijse H. Near infrared light absorption in the human eye media. *Vision Res* 1997; 37(2): 249-53.
4. Huang D, Li Y, Radhakrishnan S. Optical coherence tomography of the anterior segment of the eye. *Ophthalmol Clin North Am* 2004; 17(1): 1-6.

5. Cortés DE, et al. Tomografía de coherencia óptica y segmento anterior. *Panamericana*; 2012. pp. 5-10.
6. The definition and classification of dry eye disease: report of the definition and classification subcommittee of the international dry eye Workshop. *The Ocular Surface* 2007; 5(2): 75-92.
7. Czajkowski G, Kaluzny BJ, Laudenska A, Malukiewicz G, Kaluzny JJ. Tear meniscus measurement by spectral optical coherence tomography. *Optometry and Vision Science* 2012; 89(3): 336-42.
8. Bujak MC, Yiu S, Zhang X, Li Y, Huang D. Serial measurement of tear meniscus by FD-OCT after instillation of artificial tears in patients with dry eyes. *Ophthalmic Surgery Lasers and Imaging* 2011; 42(4): 308-13.
9. Li H, Leung CK, Wong L, et al. Comparative study of central thickness measurement with slit-lamp optical coherence tomography and Visante optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2008; 115(5): 796-801.e2.
10. Goldsmith JA, Li Y, Chalita MR, Westphal V, Patil CA, Rollins AM, et al. Anterior chamber width measurement by high-speed optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2005; 112: 238-44.
11. Doors M, Cals DW, Berendschot TT, de Brabander J, Hendrikse F, Webers CA, et al. Influence of anterior chamber morphometrics on endothelial cell changes after phakic intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 2110-8.
12. Guell JL, Morral M, Gris O, Gaytan J, Sisquella M, Manero F. Evaluation of Verisyse and Artiflex phakic intraocular lenses during accommodation using Visante optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 1398-404.
13. Mohamed S, Lee GK, Rao SK, Wong AL, Cheng AC, Li EY, et al. Repeatability and reproducibility of pachymetric mapping with Visante anterior segment-optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2007; 48: 5499-504.
14. Li Y, Shekhar R, Huang D. Corneal pachymetry mapping with high speed optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2006; 113: 792-9.
15. Kucumen RB, Dinc UA, Yeneral NM, Gorgun E, Alimgil ML. Immediate evaluation of the flaps created by femtosecond laser using anterior segment optical coherence tomography. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging* 2009; 40: 2541-4.
16. Stahl JE, Durrie DS, Schwendeman FJ, Boghossian AJ. Anterior segment OCT analysis of thin IntraLase femtosecond flaps. *J Refract Surg* 2007; 23: 555-8.
17. Von Jagow B, Kohnen T. Corneal architecture of femto-second laser and microkeratome flaps imaged by anterior segment optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 35-41.
18. Rosas C, Li Y, Huang D. High-resolution optical coherence tomography visualization of LASIK flap displacement. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1640-2.
19. Nguyen P, Chopra V. Applications of optical coherence tomography in cataract surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2013; 24: 47-52.
20. Dupont-Monod S, Labbe A, Fayol N, Chassignol A, Bourges JC, Baudoin C. *In vivo* architectural analysis of clear corneal incisions using anterior segment optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 444-50.
21. Choi CY, Youm DJ, Kim MJ, Tchah H. Changes in central corneal thickness of preserved corneas over time measured using anterior segment optical coherence tomography. *Cornea* 2000; 28: 536-40.
22. Wylegala E, Nowinska A. Usefulness of anterior segment optical coherence tomography in Descemet membrane detachment. *Eur J Ophthalmol* 2009; 19: 723-8.



23. Garcia JP Jr, de la Cruz J, Rosen RB, Buxton DF. Imaging implanted keratoprotheses with anterior segment optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy. *Cornea* 2008; 27: 180-8.
24. Wylegala E, Dobrowolski D, Nowinska A, Tarnawska D. Anterior segment optical coherence tomography in eye injuries. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2009; 247: 451-55.
25. Rabinowitz Y. Keratoconus. *Surv Ophthalmol* 1998; 42: 297-319.
26. Li Y, Meisler D, Tang M, et al. Keratoconus diagnosis with optical coherence tomography pachymetry mapping. *Ophthalmology* 2008; 115(12): 2159-66.
27. Lai MM, Tang M, Andrade EM, Li Y, Khurana RN, Song JC, et al. Optical coherence tomography to assess intrastromal corneal ring segment depth in keratoconic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 1860-5.
28. Wirbelauer C, Winkler J, Scholz C, Haberle H, Pham DT. Experimental imaging of intracorneal ring segments with optical coherence tomography. *J Refract Surg* 2003; 19: 367-71.
29. Vanathi M, Behera G, Vengayil S, Panda A, Khokhar S. Intracameral SF6 injection and anterior segment OCT-based documentation for acute hydrops management in pellucid marginal degeneration. *Cont Lens Anterior Eye* 2008; 31: 164-6.
30. Vajzovic L, Karp CL, Haft P, Abou M, Dubovy S, Hurmeric V, et al. Ultra high-resolution anterior segment optical coherence tomography in the evaluation of anterior corneal dystrophies and degenerations. *Ophthalmology* 2011; 118: 1291-6.
31. Abou M, Karp CL, Perez V, Hofmann R, Ventura R, Chang V, et al. Diagnosis and management of conjunctival and corneal intraepithelial neoplasia using ultra high-resolution optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2011; 118: 1531-7.
32. Bianciotto C, Shields C, Guzman J, Romanelli-Gobbi M, Mazzuca D, Green R, et al. Assessment of anterior segment tumors with ultrasound biomicroscopy versus anterior segment optical coherence tomography in 200 cases. *Ophthalmology* 2011; 118: 1297-302.
33. Radhakrishnan S, See J, Smith SD, Nolan WP, Ce Z, Friedman DS, et al. Reproducibility of anterior chamber angle measurements obtained with anterior segment optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2007; 48: 3663-8.
34. Kim DY, Sung KR, Kang SY, Cho JW, Lee KS, Park SB, et al. Reproducibility of anterior chamber angle by anterior segment OCT. *Acta Ophthalmol* 2009 Nov 19. Retrieved online.
35. Radhakrishnan S, Huang D, Smith SD. Optical coherence tomography imaging of the anterior chamber angle. *Ophthalmol Clin North Am* 2005; 18(3): 375-81, vi.
36. Nolan NP, See JL, Chew PT, Friedman DS, Smith SD, Radhakrishnan S, et al. Detection of primary angle closure using anterior segment optical coherence tomography in Asian eyes. *Ophthalmology* 2007; 114: 33-9.
37. Sakata LM, Lavanya R, Friedman DS, Aung HT, Gao H, Kumar RS, et al. Comparison of gonioscopy and anterior segment ocular coherence tomography in detecting angle closure in different quadrants of the anterior chamber angle. *Ophthalmology* 2008; 115: 769-74.
38. Dada T, Sihota R, Gadia R, Aggarwal A, Mandal S, Gupta V. Comparison of anterior segment optical coherence tomography and ultrasound biomicroscopy for assessment of the anterior segment. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 837-40.
39. Sarodia U, Sharkawi E, Hau S, Barton K. Visualization of aqueous shunt position and patency using anterior segment optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 2007; 143: 1054-6.
40. Singh M, Chew PT, Friedman DS, Nolan WP, See JL, Smith SD, et al. Imaging of trabeculectomy blebs using anterior segment optical coherence tomography. *Ophthalmology* 2007; 114: 47-53.
41. Ciancaglini M, Carpineto P, Agnifili L, Nubile M, Lanzini M, Fasanella V, et al. Filtering bleb functionality: a clinical anterior segment optical coherence tomography and *in vivo* confocal microscopy study. *J Glaucoma* 2008; 17: 308-17.

Solicitud de sobretiros:

Dra. Ingrid Patricia Urrutia-Breton
 Hospital Juárez de México.
 Av. Instituto Politécnico Nacional Núm. 5160,
 Col. Magdalena de las Salinas, C.P. 07760,
 Gustavo A. Madero, Ciudad de México, México.
 Teléfono: 55 57477560
 Correo electrónico: ingridurrutia@hotmail.com