
Oftalmología Clínica y Experimental

Publicación científica del Consejo Argentino de Oftalmología • ISSN 1851-2658 • Volumen 9 • Número 3 • Septiembre 2016

REVIEWS

Ecometría para el cálculo de lentes intraoculares
Ecografía y Doppler oftálmicos

OCE

9.3

conoce a



Innovadora bomba
VacuFlow VTi que
combina la potencia de
la bomba Venturi con la
seguridad de una bomba
peristáltica.
Controla el flujo desde
0,1 cc/min.

Iluminacion LED.

Tecnología TDC.

Pedal inalámbrico.



Centro Optico Casin s.a.

Insumos y Equipos para oftalmología

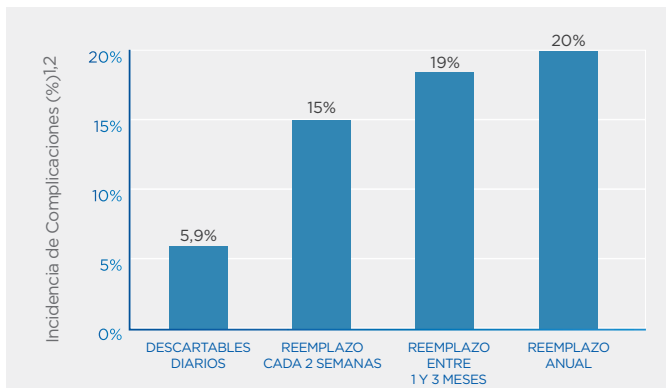
inspired by you created by DORC

NADA MEJOR QUE ALGO **NUEVO**

MUCHAS COSAS EN LA VIDA SON MEJORES CUANDO SON NUEVAS,
CON LOS LENTES DE CONTACTO NO PODÍA SER DIFERENTE.

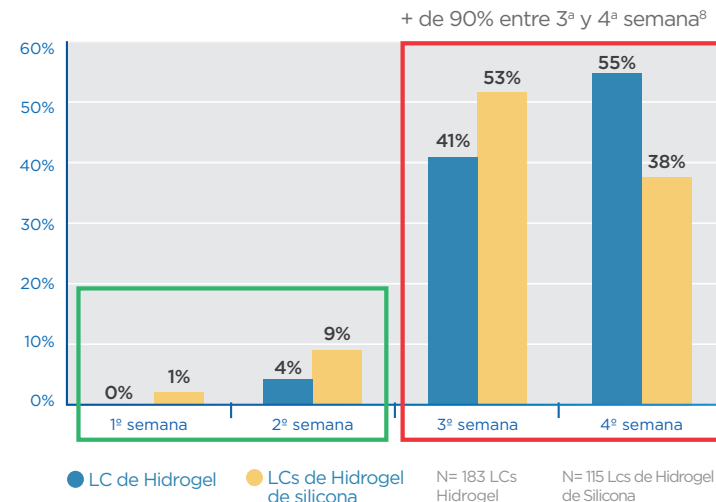
ACUVUE®
LENTES DE CONTACTO

RELACIÓN ENTRE COMPLICACIONES CLÍNICAS
EXPERIMENTADAS Y EL ESQUEMA DE
REEMPLAZO¹



UN REEMPLAZO MÁS FRECUENTE CONDUCE A MENOS DEPÓSITOS
EN LA SUPERFICIE DE LOS LENTES DE CONTACTO:^{3,4,5}

70% DE LOS USUARIOS DE LENTES DE CONTACTO **MENSUALES**
PRESENTAN DISMINUCIÓN EN LA COMODIDAD A LO LARGO DEL
TIEMPO DE USO.⁸



MEJOR VISIÓN¹

MAYOR COMODIDAD¹

USO MÁS SALUDABLE Y
SATISFATORIO DE LENTES DE
CONTACTO^{1,6,7}

LOS LENTES DE CONTACTO CON UN **ESQUEMA DE REEMPLAZO
MÁS FRECUENTE PUEDEN MAXIMIZAR LA COMODIDAD DE LOS
USUARIOS Y FAVORECER LA SALUD OCULAR.**^{1,8}

SIÉNTASE MÁS SEGURO AL INDICAR OPCIONES MÁS SALUDABLES,
CÓMODAS Y PRÁCTICAS, **CON LAS TECNOLOGÍAS EXCLUSIVAS DE
ACUVUE®:**^{1,3,8}



1-DAY ACUVUE® MOIST®

REEMPLAZO DIARIO + HIDROGEL

“CUIDADO EXTRA INCLUSO PARA
OJOS SECOS O SENSIBLES”⁹

UV BLOCKING



ACUVUE® OASYS® CON HYDRACLEAR® PLUS



**PARA
ASTIGMATISMO**

Superficie ultrasuave,
para un día más cómodo.¹⁰

1. Solomon, O.D. et al. A 3-year prospective study of the clinical performance of daily disposable contact lenses compared with frequent replacement and conventional daily wear contact lenses. CLAO J. 1996; 22(4):250-7. 2. Gráfico creado para Johnson & Johnson VisionCare a partir de la información contenida en la tabla IX, página 256 del artículo de referencial. 3. Walther, H. et al. Factors that influence in vitro cholesterol deposition on contact lenses. Optom Vis Sci. 2013; 90:1057-65. 4. Holly, L. et al. Lipid deposition on hydrogel contact lenses: how history can help us today. Optom Vis Sci. 2007; 84(4):286-95. 5. Jones, L. et al. Spoilation and clinical performance of monthly vs. three monthly Group II disposable contact lenses. Optom Vis Sci. 1996; 73(1):16-21. 6. Hamano, H. et al. A study of the complications induced by conventional and disposable contact lenses. CLAO J. 1994; 20(2):103-8. 7. Porazinski, A.D., Donshik, P.C. Giant papillary conjunctivitis in frequent replacement contact lens wearers: a retrospective study. CLAO J. 1999; 25(3):142-7. 8. Frangie, J., Schiller, S. & Hill, L.A. Understanding Lens Performance from Wearers of Monthly Replacement Contact Lenses. Optometry Today. 2008; 48(12): 39-42. 9. Johnson & Johnson Vision Care, datos en archivo, 2014. Entrevistas doble-ciego en línea con el Profesional de la Visión (PSV) más representativos quienes prescriben lentes de contacto en Reino Unido, Noviembre 2013 a Enero 2014. N=204. 74-77% de los PSV están de acuerdo que 1-DAY ACUVUE® MOIST® o 1-DAY ACUVUE® MOIST® para Astigmatismo - ó la familia de 1-DAY ACUVUE® MOIST® es ideal para pacientes que necesitan un cuidado extra en sus ojos. Todas las marcas de Lentes de Contacto ACUVUE® tienen protector UV de clase 1 o 2, el cual proporciona protección contra la transmisión de la dañina radiación UV a la córnea y al interior del ojo. Los lentes de contacto que absorben los rayos UV, NO son sustitutos de la protección que proporcionan las gafas o los lentes solares, ya que no cubren completamente el ojo ni las áreas de alrededor. 10. Sulley, A.; Madec-Hilly, A.; Packe, R. Large scale survey of senofilcon A contact lens wearers. Optom Vis Sci. 2012; E-abstract 125443. Material para uso exclusivo del Profesional de la Visión. Productos de venta bajo receta. Para más información sobre uso, cuidado de mantenimiento y seguridad consulte a un profesional de la visión. Llame al centro de atención al cliente: 0800-444-2604 o a nuestra casilla de e-mail contactenos.ar@acuvue.com. Visite www.acuvue.com.ar o consulte la Guía de Instrucciones para el usuario Johnson & Johnson de Argentina S.A.C e I. Mendoza 1259, Belgrano, Buenos Aires. **ADVERTENCIA:** Los lentes de contacto que absorben rayos UV no son reemplazo de elementos que protegen la absorción de rayos UV, tales como anteojos protectores o anteojos de sol que absorben rayos UV, porque no cubren completamente el ojo y el área de alrededor. Debería continuar usando este tipo de elementos del modo prescrito. Ante cualquier duda, consulte a un profesional de la Visión.



Curso de Educación Superior en Oftalmología del Cono Sur

UNA EXPERIENCIA PARA TODA LA VIDA

13 febrero al 17 de marzo 2017
Buenos Aires, Argentina

Directores del curso: Dr. Mario Saravia,
Dr. Ariel Schlaen, Dr. Marcelo Reinhart

- 200 horas de contenido teórico-práctico
- 200 disertantes de todo el continente
- Wet-labs
- Eventos sociales

Cupos limitados

Más información

www.ofthalmologos.org.ar/conosur
educacion@ofthalmologos.org.ar
(+5411) 4374-5400, interno 201

Oftalmología Clínica y Experimental

Volumen 9 Número 3 Septiembre de 2016

Sumario

Ecometría para el cálculo de lentes intraoculares

Ultrasonography for intraocular lens calculation

Ecometría para o cálculo de lentes intraoculares

Juan A. Dalmagro y Julio A. Urrets Zavalía

75

Ecografía y Doppler oftálmicos

Ophthalmic ultrasonography and Doppler

Ecografía e Doppler oftálmicos

Luciana Sánchez, Marcos Dellamea, John Feinner Hurtado, María Julia Zunino,
Francisco Togni, Mariano Sosa

88

Queratoplastia endotelial de membrana de Descemet: alternativas experimentales para la preparación del tejido donante

Descemet membrane endothelial keratoplasty: experimental alternatives for donor tissue preparation

Ceratoplastia endotelial de membrana de Descemet: alternativas experimentais para a preparação do tecido
doador

C. Taimi Cárdenas Díaz, Iván Hernández López, Armando Capote Cabrera, Wina Ravelo
Vázquez, Dunia Cruz Izquierdo

98

Enfermedad de Stargardt: presentación clínica de cuatro casos familiares

Stargardt disease: a clinical report on four family cases

Doença de Stargardt: apresentação clínica de quatro casos familiares

Juan Pablo Medina López, René Hernán Parada Vásquez, Jaime Arturo Rodríguez Gómez,
Javier Castillo Velásquez

108

Instrucciones para los autores

vi

Equipo

Editor en jefe

Javier Casiraghi

Editores en jefe asociados

Alejandra Carrasco

Fernando Pellegrino

Ariel Schlaen

Asociación de Investigación en Visión y

Oftalmología (AIVO)

Nora Rotstein

Asociación Argentina de Glaucoma (ASAG)

Jorge Federico Lynch

Centro Argentino de estrabismo (CAE)

Fernando Prieto Díaz

Sociedad Argentina de Cornea,

Refractiva y Catarata (SACRYC)

Daniel Badoza

Sociedad Argentina de Plástica Ocular (SAPO)

Carlos Mir

Sociedad Argentina de Retina y Vítreo (SARYV)

Mariano Irós

Consejo editorial

Emiliano Becerra

Alejandro Berra

Cristóbal Couto

Leonardo D'Alessandro

Juan E. Gallo

Pablo Larrea

Carolina Ortube

David Pelayes

Ruth Rosenstein

Felisa Shokida

Rodrigo M. Torres

Julio Urrets Zavalía

Ricardo Wainsztein

Daniel Weil

Consejo asesor

J. Fernando Arévalo, Estados Unidos

Pablo Chiaradía, Argentina

Fernando Gómez Goyeneche, Colombia

Van C. Lansingh, Estados Unidos

Roque Maffrand, Argentina

Arturo Maldonado Bas, Argentina

Paulo Augusto de Arruda Mello, Brasil

Cristina Muccioli, Brasil

Javier Odoriz Polo, Argentina

Alejo Vercesi, Argentina

Marlene Vogel G., Chile

Editores eméritos

Myriam Berman

Alberto Ciancia

Enrique S. Malbran

Hugo Dionisio Nano

Israel Jaime Yankelevich

Jorge Zárate

Equipo editorial

Raúl Escandar

Débora Paschetta

Sebastián Centurión

Jorge Martins

Myriam Tencha

Inés Ramírez Bosco

Oftalmología Clínica y Experimental

La revista **Oftalmología Clínica y Experimental** tiene una frecuencia trimestral (cuatro números por año). El objetivo es brindar acceso a material científico en español, en portugués y en inglés. Contiene trabajos originales de investigación clínico-quirúrgica y básica, comunicaciones breves, informe de casos y series, revisiones sistemáticas, apuntes en medicina basada en la evidencia, bioestadística y prevención de la ceguera, comentarios de resúmenes destacados para la práctica oftalmológica presentados en congresos y reuniones de la especialidad y referencias a publicaciones de otras revistas. Se estimula el envío de correspondencia para la sección de cartas de lectores abierta a todos los profesionales que deseen expresar sus comentarios sobre los trabajos publicados y observaciones preliminares importantes para la práctica oftalmológica. Los trabajos recibidos son evaluados por profesionales con conocimiento del tema tratado de acuerdo con normas internacionales. La revista cuenta con un sistema de autoevaluación para contabilizar créditos de educación permanente. Los artículos podrán ser localizados e identificados a través de los buscadores usuales de la web abierta y bases de datos regionales.

El Comité Editorial de la revista adhiere a los principios establecidos por el International Committee of Medical Journal Editors y se ajusta a los principios de la Declaración de Helsinki y a los principios de cuidados de animales para experimentación de la Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO).

CAO

CONSEJO ARGENTINO
DE OFTALMOLOGÍA

Comité ejecutivo 2016-2017

Presidente:

Dr. Pablo Daponte

Vicepresidente:

Dr. Fernando Suárez

Secretario:

Dr. Gustavo Bodino

Prosecretario:

Dr. Guillermo Magnano

Secretario adjunto:

Dr. Roberto Ebner

Tesorero:

Dr. Javier Casiraghi

Protesorero:

Dr. Daniel Badoza

Domicilio editorial: Consejo Argentino de Oftalmología,
Tte. Gral. J. D. Perón 1479, PB, 1037AAO Buenos Aires, Argentina
Teléfono: (54-11) 4374-5400 líneas rotativas.

Correspondencia al editor: secretaria@oftalmologos.org.ar

Las instrucciones para los autores se encuentran al final de la publicación.

Número de propiedad intelectual en trámite.

Impresión: Galtprinting, Ayolas 494, C1159AAB Buenos Aires, Argentina

Propiedad intelectual: Ninguna parte de esta revista podrá ser reproducida por ningún medio, incluso electrónico, ni traducida a otros idiomas sin autorización escrita de sus editores. Los editores y miembros del comité asesor no tienen interés comercial, ni patrocinan o acreditan ninguno de los productos comerciales o procedimientos de diagnóstico o tratamiento mencionados en los artículos publicados.

Ecometría para el cálculo de lentes intraoculares

Juan A. Dalmagro y Julio A. Urrets Zavalía

Servicio de Oftalmología, Clínica Universitaria Reina Fabiola, Universidad Católica de Córdoba

Recibido: 9 de junio de 2016.

Aceptado: 28 de junio de 2016.

Correspondencia:

Dr. Juan A. Dalmagro
Clínica Universitaria Reina Fabiola
Oncativo 1248
5000 Córdoba, Argentina
juan.dalmagro@gmail.com

Oftalmol Clin Exp (ISSN 1851-2658)
2016; 9(3): 75-87.

Resumen

La medición del largo axial tuvo su punto de inflexión en 1999 con el advenimiento de la biometría óptica, que sigue superándose a sí misma con nuevas propuestas tecnológicas y coexiste con el uso tradicional de ultrasonidos de contacto y de inmersión.

La potencia corneal puede ser determinada mediante queratómetros manuales o automáticos —estos últimos ya incorporados como unidad funcional a los equipos de biometría óptica— y se puede recurrir a los topógrafos y al OCT para casos especiales. Así también conviven conceptos que reflejan progreso y épocas diferentes como la queratometría estándar, la queratometría simulada, etc. Hoy nuevamente la evolución tecnológica promete mejorar o complementar lo que hace poco pareció ser un antes y un después definitivo de la biometría óptica con la reciente incorporación de los aberrómetros intraoperatorios.

Se consideran las generalidades, los casos especiales y las señales de alerta para optimizar y evitar posibles errores en las mediciones del largo axial, la potencia corneal y la selección de fórmulas.

Ultrasonography for intraocular lens calculation

Abstract

Axial length measurement had a turning point in 1999 with the advent of optical biometry, a technique that keeps on improving itself with new technological proposals, and that coexists with the traditional use of contact and immersion ultrasound.

Corneal power can be measured by means of manual or automated keratometry —this latest one already incorporated as a functional unit to optical biometry devices— and, for special cases, topography and OCT can be used. Likewise, different concepts reflecting evolution and different times, such as standard keratometry, simulated keratometry, etc., coexist today. Currently, once again, with the recent incorporation of intraoperative aberrometers, technological evolution promises to improve or supplement what not a long time ago seemed to be a definite before and after in optical biometry. Here we consider the basics, special cases and warning signs with the purpose of optimizing and avoiding possible mistakes in axial length and corneal power measurements as well as in formula selection.

Ecometria para o cálculo de lentes intraoculares

Resumo

A medição do comprimento axial teve seu ponto de inflexão em 1999 com o advento da biometria óptica, que segue auto superando-se com novas propostas tecnológicas e coexiste com o uso tradicional de ultrassom de contato e de imersão.

A potência corneana pode ser determinada por ceratómetros manuais ou automáticos —estes últimos já incorporados como unidade funcional às equipes de biometria óptica— e é possível recorrer aos topógrafos e ao OCT para casos especiais. Também convivem conceitos que refletem progresso e épocas diferentes como a ceratometria estándar, a ceratometria simulada, etc. Hoje novamente a evolução tecnológica promete melhorar ou complementar o que faz pouco parecia ser um antes e um depois definitivo da biometria óptica com a recente incorporação dos aberrômetros intraoperatórios.

Consideram-se as generalidades, os casos especiais e as sinais de alerta para otimizar e evitar possíveis erros nas medições do comprimento axial, a potência corneana e a seleção de fórmulas.

Palavras-chave: comprimento axial, biometria óptica, fórmulas, ecometria, lentes intraoculares.

Introducción

Son elocuentes las necesidades crecientes de la exactitud en el cálculo de la lente intraocular vinculadas con el advenimiento del continuo avance y perfeccionamiento en las técnicas quirúrgicas para la extracción de cataratas y con el incremento de las expectativas de los pacientes en cuanto al resultado alcanzado socialmente en función de la independencia de anteojos.

El cirujano ha de correlacionar el estado refractivo previo del paciente, sus antecedentes y cada uno de los parámetros medidos más allá de todos los avances en los métodos de cálculo y de medición. Una orientación se obtiene al multiplicar la refracción previa por 1,6 y luego sumar a este resultado 18. Si hubiera discordancias importantes se procederá a revisar las mediciones y/o a buscar las explicaciones que lo justifiquen.

El largo axial y la profundidad de la cámara anterior (ACD) han sido medidos tradicionalmente mediante ultrasonidos. Desde 1999 la biometría óptica ha ido posicionándose como el método de referencia para hacerlo. El IOL-Master 500 (Carl Zeiss Meditec, Dublin, California, Estados Unidos) utiliza interferometría de coherencia parcial con un diodo láser infrarrojo de 780 μm . El Lenstar LS 900 (Haag-Steit, Koeniz, Suiza) usa reflectometría óptica de baja coherencia a través de un diodo superluminiscente de 820 μm . El nuevo IOL-Master 700 (Carl Zeiss Meditec, Alemania), mediante la tomografía de coherencia óptica “swept source”, permite obtener mediciones en ojos con cataratas nucleares más densas o subcapsulares posteriores más avanzadas al no estar basado en métodos ópticos dependientes de la facilidad de la propagación de la luz. Incorpora la fórmula Holladay II y la nueva fórmula Haigis-T para LIO tóricas. Determina en forma automática la profundidad de la cámara anterior (el IOL-Master 500 lo hace mediante una sección óptica en forma de hendidura que es más sensible a errores del operador) y suma las mediciones de paquimetría y diámetro pupilar a las habituales del modelo anterior de la marca.

La queratometría puede medirse por conocidos equipos manuales o automáticos dentro de los que

ahora hay que incluir las propias del IOL-Master y del Lenstar LS 900.

La topografía corneal es altamente recomendable para evaluar ojos con cirugía refractiva previa. Brinda información adicional de la potencia corneal más central, incluyendo queratometrías simuladas (Sim K) dentro de 1-2 y 3 mm, dependiendo del fabricante.

El Orbscan II (B+L, Rochester, New York, Estados Unidos) combina técnicas de reflexión y proyección a partir del disco de Plácido y el escaneado de hendidura obteniendo topografía axial y tangencial.

La Pentacam (Oculus, Arlington, Washington, Estados Unidos) utiliza una cámara Scheimpflug rotacional y otra de tipo estático asociada.

El Galilei (Ziemer, Port, Suiza) escanea el segmento anterior mediante un disco de Plácido y un sistema Scheimpflug dual rotatorio.

La tomografía de coherencia óptica (OCT) mide con alta resolución los contornos corneales anterior y posterior basándose en la interferometría de baja coherencia.

El Optiware Refractive Analysis (ORA) System (Wave Tec Vision Systems, Aliso Viejo, California, Estados Unidos) posibilita la realización intraoperatoria de una biometría refractiva. Es un aberrómetro que utiliza una luz infrarroja e interferometría de Talbot-Moiré.

El Holos Intra Op (Clarity Medical Systems, Pleasanton, California, Estados Unidos) es también un aberrómetro intraoperatorio. Brinda en tiempo real en pantalla la refracción durante el procedimiento quirúrgico¹.

¿Ecometría de inmersión o ecometría de contacto?

El error promedio por acortamiento en la ecometría de contacto o de aplanación fue de 0,21 mm y resultó mayor entre los ojos más largos².

La biometría óptica (IOL-Master o Lenstar 900) es exacta para medir el largo axial (LA) pero no puede medir al 10%-15% de los ojos.

La ecometría por inmersión también es exacta ya que elimina la compresión y de hecho sus mediciones se han utilizado durante el desarrollo de la calibración del IOL-Master.

Algunos fabricantes ofrecen sondas de ultrasonido (US) paralelo (no focal como el usado para aplanación) apropiadas para equipos aptos para la técnica de inmersión.

Se deben medir ambos ojos; remedir si hay diferencia mayor a 0,3 mm y repetir mediciones o utilizar otro método si hay discordancia con anteojos o refracciones previas que sirvan de referencia siendo anteriores al posible cambio refractivo secundario a la catarata. Una dioptría (D) de error en la lente intraocular (LIO) produce un error refractivo de 0,7 D en el plano del antejo³.

Largo axial "correcto"

El LA es el factor más importante de la fórmula. Un error en su medición de 1 mm produce un defecto refractivo de aproximadamente 2,35 dioptrías (D) en un ojo de 23,5 mm. En uno de 30 mm se reduce a sólo 1,75D pero asciende hasta 3.75D/mm en un ojo de 20 mm.

La compresión corneal es la principal causa de error en la obtención del LA y es variable de cero a 1 mm, por lo que no puede corregirse matemáticamente.

Los ojos con cirugía de glaucoma son más susceptibles a la compresión, por lo que requerirán idealmente biometría óptica.

En ojos muy cortos (LA inferior a 22 mm, 8% de los pacientes) puede no ser posible obtener mediciones en modo automático para el LA debido a que la cámara anterior (CA) es muy estrecha. Por esto será necesario medir en modo manual, lo cual precisa de una correcta alineación al direccionar la sonda⁴. Es necesario observar que el eco corneal, los ecos de la superficie anterior y posterior del cristalino y el eco retinal estén a la misma altura y lo más verticalmente posible. El eco retinal debe subir verticalmente y sin escalones, que podrían significar un mal alineamiento. Recordar en estos ojos que toda compresión se magnifica, por lo que sería más exacto recurrir a técnicas de inmersión o biometría óptica.

Si no se consigue medir con IOL-Master 500 por opacidades puede intentarse descentrar en forma leve lateralmente.

Si se sospecha estafiloma posterior en ojos con miopía elevada (LA mayor a 24,5 mm) se puede hacer ecografía modo B para documentarlo y precisarlo (aparte de modo A) o biometría óptica. No es exacto hacerle fijar al paciente en la luz de la sonda de US de aplanación.

Los pacientes con LA normales logran resultados refractivos dentro de la 0,5 D de la emetropía en el 67% al 72% de los casos, pero sólo el 54% de los casos con miopía (LA mayor a 25 mm) lo consigue si no se utiliza algún método de optimización⁵⁻⁶.

No obstante, por ejemplo, la optimización de la fórmula SRK-T (posible sólo en función de la constante A) mejora su rendimiento en un determinado rango de LA y lo empeora fuera de él. En cambio, la completa optimización de la fórmula de Haigis (a0, a1 y a2) logra resultados postoperatorios muy precisos (típicamente +/- 0,25 D) aún en casos con miopía axial⁷.

Wang y colaboradores propusieron un método para ajustar el LA y mejorar los resultados refractivos en ojos largos que está disponible en el *Journal of Cataract and Refractive Surgery*⁸.

Si el ojo tiene hialosis asteroide, vitreítis, hemorragia vítrea, desprendimiento de retina o maculopatía puede ser difícil de medir u obtenerse mediciones incorrectas con modo A solamente por lo que puede complementarse con modo B⁹.

Casos especiales

En ojos con aceite de silicón lo ideal sería hacer una ecometría previa a su implante. Si no se cuenta con ella se debería recurrir a la biometría óptica como mejor opción. En el caso en que se pueda realizar solamente con ultrasonido, se tiene que adecuar la velocidad a 980 m/seg si es aceite de 1000 cst y a 1040 m/seg si es de 5000 cst. Si no se puede adecuar la velocidad al resultado obtenido con la velocidad normal (1.555 m/seg) se le debe multiplicar por la constante 0,71.

Un problema aparte es que el aceite dentro de la cavidad vítrea actúa como una lente negativa cuando se implanta una LIO biconvexa, lo que requiere compensarse incrementando la potencia de la LIO entre 3 y 5 D. Se recomienda utilizar

una LIO de PMMA plano convexa con una adición de 3 a 3,5 D.

Otro caso especial, aunque no tan complejo, es el de los pacientes operados de desprendimiento de retina con implante de cerclaje, ya que este aumenta el LA aproximadamente 1 mm. Como la mayoría de las fórmulas modernas de tercera generación utilizan tanto el LA como la queratometría (K) para determinar la posición efectiva de la LIO (PEL), Hoffer propone un método de "Doble LA" (el LA preoperatorio sería para predecir PEL y el LA postoperatorio sería para el cálculo de la vergencia de la LIO); pero como las fórmulas no permiten ingresar desdoblado este dato en forma automática sugiere como alternativa reducir la potencia de la LIO para evitar resultados o errores miópicos en la refracción postoperatoria¹⁰.

Además deben considerarse casos especiales como la hialosis asteroide que puede producir mediciones de LA en modo A automático con errores refractivos postoperatorios de hasta 6 D, ya que determina un LA muy corto con una LIO de potencia excesiva al confundir los ecos de los depósitos de calcio con los de la retina. La utilización de modo B complementariamente con modo A manual ayudará a determinar el LA real.

Velocidad del US

Se debe considerar que el ecómetro mide tiempo, no distancia. Si se selecciona en el ecómetro una velocidad que coincida con la velocidad real a la que se desplazará el US en el ojo, el cálculo de la distancia será exacto. Las opciones para esta selección de velocidad se ofrecen en algunos aparatos en forma de situaciones clínicas diferentes (afaquia, pseudofaquia, catarata, catarata densa). La velocidad del US es mayor cuanto mayor sea la proporción de medios sólidos en el ojo, lo cual se encuentra en ojos cortos y está determinado fundamentalmente por la presencia o no del cristalino. Los errores más significativos se producen en estos ojos con mayores proporciones de sólidos.

Un método que puede usarse (*corrected axial length factor*, CALF) para corregir estas diferencias es medir el ojo a 1532 m/seg (como si fuera todo líquido) y añadir 0,34 mm al resultado para incorporar el efecto del cristalino.

La selección de una velocidad apropiada es también necesaria para cada tipo de LIO en caso de pseudofaquia; y es uno de los factores que dificulta (hasta hacerlo casi imposible) la medición de ojos con aceite de silicón.

Si el equipo no permite seleccionar velocidades de US diferentes se puede corregir según la siguiente fórmula^{4,11}:

LA real = (velocidad real/velocidad medida) x LA medido

La velocidad real deberá consultarse en las diferentes tablas disponibles tanto para los distintos tipos posibles de LIO implantadas como para las diferentes condiciones clínicas y tipos de ojos.

Fórmula "apropiada"

En su libro *IOL power* (2011), Hoffer recomienda la fórmula Hoffer Q para ojos con LA menor a 24,5 mm; la Holladay 1 para LA de 24,5 a 26 mm, y la SRK-T cuando el LA es mayor de 26 mm. También se pueden utilizar la de Holladay 2 y la de Haigis en todo LA, pero requieren de más datos. El propio Hoffer recomienda Holladay II en ojos extremadamente cortos (LA < 18 mm). Sugiere no emplear más SRK I y SRK II. También puede recurrirse a la fórmula promedio (Hoffer, Holladay, SRK-T) en caso de ojos cortos (22 a 24 mm).

Barrett argumenta que las sorpresas refractivas hipermetrópicas como resultado de las operaciones en ojos miopes se deben a que las fórmulas no están diseñadas para el uso de LIO de dioptrías negativas¹². La fórmula de Barrett es también conocida como la "fórmula universal" porque es apta para el uso de múltiples tipos de LIO y para ojos cortos, medios y largos. Está disponible en

www.apacrs.org/barrett_universal2/. A su vez, ha sido incorporada al Lenstar LS 900.

En cuanto a la fórmula de Haigis, debe optimizarse si no se comporta igual que cualquier otra de tercera generación. Optimizar sus tres constantes (a0, a1 y a2) precisa datos de 500 a 1000 ojos con la misma LIO, lo cual puede ser difícil para el cirujano promedio. No utiliza la K para predecir ELP¹³. En la página Optimized IOL constants for the Zeiss IOLMaster se pueden obtener valores para los modelos de LIO más habituales. La hoja de cálculo para la optimización está disponible en: http://doctor-hill.com/iol-master/iolmaster_main.htm.

La fórmula Hoffer Q también puede utilizarse para ojos posLASIK miópicos (tabla 1). Deja menos hipermetropía residual que SRK-T o Holladay I, siempre si refiere a cálculos normales (sin Doble K). Esto se debe a que Hoffer Q basa la predicción de PEL en una ecuación curva, no suponiendo entonces CA tan estrechas como otras fórmulas cuando la K es muy baja¹⁴⁻¹⁵.

La fórmula Haigis-L está pensada para ojos luego de LASIK miópicos o hipermetrópicos (tabla 1). Está incluida en el *software* del IOLMaster. Es una fórmula de regresión basada en estadística de ojos operados con LASIK y no es apropiada para ojos posqueratotomía radial (QR). Su exactitud puede disminuir en ojos extremadamente cortos o largos.

La fórmula de Masket sirve para el ajuste del cálculo de la LIO en ojos ablacionados y requiere conocer el cambio refractivo producido por la cirugía previa¹⁶.

Los normogramas de ajuste de Koch y de Wang son también para estos ojos y la corrección se hace de acuerdo con su largo axial¹⁷.

Tabla 1. Fórmula o normograma para ojos poscirugía refractiva.

Fórmula/normograma	Utilizar	Apto pos LASIK/PRK	Apto pos QR
Doble K	K real	Si	Si
Hoffer Q	K real	Si	Si
Haigis-L	K estándar	Si	No
Masket	K real	Si	No
Koch y Wang (normogramas)	K real	Si	No

* Todos los sitios web indicados en este trabajo estaban en perfecto funcionamiento cuando se consultaron en julio de 2016.

Para casos de ojos con *piggy back* se recomienda la fórmula Hoffer-Collenbrander o Holladay II (se comercializa como *software* Holladay IOL Consultant). Si no puede accederse a este, el modo más sencillo es calcular mediante estas fórmulas¹⁸⁻¹⁹:

- Corrección miópica: potencia de la LIO en *piggy back* = 1 x error residual a corregir
- Corrección hipermetrópica: potencia de la LIO en *piggy back* = 1,5x error residual a corregir.

Para ojos con anatomía alterada por cirugía como QR, queratotomía fotorrefractiva (PRK) y/o LASIK se puede utilizar el método de la Doble K sobre las ya conocidas fórmulas Holladay I, SRK-T, Hoffer Q, etc.²⁰. Esto puede calcularse automáticamente con los programas de Hoffer o en el Holladay IOL Consultant para la fórmula Holladay II no publicada, pero que usa Doble K en estos ojos.

El método Doble K utiliza la K preoperatoria (Kpre) para estimar PEL (o si no se conoce, un valor fijo de 43,5D) y la K postoperatoria (Kpos), mucho más plana, para el cálculo de la vergencia.

En la SRK-T si la Kpre es mayor a 45 D la fórmula tiende a sobrestimar la potencia de la LIO quedándonos así un ojo miope, en la Hoffer Q-Doble K, si la Kpre es menor a 42 D la tendencia será inversa.

Aramberri habla de “ceguera” para la predicción de PEL en las fórmulas de tercera generación (Hoffer Q, Holladay I y SRK-T) porque la predicción será igual para un ojo con segmento anterior profundo que para otro con segmento anterior más plano²¹. Por ello aconseja no usar la Kpre real aunque sea conocida y reemplazarla por:

- Si el segmento anterior es estrecho: $ACD+LT < 7.5$ mm, utilizar $Kpre = 42D$; donde ACD es la profundidad de CA y LT el espesor del cristalino.
- Si es intermedio: $7.5 \text{ mm} < ACD + LT < 8.1$ mm usar $Kpre = 43.5 D$.
- Si es profundo: $ACD + LT > 8.1$ mm aceptar $Kpre = 45 D$ (siempre hablando del método Doble K).

Una opción lógica ante la ausencia de un método óptimo es promediar varios métodos. Esta es la orientación del *calculator* en la página web www.ascrs.org/online-tools.

Recientemente basado en el estudio de Li Wang se han incorporado al *Calculator* de la ASCRS las

nuevas fórmulas de OCT y “True-K” validadas para ojos con procedimientos ablativos miópicos previos por sus buenos resultados comparativos²².

K “reales”

Es muy importante calibrar periódicamente los queratómetros y los topógrafos. En queratómetros manuales debe calibrarse además el ocular, aparte de adecuarse también con sus esferas estándar. Es más seguro intercambiar K de un aparato a otro en forma de radios de curvatura en milímetros que hacerlo en dioptrías. Puede suceder que al optimizar una constante de una LIO se esté compensando una incorrecta calibración del queratómetro. Un error en la queratometría de 1 dioptría produce aproximadamente un error de 1 dioptría en el valor de la LIO. Los usuarios de lentes de contacto requerirán tres días de reposo si usan blandas y tres semanas si son flexibles. En ojos operados con cirugía incisional se deberán hacer mediciones seriadas hasta obtener estabilidad y consistencia en los valores.

Los queratómetros manuales pueden ser útiles en caso de córneas irregulares. En caso de mediciones dudosas por ectasia, leucoma, astigmatismo irregular, deformaciones (*warpage*) por lentes de contacto o cirugía refractiva, debe realizarse topografía²³. Se puede utilizar el promedio de las cuatro mediciones centrales topográficas para el cálculo de la LIO. Para el caso de mediciones dificultosas con IOL-Master 500 puede intentarse descentrar ligeramente el equipo.

La queratometría (K) es la expresión de la potencia total de la córnea, pero el queratómetro sólo puede medir el radio de curvatura de la superficie anterior. Para incluir lo que correspondería a la superficie posterior que no puede medir recurre a un artilugio matemático que, basado en la relación constante entre ambas superficies de los ojos con anatomía normal, modifica compensatoriamente por convención el índice de refracción (IR) de la córnea. Si se usara el IR de la córnea habitual (1,376) se obtendría la potencia de la superficie anterior únicamente, por ello se utiliza el índice queratométrico estandarizado (1,337) que —como se mencionó— es un recurso

matemático para obtener la potencia total. Este fundamento emplean los queratómetros y la queratometría simulada (Sim K) de la topografía de reflexión. Es propicio recordar aquí que también se modificó ligeramente este índice con el objeto de que la conversión de milímetros a dioptrías redunde en números más redondos; y que hay diferencias entre el índice finalmente utilizado por las diferentes fábricas de equipos.

Se denomina queratometría estándar (K estándar, en tabla 1) a la proveniente de queratómetros manuales y automáticos, incluyendo IOL-Master 500 que mide en una zona aproximada de 2,3 mm y Lenstar LS 900 que lo hace en dos círculos de 2,30 mm y 1,65 mm de zona óptica aproximadamente; ambos equipos miden solamente la curvatura anterior como todos los de este grupo.

La alteración de la relación normal entre la curvatura anterior y posterior de la córnea (ejemplo: por LASIK) conduce a una sobreestimación de la potencia corneal total en caso de LASIK miópico por parte de los queratómetros y videoqueratoscopios. Otros factores que pueden añadirse a este error son la mayor asfericidad corneal (córnea central más plana) postoperatoria, alteración del estroma corneal que modifica su IR y medición más periférica, ya que las miras se proyectan más periféricas en una córnea aplanada. Esto afectará a los queratómetros manuales y a los automáticos, ya que al ser el centro más plano que la zona-diámetro de medición (por LASIK o PRK o RK) va a medir más convexidad que la real-central por estar ese diámetro de medición en la “rodilla” de la zona ablacionada (tratada). En los queratómetros manuales la mira es fija en tamaño. En los automáticos el tamaño reflejado depende de la curvatura y esto da mayor variabilidad en la zona de medición. Mide, por ejemplo, a un diámetro de 2,8 mm si el radio de curvatura corneal es de 7 mm; pero mide en 3,7 mm de diámetro si el radio es de 9 mm (es decir, con la córnea más plana).

Como las fórmulas para cálculo de LIO fueron diseñadas en base a los valores de K provenientes de queratómetros (manuales o automáticos), la mayoría de los topógrafos extrae desde el anillo de los 3 mm de diámetro (sin considerar datos de curvatura más centrales) una medición similar a

la que viene de los queratómetros, que en estos topógrafos se denomina Sim K.

La errónea determinación de la potencia corneal por parte de queratómetros y topógrafos en ojos operados de miopía conducirá a una refracción postoperatoria hipermetrópica (y lo inverso en ojos operados de hipermetropía)²⁴. Este error hipermetrópico se potenciará debido a otro error que actúa en el mismo sentido, ya que la fórmula utiliza la potencia corneal para la predicción de PEL. Así, en ojos posLASIK miópico la fórmula infiere erróneamente que la queratometría plana resultante de la ablación corresponde a una CA poco profunda. Por esto Aramberri propone el método de la Doble K que, como se mencionó anteriormente, utiliza la Kpre para calcular la PEL y la Kpost para el cálculo óptico de la vergencia. La doble K puede aplicarse a cualquier fórmula de tercera generación. En el sitio web de ASCRS (www.ascrs.org) se puede realizar el cálculo en forma automática.

La fórmula Holladay II en el *software* Holladay IOL Consultant permite ingresar directamente la Doble K. Si no puede usarse Doble K puede recurrirse a la fórmula Hoffer Q, ya que es la que dará la LIO de mayor poder para emetropía en estas circunstancias.

También puede reducirse el error que se producirá al predecir PEL en base a K utilizando la fórmula de Haigis, ya que ésta determina PEL con LA y ACD. Es la única fórmula que no estima PEL en función de K²⁵.

K “reales” posLASIK

Es conveniente conservar y también entregar al paciente las queratometrías y las refracciones prequirúrgicas. El conocido método de la historia clínica²⁶ sigue considerándose apto para obtener la potencia corneal posquirugía refractiva en casos de LASIK y PRK, mientras que ya no se lo debería utilizar para QR debido a la dilatada inestabilidad corneal posquirúrgica.

$$K = K_{pre} - RCC$$

K: potencia corneal. Kpre: potencia corneal antes de la cirugía refractiva.
RCC: cambio o diferencia en la refracción subjetiva (en el plano corneal).

En ojos sin información preoperatoria se ha descrito el método de la lente de contacto, que si bien es adecuado tanto para ojos con procedimientos ablativos como incisionales, su utilidad se ve limitada si la mejor agudeza visual corregida es menor a 20/80, ya que se torna impreciso. Por tal motivo, no sería aconsejable su uso para cataratas densas²⁷⁻²⁸.

Ya se mencionó que si se usan valores de queratometría estándar para el cálculo de la LIO en ojos con LASIK miópico, la refracción postoperatoria será hipermetrópica porque la queratometría sobreestima la verdadera potencia corneal. La magnitud depende de la cantidad de ablación y de la curvatura corneal²⁹. Ninguno de los métodos desarrollados para compensarlo es totalmente exacto. Esto fue descrito por Koch en 1989. La mayoría de los queratómetros manuales miden en una zona de 3,2 mm de diámetro, por lo que no tienen en cuenta el área más central, aplanada por las cirugías. Cuanto más plana sea la córnea, más periférica será la medida obtenida y mayor el error. Los queratómetros automáticos y los topógrafos tampoco pueden obtener mediciones exactas en ojos con cirugía refractiva corneal³⁰.

Maloney describió el método topográfico basado en el topógrafo corneal Humphrey (Atlas CT System) que selecciona la curvatura axial apical³¹. El método de Maloney, modificado por Wang y col. en 2004, obtiene la potencia corneal colocando el cursor en el centro del mapa topográfico y la aplica a una fórmula lineal¹⁵.

Por lo tanto, el método topográfico es una fórmula de regresión (para ajuste de Kpost) basada en datos estadísticos topográficos de ojos pos-LASIK, no aplicable a ojos pos QR (tabla 2)¹⁷. Forma parte de este grupo de recursos (método topográfico) la fórmula de Shammas²⁸, también conocida como método de la *no* historia clínica, que llega a una K equivalente a la lograda por dicho método pero mediante una fórmula de regresión lineal²⁷⁻²⁸.

Para los ojos pos QR, Awward se vale del promedio de las K topográficas provenientes del anillo central del área de 3 mm. Los valores obtenidos con este método se aplican luego a la fórmula Doble K, consiguiendo excelentes resultados refractivos en el cálculo de la LIO.

Este método del promedio de las K topográficas centrales no es apto para ojos ablacionados (tabla 2)³².

Para éstos y otros cálculos se puede descargar sin costo el programa Hoffer/Savini LASIK IOL Power Tool³³.

K "reales" posLASIK: topografías de elevación

Orbscan, Pentacam, Galilei y OCT no necesitan artilugios matemático-estadísticos para incorporar la potencia de la cara posterior de la córnea, ya que la miden, determinando así el valor conocido como potencia total. La metodología derivada de sus mediciones está orientada para ojos ablacionados y no está testeada en ojos con cirugía incisional.

Si la córnea está dentro de la normalidad en curvatura, asfericidad y relación cara anterior/posterior (r_1/r_2), tanto los queratómetros manuales o automáticos como los topógrafos de reflexión serán similares en cuanto a eficacia para la ecometría³⁴.

LASIK altera la relación normal r_1/r_2 produciendo sobreestimaciones de Sim K (queratometría simulada) en topógrafos que no miden cara posterior del orden del 14 al 25%^{24,35}. De los métodos que requieren datos preoperatorios para corregir esta sobreestimación, el más sencillo es restar el 15% de las dioptrías corregidas al valor ofrecido por el queratómetro.

Tanto Orbscan como Pentacam y Galilei calculan la potencia corneal a partir de las mediciones de los radios de curvatura anterior y posterior en sus respectivas presentaciones: *Mean total power*, *True net power map* y *Total corneal power map*.

Actualmente los topógrafos disponen de otro método para determinar la potencia total de la córnea, además del ya mencionado en base a la medición real de la cara anterior y de la posterior en función de sus radios de curvatura. Es un sistema que utiliza el trazado de rayos y se basa en la vergencia de su llegada a la cara posterior y es conceptualmente más correcto que el basado en los radios de curvatura. Por ejemplo, Galilei lo denomina *Total corneal power* y en Pentacam se ve como *Total refractive power*³⁶.

Si bien estos valores son en teoría más exactos, no pueden utilizarse directamente para ser aplicados en fórmulas que han sido elaboradas para emplear valores de K o Sim K tradicional provenientes del índice queratométrico estándar. Por este motivo, para las fórmulas SRK-T, Holladay o Hoffer Q la presentación “Holladay report” del Pentacam ofrece un valor denominado *Equivalent K readings*. Este “equivalent K” (en la zona de 4,5 mm) de las córneas ablacionadas ha sido propuesto como una medida ajustada a la verdadera potencia corneal (*true corneal power* o “True K”)³⁷. No obstante, el fabricante sugiere utilizar la medición correspondiente de 4,5 mm; otros han propuesto la de 2 y 3 mm³⁸⁻³⁹.

La elección del valor más alto de la LIO entre un grupo de valores próximos puede evitar la hipocorrección.

K “reales” pos QR

Los queratómetros y los topógrafos basados en el disco de Plácido miden la curvatura corneal a varios milímetros de su centro. Los errores en la determinación de K serán entonces mayores cuanto más pequeña sea la zona óptica y mayor el número de incisiones en la queratotomía radial (QR). Se deberían emplear los máximos métodos posibles y compararlos entre sí con lecturas de queratometría convencional y las de topografía corneal y K simulada.

A diferencia de lo que ocurre en LASIK o PRK, en los casos de QR la córnea conserva la relación normal entre su curvatura anterior y posterior (r_1/r_2). Sin embargo, utilizando Pentacam, Savini

observa modificaciones en función del número de incisiones radiales³⁸.

El método de la lente de contacto fue retomado por Holladay en 1989 únicamente para ojos operados por QR, ya que en ojos con procedimientos ablacionales como LASIK es impreciso. Consiste en determinar la diferencia entre la refracción con y sin corrección al utilizar una lente de contacto dura de potencia y curva base conocida. La diferencia obtenida se suma a la curva base dando la curvatura corneal. Requiere de una agudeza visual corregida de al menos 20/80⁴⁰.

El método de la historia clínica tiene resultados más cercanos a los métodos topográficos que cuando se usa en pacientes con PRK o LASIK. Pero tiene la limitación de la frecuente hipermetropización pos QR, por lo que actualmente se prefieren los métodos topográficos. Se utilizan mapas de valores topográficos promedio de la cara anterior representativos de los 2-3 mm centrales provistos por equipos como el Eye Sys Corneal Analysis System o el Zeiss Humphrey Atlas Topographer con refracciones aspiradas de -1,00 en fórmulas como Holladay II o el método de la Doble K con fórmulas de tercera generación⁴¹⁻⁴².

Estos datos requerirán utilizar el calculador en la página web, por ejemplo, de ASCRS en: www.ascrs.org/online-tools. Hoy en día probablemente sea ésta la mejor opción (por las actualizadas opciones integrales que ofrece) para pacientes operados de cirugía refractiva.

En caso de “sorpresa refractiva” no debe plantearse recambio de LIO en estos pacientes hasta que la córnea y la refracción se estabilicen, lo que puede tardar varias semanas o meses.

Tabla 2. Recursos para adecuación de K poscirugía refractiva.

Método	Pos láser	Pos QR
Historia clínica	Si	No
Lente de contacto	Si	Si
Topográfico (de ajuste)	Si	No
Topográfico (promedio anillo central)	No	Si
Potencia total	Si	No probada

“Estimando” PEL

Es la única variable que no puede medirse preoperatoriamente y que debe predecirse⁴². Al principio, la mayoría de las LIO eran de cámara anterior (CA) o prepupilares, por lo que en las fórmulas teóricas originales este factor se denominó profundidad de la CA (ACD) y se le asignó un valor constante (normalmente 2,8 o 3,5). Este valor se incorporó como “constante A” de la LIO en las fórmulas de regresión en los años ochenta, como la SRK. Aunque las fórmulas SRK no se utilizan actualmente se sigue empleando la constante A de la LIO en representación de su posición en el ojo (PEL).

En ojos hipermétropes altos, pequeños desplazamientos de la LIO tienen proporcionalmente más repercusión que en los ojos miopes (más largos) por el LA y por la mayor potencia de la LIO. Sólo el 20% de los ojos cortos presentan el segmento anterior pequeño y el posterior normal, el 80% tiene el segmento anterior normal y el segmento posterior anormalmente corto. Así, las fórmulas que predicen la lógica de segmento anterior pequeño en un ojo corto originarán un error en el 80% de estos ojos por prever una CA de poca profundidad, lo que puede ocasionar errores hipermetrópicos de hasta cinco dioptrías⁴³. La ACD debe tenerse muy en cuenta al evaluar ojos cortos (LA menor a 22,00 mm) para el cálculo de la LIO, ya que incluso utilizando fórmulas apropiadas como Hoffer Q y Haigis los errores refractivos postoperatorios aumentan al disminuir ACD (<2,40 mm)⁴⁴. Debe informarse abiertamente al paciente sobre estos riesgos de posibles errores en tales ojos para limitar innecesarias frustraciones e insatisfacciones⁴⁵.

La principal diferencia entre las fórmulas reside en la precisión para la predicción de PEL. Esto las ha hecho progresar en el tiempo de primera a cuarta generación de acuerdo con más y mejores parámetros utilizados a tal fin. Las de tercera generación (Holladay I de 1988, SRK-T de 1990 y Hoffer Q de 1993) se basan en el LA y la K para su determinación. La fórmula de

Haigis (1996), también de tercera generación, ya lo hace a partir del LA y de la medición real de la profundidad de la CA (ACD). En su fórmula, Haigis sustituyó la K por ACD para esto.

Las de cuarta generación emplean más de dos factores para estimar PEL. Olsen (1990) recurre a LA, K, ACD y del grosor del cristalino (LT) y Holladay II (1996) al LA, K, ACD, LT, diámetro corneal horizontal (WW), refracción preoperatoria y edad.

La fórmula Holladay II (no publicada) está disponible en el programa Holladay IOL Consultant e integra el *software* provisto en el IOL-Master 700.

Las fórmulas de lente gruesa y con trazado de rayos exacto (Okulix y Phaco Optics) proveniente de datos topográficos tienen en cuenta las aberraciones ópticas más importantes en ojos con LASIK o PRK y el tamaño de la pupila⁴⁶.

En cada fórmula PEL está representada por un nombre distinto que es también la variable a modificar para la “optimización” de la fórmula con la experiencia del cirujano. Holladay I usa como PEL a “SF” (factor cirujano); SRK-T utiliza la “constante A” y Hoffer Q, “ACD” (profundidad de CA). Existen tablas de conversión de constantes para su intercambio entre fórmulas y hojas de cálculo para optimización en la web.

Si se dispone en ojos de menos de 20 mm, debería usarse la fórmula Holladay II. La mayor variación se produce en ojos cortos o largos con curvatura corneal atípica (lo esperable sería que un ojo corto tenga compensatoriamente K altas, en cuyo caso una fórmula específica para ojos cortos como Hoffer Q funcionaría casi igual que como una que no lo es como Holladay I)⁴⁷.

La fórmula de Haigis tiene tres constantes:

- “a0”, que es similar a las constantes de las otras fórmulas y, por lo tanto, puede obtenerse por equivalencias para conversión;
- “a1”, relacionada con la profundidad de la CA, se usa 0,4 como valor sin optimizar;
- “a2” asociada al LA y que usa 0,1 sin optimizar.

También pueden obtenerse constantes en la web en el “User Group for Laser Interference Biometry” (<http://ocusoft.de/ulib/>)⁴⁸.

Consideraciones finales

Son necesarios mayores avances para la metodología dependiente de las mediciones de la potencia corneal y de la predicción de PEL, como así también en el desarrollo de sus fórmulas específicas.

El método ORA resultó más exacto para el cálculo de la LIO correcta en pacientes posLA-SIK miópico o PRK que Haigis-L, la fórmula de Shammas y los métodos basados en datos de la historia clínica⁴⁹. Otros autores confirmaron su utilidad para ojos con cirugía refractiva previa y para aquellos con LA extremos⁵⁰⁻⁵¹. Es importante informar al paciente de la posible dificultad en obtener resultados refractivos exactos en los ojos con cirugías previas y en los casos con LA extremos.

El reemplazo del valor de K por el trazado de rayos exacto o real ha probado ser más preciso para la determinación de la refracción del ojo pseudofáquico⁴⁶. Introduce en el análisis un nuevo elemento: las aberraciones ópticas. Una aberración esférica positiva, incluso en ojos con córneas normales, puede desplazar el foco —sobre todo en LIO esférica de alta potencia— hacia la LIO, miopizando el ojo. Actualmente están disponibles los programas Okulix y Phaco Optics. El cálculo de la LIO por trazado de rayos con la fórmula de Olsen presentó un menor error que las fórmulas de vergencia clásicas⁵².

Establecido está que el éxito de la cirugía de catarata es inherente a la exactitud en el cálculo de la LIO. La expectativa es creciente en cuanto al resultado refractivo por parte de pacientes y médicos en la ya comprobada tendencia hacia la constante evolución para la inclusión de todos en la emetropía.

Referencias

1. Krueger RR, Shea W, Zhou Y, Osher R, Slade SG, Chang DF. Intraoperative, real-time aberrometry during refractive cataract surgery with a sequentially shifting wavefront device. *J Refract Surg* 2013; 29: 630-5.
2. Shammas HJ. A comparison of immersion

- and contact techniques for axial length measurement. *J Am Intraocul Implant Soc* 1984; 10: 444-7.
3. Feiz V, Mannis MJ, García-Ferrer F *et al.* Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for myopia and hyperopia: a standardized approach. *Cornea* 2001; 20: 792-7.
4. Hoffer KJ. Ultrasound velocities for axial eye length measurement. *J Cataract Refract Surg* 1994; 20: 554-62.
5. Simon SS, Chee YE, Haddadin RI *et al.* Achieving target refraction after cataract surgery. *Ophthalmology* 2014; 121: 440-4.
6. Roessler GF, Dietlein TS, Plange N *et al.* Accuracy of intraocular lens power calculation using partial coherence interferometry in patients with high myopia. *Ophthalmic Physiol Opt* 2012; 32: 228-33.
7. Terzi E, Wang L, Kohnen T. Accuracy of modern intraocular lens power calculation formulas in refractive lens exchange for high myopia and high hyperopia. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1181-9.
8. Wang L, Shirayama M, Ma XJ, Kohnen T, Koch DD. Optimizing intraocular lens power calculation in eyes with axial lengths above 25,0 mm. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 2018-27.
9. Martin RG, Safir A. Asteroid hialosis affecting the choice of intraocular lens implant. *J Cataract Refract Surg* 1987; 13: 62-5.
10. ASCRS Course 2012, Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery (2000: Boston). *Modernizing IOL power. IOL power calculation: striving for accuracy*. Boston: American Society of Cataract and Refractive Surgery, 2000.
11. Shammas H. *Intraocular lens power calculations: avoiding the errors*. Glendale: New Circle, 1996.
12. Barrett GD. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19: 713-20.
13. Haigis W. The Haigis formula. En: Shammas HJ (ed.). *Intraocular lens power calculations*. Thorofare: Slack, 2003, p. 41-57.

14. Odenthal MT, Eggink CA, Melles G, Pameyer JH, Geerards AJ, Beekhuis WH. Clinical and theoretical results of intraocular lens power calculation for cataract surgery after photorefractive keratectomy for myopia. *Arch Ophthalmol* 2002; 120: 431-8.
15. Wang L, Booth MA, Koch DD. Comparison of intraocular lens power calculation methods in eyes that have undergone LASIK. *Ophthalmology* 2004; 111: 1825-31.
16. Masket S, Masket SE. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in eyes requiring cataract surgery after excimer laser photoablation. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 430-4.
17. Koch D, Wang L. Calculating IOL power in eyes that have had refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 2039-42.
18. Findl O, Menapace R. Piggyback intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 308-9.
19. Findl O, Menapace R, Rainer G, Georgopoulos M. Contact zone of piggyback acrylic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25: 860-2.
20. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: double-k method. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 2063-8.
21. Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 419-24.
22. Wang L, Tang M, Huang D, Weikert MP, Koch DD. Comparison of newer intraocular lens power calculation methods for eyes after corneal refractive surgery. *Ophthalmology* 2015; 122: 2443-9.
23. Byrne SF. Intraocular lens power calculation. En: Byrne SF (ed.). *A-scan axial eye length measurements; A handbook for IOL calculations*. Mars Hill: Grove Park, 1995.
24. Seitz B, Langenbucher A, Nguyen NX, Kus MM, Küchle M. Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 1999; 106: 693-702.
25. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 1658-1663.
26. Holladay JT. Consultations in refractive surgery: IOL calculations following radial keratotomy surgery. *Refract Corneal Surg* 1989; 5: 203.
27. Shammas HJ, Shammas MC. No-history method of intraocular lens power calculation for cataract surgery after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 31-6.
28. Shammas HJ, Shammas MC, Garabet A, Kim JH, Shammas A, LaBree L. Correcting the corneal power measurements for intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol* 2003; 136: 426-32.
29. Feiz V, Mannis MJ, García-Ferrer F *et al*. Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for myopia and hyperopia: a standardized approach. *Cornea* 2001; 20: 792-7.
30. Koch DD, Liu JF, Hyde LL, Rock RL, Emery JM. Refractive complications of cataract surgery after radial keratotomy. *Am J Ophthalmol* 1989; 108: 676-82.
31. Smith RJ, Chan WK, Maloney RK. The prediction of surgically induced refractive change from corneal topography. *Am J Ophthalmol* 1998; 125: 44-53.
32. Awward ST, Dwarakanathan S, Bowman W *et al*. Intraocular lens power calculation after radial keratotomy: estimating the refractive corneal power. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 1045-50.
33. Hoffer KJ. The EyeLab website. Disponible en: <http://www.EyeLab.com> o <http://www.IOL-PowerClub.org>.
34. Cuaycong MJ, Gay CA, Emery J, Haft EA, Koch DD. Comparison of the accuracy of the computerized videokeratography and keratometry for use in intraocular lens calculations. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19 (suppl): 178-81.
35. Holladay JT. Cataract surgery in patients with previous keratorefractive surgery

- (RK, PRK and LASIK). *Ophthalmic Practice* 1997; 15: 238-44.
36. Norrby S. Pentacam keratometry and IOL power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 3.
 37. Holladay JT, Hill WE, Steinmueller A. Corneal power measurements using Scheimpflug imaging in eyes with prior corneal refractive surgery. *J Refract Surg* 2009; 25: 862-8.
 38. Savini G, Barboni P, Profazio V, Zanini M, Hoffer KJ. Corneal power measurements with the Pentacam Scheimpflug camera after myopic excimer laser surgery. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 809-13.
 39. Savini G, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ. Accuracy of Scheimpflug corneal power measurements for intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1193-7.
 40. Soper JW, Goffman J. Contact lens fitting by retinoscopy. En: Soper JW (ed). *Contact lenses: advances in design, fitting, application: selected papers and discussion from the 19th annual convention of the Contact Lens Society of America, Orlando, Florida. St Paul, MN: Contact Lens Society of America, 1974, p. 99.*
 41. Hamed AM, Wang L, Misra M, Koch DD. A comparative analysis of five methods of determining corneal refractive power in eyes that have undergone myopic laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2002; 109: 651-8.
 42. Olsen T, Olesen H, Thim K, Corydon L. Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 587-90.
 43. Fenzl RE, Gills JP, Cherchio M. Refractive and visual outcome of hyperopic cataract cases operated on before and after implementation of the Holladay II formula. *Ophthalmology* 1998; 105: 1759-64.
 44. Eom Y, Kang SY, Song JS, Kim YY, Kim HM. Comparison of Hoffer Q and Haigis formulae for intraocular lens power calculation according to the anterior chamber depth in short eyes. *Am J Ophthalmol* 2014; 157: 818-24.
 45. Carifi G, Aiello F, Zygoura V, Kopsachilis N, Maurino V. Accuracy of the refractive prediction determined by multiple currently available intraocular lens power calculation formulas in small eyes. *Am J Ophthalmol* 2015; 159: 577-83.
 46. Cánovas C, Abenza S, Alcón E, Villegas EA, Marín JM, Artal P. Effect of corneal aberrations on intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 1325-32.
 47. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 1233-7.
 48. Hoffer KJ, Aramberri J, Haigis W et al. Protocols for studies of intraocular lens formula accuracy. *Am J Ophthalmol* 2015; 160: 403-5.
 49. Ianchulev T, Hoffer KJ, Yoo SH et al. Intraoperative refractive biometry for predicting intraocular lens power calculation after prior myopic refractive surgery. *Ophthalmology* 2014; 121: 56-60.
 50. Chen M. An evaluation of the accuracy of the ORange (Gen II) by comparing it to the IOLMaster in the prediction of postoperative refraction. *Clin Ophthalmol* 2012; 6: 397-401.
 51. Mackool RJ, Ko W, Mackool R. Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis: aphakic refraction technique. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 435-7.
 52. Olsen T, Hoffman P. C constant: new concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40: 764-73.

Ecografía y Doppler oftálmicos

Luciana Sánchez, Marcos Dellamea, John Feinner Hurtado, María Julia Zunino, Francisco Togni, Mariano Sosa

Servicio de Diagnóstico, Hospital de Clínicas José de San Martín, Buenos Aires

Recibido: 9 de enero de 2016.

Aceptado: 28 de enero de 2016.

Correspondencia:

Luciana Sánchez
Salta 1135
3432 Bella Vista, Corrientes
Argentina
lulutcht@hotmail.com

Oftalmol Clin Exp (ISSN 1851-2658)
2016; 9(3): 88-97.

Resumen

La ecografía convencional y Doppler son herramientas diagnósticas útiles en la evaluación de enfermedades oculares y orbitarias, basadas en la capacidad de combinar la imagen bidimensional en escala de grises y el análisis funcional del flujo sanguíneo. Su uso se ha ido incrementando en los últimos años y hoy es un pedido habitual en el algoritmo diagnóstico.

Se trata de una técnica prometedora aunque poco conocida en la práctica ecográfica diaria, por lo que en este trabajo se intenta familiarizar al ecografista con los hallazgos típicos en las patologías más frecuentes ejemplificando con imágenes esos hallazgos.

La ecografía oftálmica es de gran utilidad en el estudio del exoftalmos uni o bilateral, en el enoftalmos, en la diferenciación tisular de tumores, en la localización de cuerpos extraños, en las patologías de la retina, del vítreo, de la papila y del nervio óptico. A esto se le suma el aporte del Doppler en la evaluación de la vasculatura retrobulbar de gran implicancia clínica en el diagnóstico de fistulas carótido-cavernosas, síndrome ocular isquémico en pacientes con estenosis carotídea significativa, neuropatía óptica isquémica anterior, retinopatía diabética, glaucoma, trombosis de venas retinales, oclusión de la arteria central de la retina y la evaluación de enfermedades sistémicas con repercusión hemodinámica ocular.

Palabras clave: ecografía oftálmica, Doppler oftálmico, tumores orbitarios, glaucoma, neuropatía óptica, oclusión arterial.

Ophthalmic ultrasonography and Doppler

Abstract

Conventional and Doppler ultrasonography are useful diagnostic tools for the evaluation of ocular and orbital diseases, based on the capacity to combine grayscale bidimensional images with blood flow functional analysis. Use of this technique has spread in recent years and today it is usually ordered as part of the diagnostic algorithm.

It is a promising technique, though rather unknown in daily ultrasound practice. Therefore, the goal of this paper is to familiarize the ultrasonographer with the typical findings that are made in the most common disorders by using illustrative images of these findings.

Ophthalmic ultrasonography is very useful for the examination of uni- or bilateral exophthalmos, in enophthalmos, in the differentiation of tissue tumors and localization of foreign bodies, as well as in retinal, vitreous, optic disc and optic nerve disorders. This is supplemented by the contribution of Doppler in the evaluation of the retrobulbar vasculature, of great clinical significance in the diagnosis of carotid-cavernous fistulas, ocular ischemic syndrome in patients with significant carotid stenosis, anterior ischemic optic neuropathy, diabetic retinopathy, glaucoma, retinal vein thrombosis, central retinal artery occlusion and evaluation of systemic diseases with ocular hemodynamic effects.

Keywords: ophthalmic ultrasonography, Doppler ultrasonography, orbital tumors, glaucoma, optic neuropathy, arterial occlusion.

Ecografia e Doppler oftálmicos

Resumo

A ecografia convencional e o Doppler são ferramentas diagnósticas úteis na avaliação de doenças oculares e orbitárias, baseadas na capacidade de combinar a imagem bidimensional em escala de cinzas e o análise funcional do fluxo sanguíneo. Seu uso tem se incrementado nos últimos anos e hoje é um pedido habitual no algoritmo diagnóstico.

Embora pouco conhecida na prática ecográfica diária, se trata de uma técnica prometedora. Por isso, neste trabalho se tenta familiarizar o ultrasonografista com os achados típicos nas patologias mais frequentes exemplificando com imagens esses achados.

A ecografia oftálmica é de grande utilidade no estudo do exoftalmos uni ou bilateral, no enoftalmos, na diferenciação tissular de tumores, na localização de corpos estranhos, nas patologias da retina, do vítreo, da papila e do nervo óptico. Ao anterior se adiciona a contribuição do Doppler na avaliação de vasculatura retrobulbar de grande implicância clínica no diagnóstico de fistulas carótido-cavernosas (FCC), síndrome ocular isquêmica em pacientes com estenose carotídea significativa, neuropatia óptica isquêmica anterior, retinopatia diabética, glaucoma, trombose de veias retinianas, oclusão da artéria central da retina e a avaliação de doenças sistêmicas com repercussão hemodinâmica ocular.

Palavras chave: ecografia oftálmica, Doppler oftálmico, tumores orbitários, glaucoma, neuropatia óptica, oclusão arterial.

Introducción

Las imágenes ecográficas obtenidas en escala de grises permiten el estudio del globo ocular y otras estructuras orbitarias, mientras que el análisis con Doppler color y espectral permite la evaluación de las estructuras vasculares retrobulbares y la vascularización de tumores¹.

El examen se realiza con un transductor lineal de alta frecuencia (7-9 MHz) con el paciente en decúbito dorsal con los ojos cerrados. El abordaje es transpalpebral con visualización de imágenes longitudinales y transversales, generalmente en forma bilateral y comparativa.

La arteria oftálmica es la única colateral de la arteria carótida interna, se ubica medial al nervio óptico desde el ápex en sentido anterior, es de baja resistencia (IR 0,75) y su velocidad pico sistólica normal es de 37 +/- 7 cm/seg.¹

La arteria central de la retina se ubica en el centro de la vaina del nervio óptico, es de baja resistencia (IR 0,72) y su velocidad pico sistólica normal es de 9,5 +/- 1,5¹.

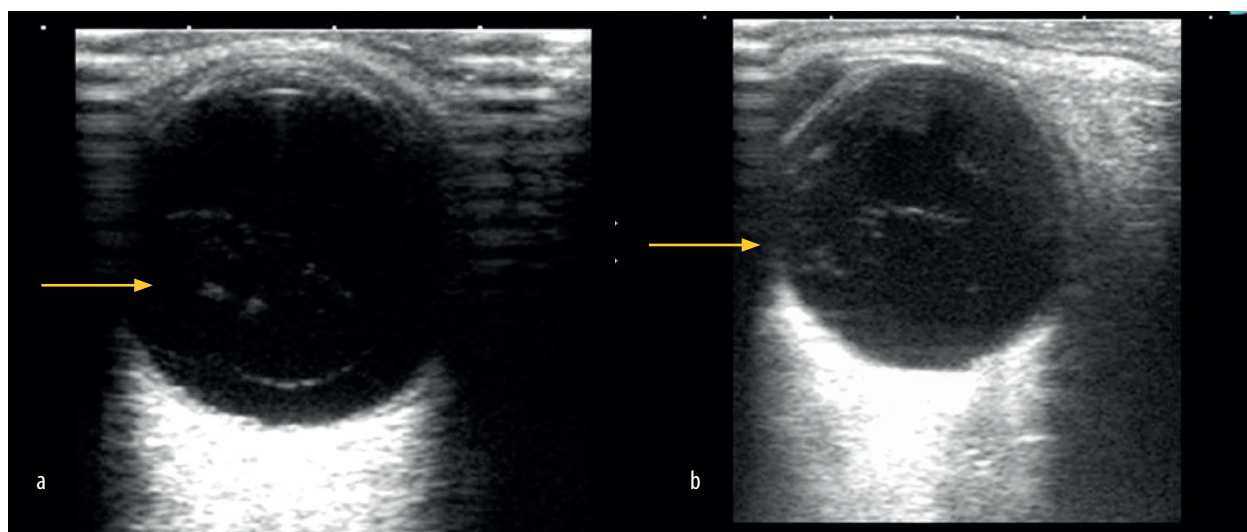


Figura 1. DPV. Se observan finas membranas de baja ecogenicidad (a) que modifican su ubicación con los movimientos oculares (b).

Las arterias ciliares posteriores largas (visibles) se ubican posteriores al margen posterior del globo ocular y cercanas al nervio óptico; presentan normalmente un índice de resistencia menor al de la arteria central de la retina (IR 0,68) y sus velocidades pico sistólicas normales son $11,3 \pm 2,2$.

El drenaje venoso se realiza a través de la vena central de la retina, venas oftálmicas superior e inferior y de las venas vorticosas¹.

Patologías oculares

Desprendimiento posterior del vítreo

Se produce cuando el líquido del vítreo atraviesa la corteza disecando el vítreo cortical de la retina. Puede ser completo o incompleto. Este último adopta formas de embudo. Con ecografía puede verse una membrana delgada de muy baja ecogenicidad (hialoides posterior) flotando en el interior del humor vítreo (fig. 1)^{2,5}.

Desprendimiento de retina

Consiste en la separación de la retina neurosensorial del epitelio pigmentario de la retina. Puede

ser por paso de líquido desde el vítreo a través de una ruptura (regmatógeno), por acumulación de líquido por procesos inflamatorios o vasculares (seroso) o por tracción por membranas y bandas adherenciales presentes en las retinopatías (traccional). Con ecografía la retina se visualiza como una membrana hiperecogénica y ligeramente gruesa, lo que la diferencia del desprendimiento posterior del vítreo. Puede ser lisa o con ondulaciones. La presencia de vascularización de la membrana también confirma su origen^{3,5}.

Desprendimiento coroideo

Generalmente posquirúrgico o postraumático. En ecografía se presenta como una membrana gruesa, ecogénica que configura una imagen biconvexa⁴⁻⁵.

Hemorragia vítrea

Puede ser secundaria a ruptura de vasos retinales, traumatismo, retinopatías o tumores. Ecográficamente se evidencian finos ecos internos que van aumentando progresivamente su ecogenicidad hasta formar coágulos de fibrina. Estos se adhieren a la pared posterior perdiendo movilidad (fig. 2)⁶.

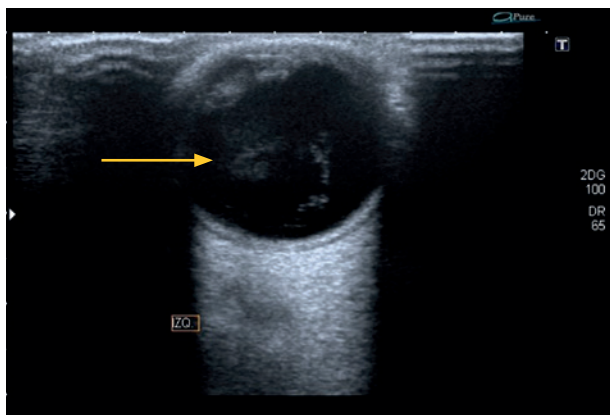


Figura 2. Hemorragia vítrea en evolución: se observan membranas de mediana ecogenicidad que corresponden a coágulos de fibrina.

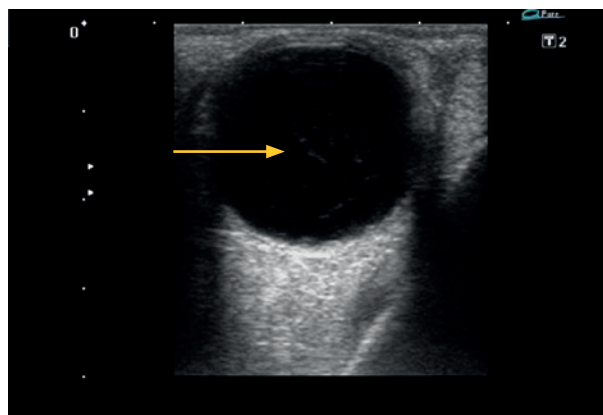


Figura 3. Uveítis. Se observan finos ecos internos dispersos móviles.

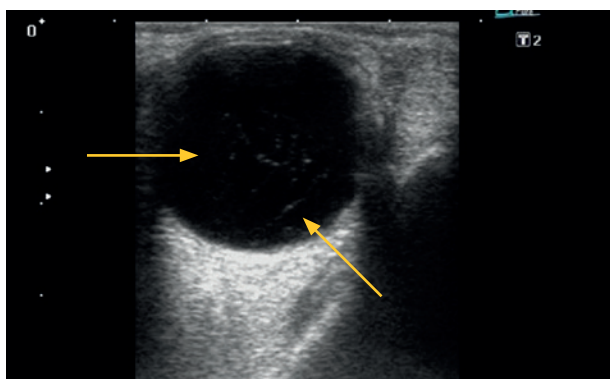


Figura 4. Hemovítreo y DPV en paciente con retinopatía diabética. Se observan ecos de membrana con tendencia a la adherencia posterior.

Endoftalmitis

Es la infección de la cámara vítrea. Se presenta como ecos internos puntiformes de baja ecogenicidad que evolucionan a pseudomembranas que no presentan adhesión a la región posterior⁷.

Uveítis

Es el compromiso inflamatorio de la membrana hialoidea. Presenta finos ecos internos de ecogenicidad intermedia sumamente inespecíficos (fig. 3)⁷.

Retinopatía diabética

La retinopatía diabética proliferativa fibromuscular progresiva se produce por proliferación

neovascular en la papila óptica en las zonas hipoperfundidas de la superficie vítrea posterior. Suele cursar con hemorragia vítrea formando membranas, adherencias y posible desprendimiento del vítreo con los hallazgos ecográficos correspondientes (fig. 4)⁸.

Cuerpo extraño intraocular

La ecografía permite detectar el cuerpo extraño y evaluar lesiones asociadas. Los metálicos suelen ser irregulares e hiperecogénicos con sombra acústica posterior. En caso de cristales, su visualización depende de la incidencia del haz por lo que se solicita al paciente realizar movimientos del globo ocular para lograr su identificación⁹.

Patología papilar

Dentro de las lesiones que comprometen a la papila óptica, la más importante es su sobreelevación, que protruye hacia la cámara vítrea y generalmente se debe a edema de papila, lo que obliga a descartar la presencia de un tumor que comprima al nervio óptico¹.

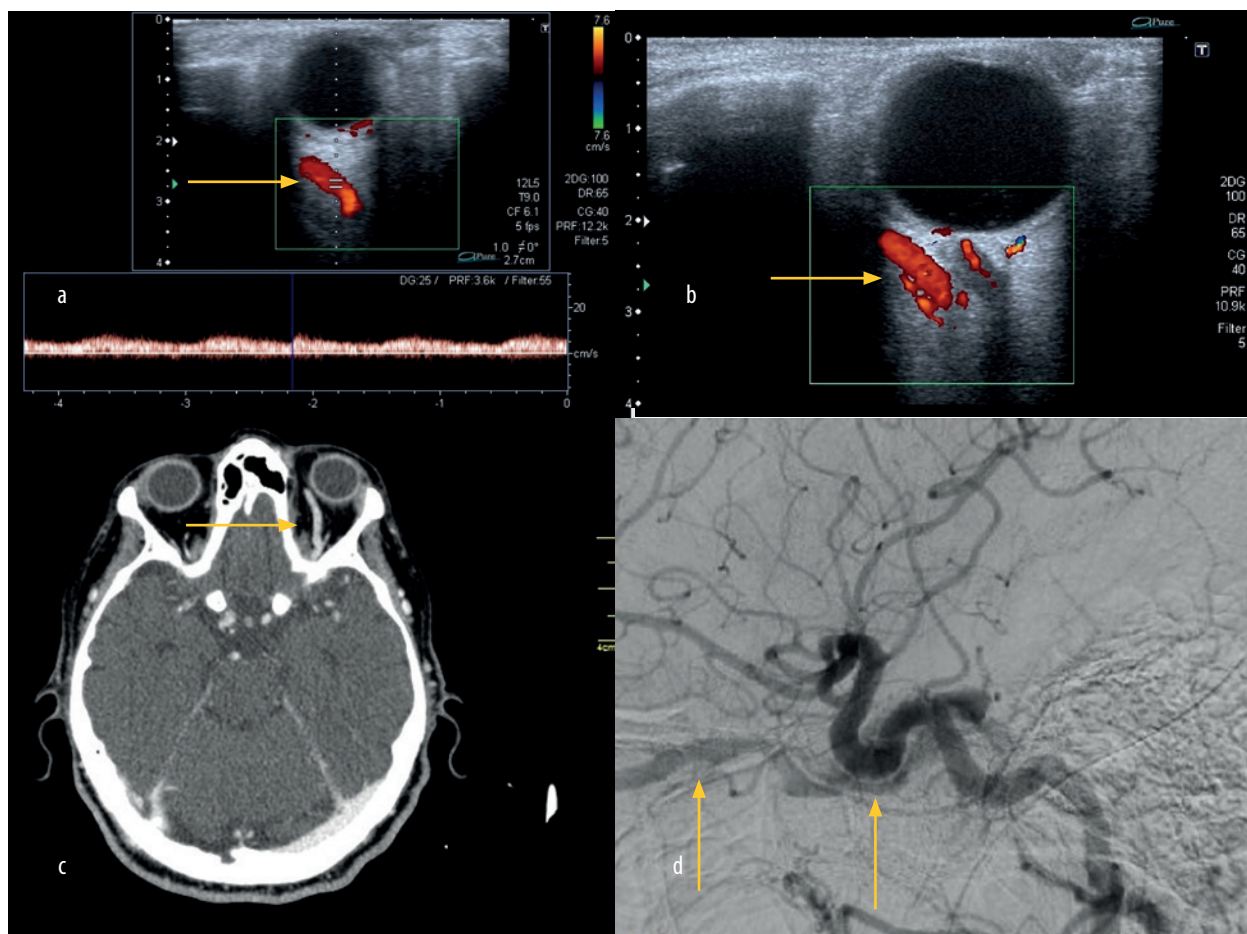


Figura 5. Fístula carótido cavernosa indirecta. Dilatación de la vena oftálmica superior con flujo arterializado (a y b). En angiografía se observa su opacificación arterial (c) y en angiografía digital se reconoce pasaje de contraste desde la CI hacia el seno cavernoso (d).

Patología tumoral

Dentro de los tumores intraoculares se encuentran el melanoma corioideo, el retinoblastoma y la metástasis. Estos presentan una ecogenicidad variable e intensa vascularización al Doppler color. Su diferencia principal radica en la edad de afectación y la presencia de enfermedad neoplásica conocida extraocular. La evaluación de la vascularización se utiliza como parámetro para el control postratamiento. La presencia de tumores intraoculares se asocia con la disminución de la velocidad de flujo de la arteria central de la retina, arterias ciliares posteriores y arteria oftálmica.

Los tumores orbitarios representan una amplia variedad de lesiones de diversos orígenes y, si bien la ecografía puede ser el método de estudio inicial, su evaluación excede ampliamente a este método¹⁰.

Patología vascular

Fístula

La fístula carótido-cavernosa es la comunicación anormal entre la arteria carótida interna y el seno cavernoso. Puede ser traumática o espontánea.

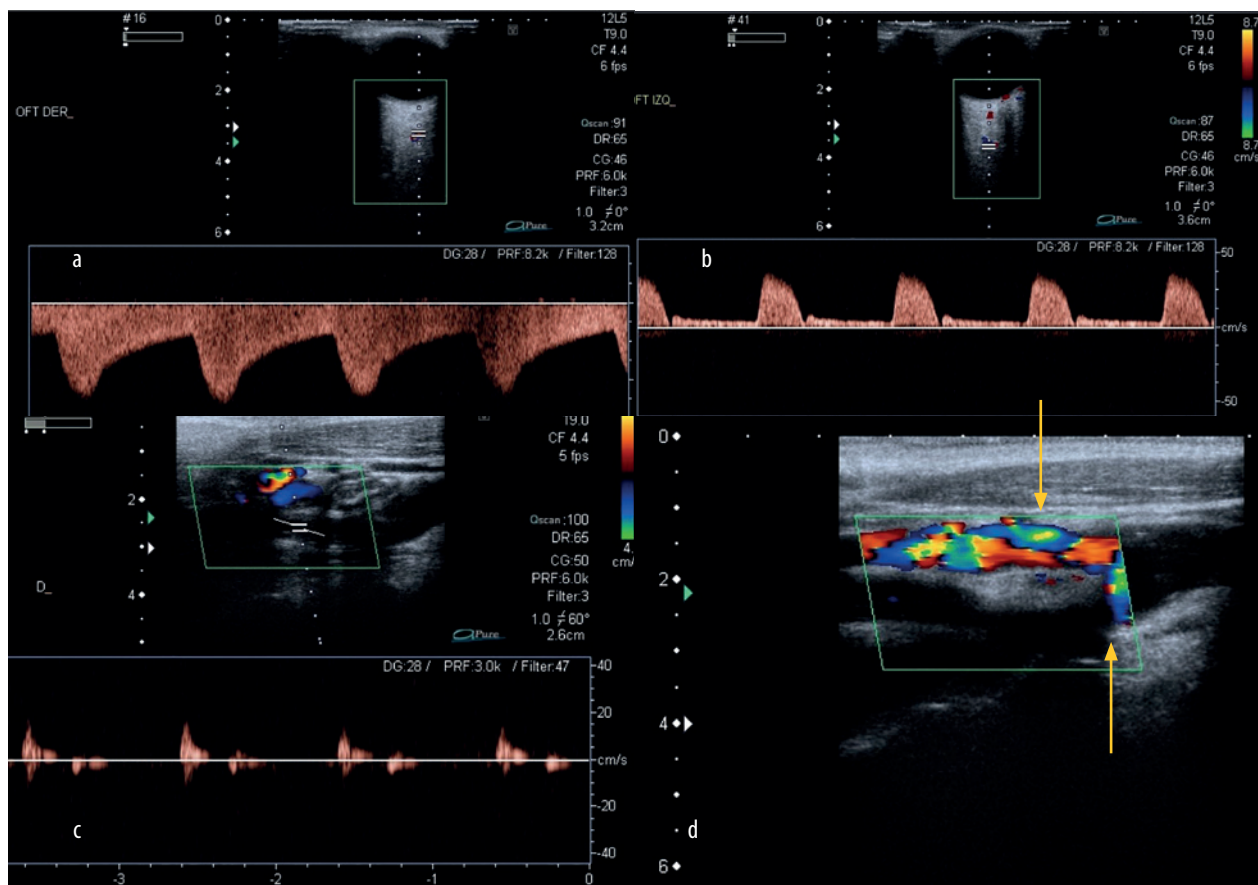


Figura 6. Oclusión de la arteria carótida interna. Se reconoce inversión del flujo de la arteria oftálmica derecha (a) en comparación con su contralateral (b), en consecuencia a una ausencia de flujo a nivel de la ACI compatible con oclusión total (c) y presencia de flujo turbulento a nivel de la ACE (d).

nea, directa o indirecta a través de vasos meníngeos. Las fistulas de alto flujo (directas) presentan síntomas más marcados.

Los hallazgos ecográficos son dilatación de la vena oftálmica superior con inversión de su flujo que se vuelve anterógrado y espectro de tipo arterializado (fig. 5)¹¹.

Síndrome isquémico ocular crónico

Es la hipoperfusión ocular crónica secundaria a enfermedad oclusiva carotídea, la cual tiene que ser cercana al 90% para producirla. El hallazgo característico es la inversión de la onda de flujo de la arteria oftálmica al Doppler espectral, secundaria al flujo colateral proveniente de la arteria carótida externa (fig. 6)¹².

Neuropatía óptica isquémica

Resulta secundaria al compromiso aterosclerótico de la circulación ciliar posterior con infarto parcial del nervio óptico. El hallazgo característico al Doppler color es la disminución o ausencia de flujo con aumento del índice de resistencia a nivel de las arterias ciliares posteriores. Los vasos centrales de la retina permanecen conservados (fig. 7)¹³.

Retinopatía diabética

Se caracteriza por una microangiopatía que evoluciona a una fase proliferativa de neovascularización que afecta a la retina o a la papila. El edema macular es el hallazgo más frecuente y es la principal causa de ceguera. Con ecografía Doppler se

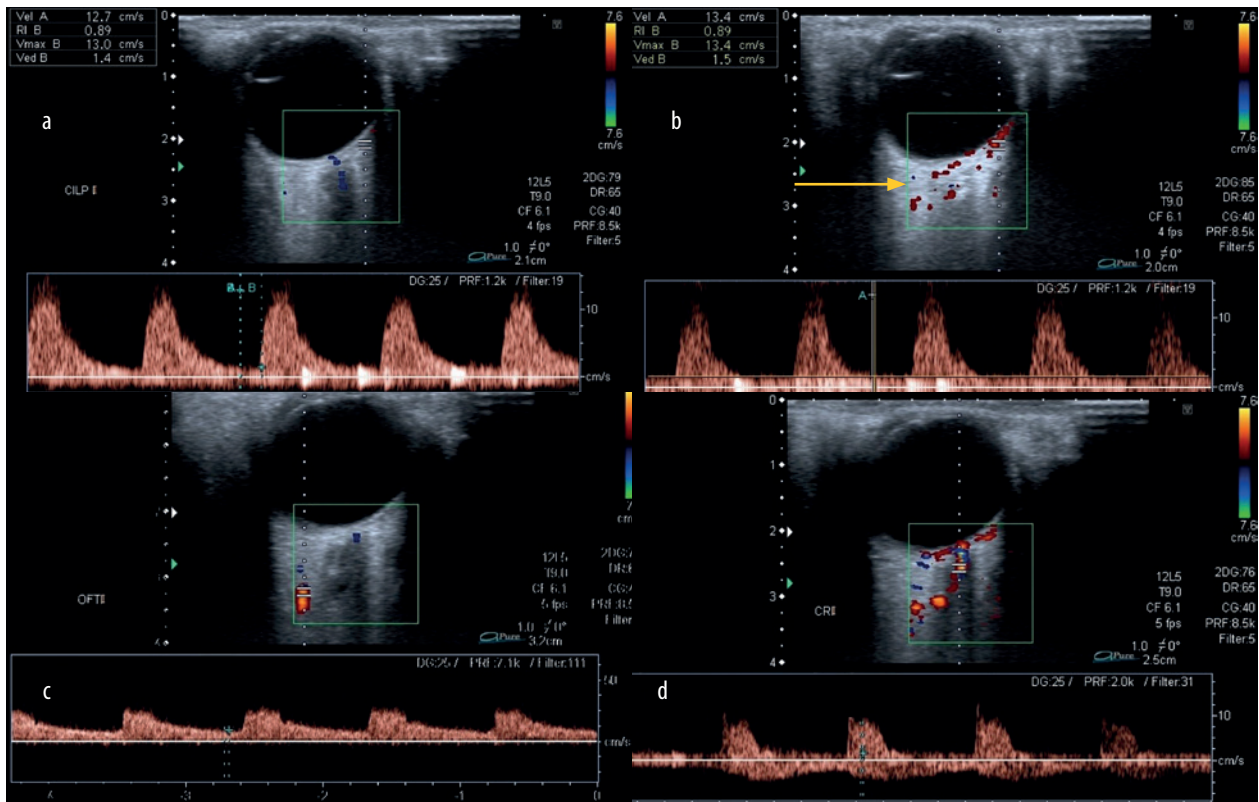


Figura 7. Neuritis óptica isquémica. Se observa aumento del índice de resistencia en las arterias ciliares posteriores de 0,89 (a y b) con espectro normal en la arteria oftálmica (c) y arteria central de la retina (d).

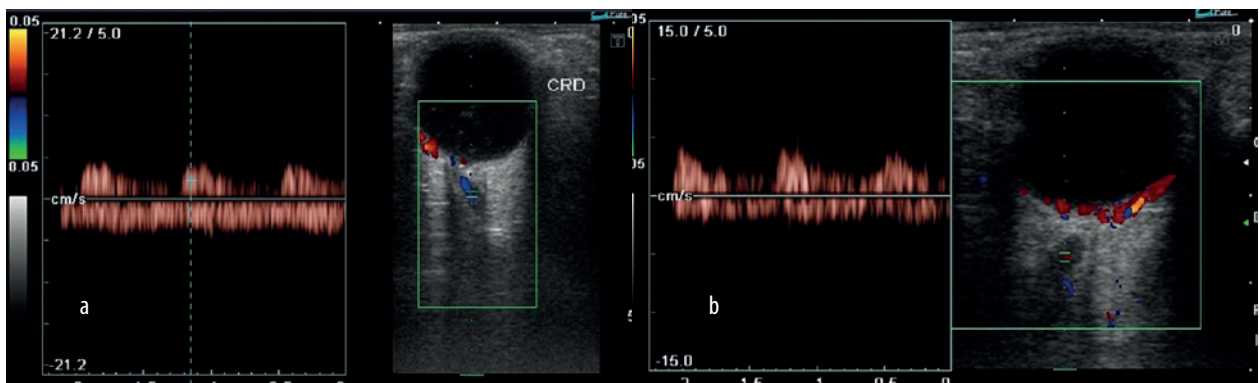


Figura 8. Retinopatía diabética. Se identifica disminución de las velocidades sistó-diafólicas de la arteria central de la retina derecha (a) e izquierda (b) en un paciente diabético con retinopatía proliferativa.

identifica reducción de las velocidades sistó-diafólicas de la arteria central de la retina (fig. 8)¹⁴.

Glaucoma

Es el aumento de la presión intraocular que genera una neuropatía óptica. Se clasifican en pri-

marios y secundarios, y dentro de los primarios se dividen en los de ángulo abierto o de ángulo cerrado. Ecográficamente se observa alteración de la circulación retrobulbar. En los de evolución aguda se reconoce una incisura protodiafólica y disminución de la velocidad del flujo diafólico a nivel de la arteria centra de la retina y de las arte-

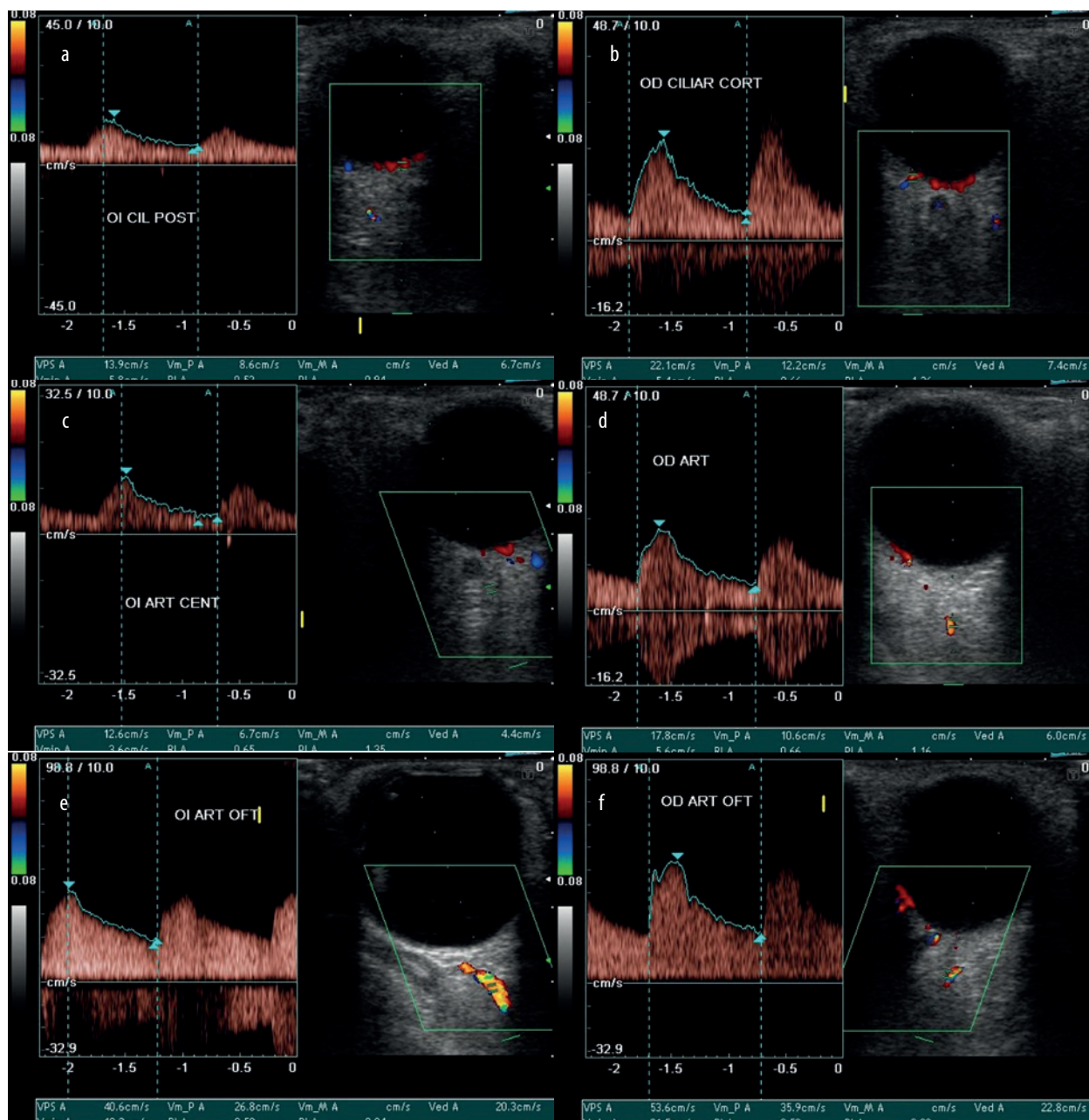


Figura 9. Glaucoma. Se observan bajas velocidades en las arterias retrobulbares del ojo izquierdo (a, c y e) con incremento de las mismas a nivel del ojo derecho en tratamiento con vasodilatadores (b, d y f) respectivamente.

rias ciliares posteriores con aumento del índice de resistencia; en los de evolución crónica disminuyen las velocidades sistólicas y diastólicas (fig. 9)¹⁵.

Trombosis de la vena central de la retina

Puede ser de origen isquémico o no isquémico. La forma isquémica podría ser resultado

de la compresión extrínseca de la vena por parte de la arteria central de la retina aterosclerótica a nivel de la lámina cribosa. Con ecografía Doppler se observa disminución o ausencia de flujo a nivel de la vena afectada. La arteria central de la retina presenta disminución de la velocidad sistólica y ausencia del flujo diastólico con consiguiente aumento del IR¹⁶.

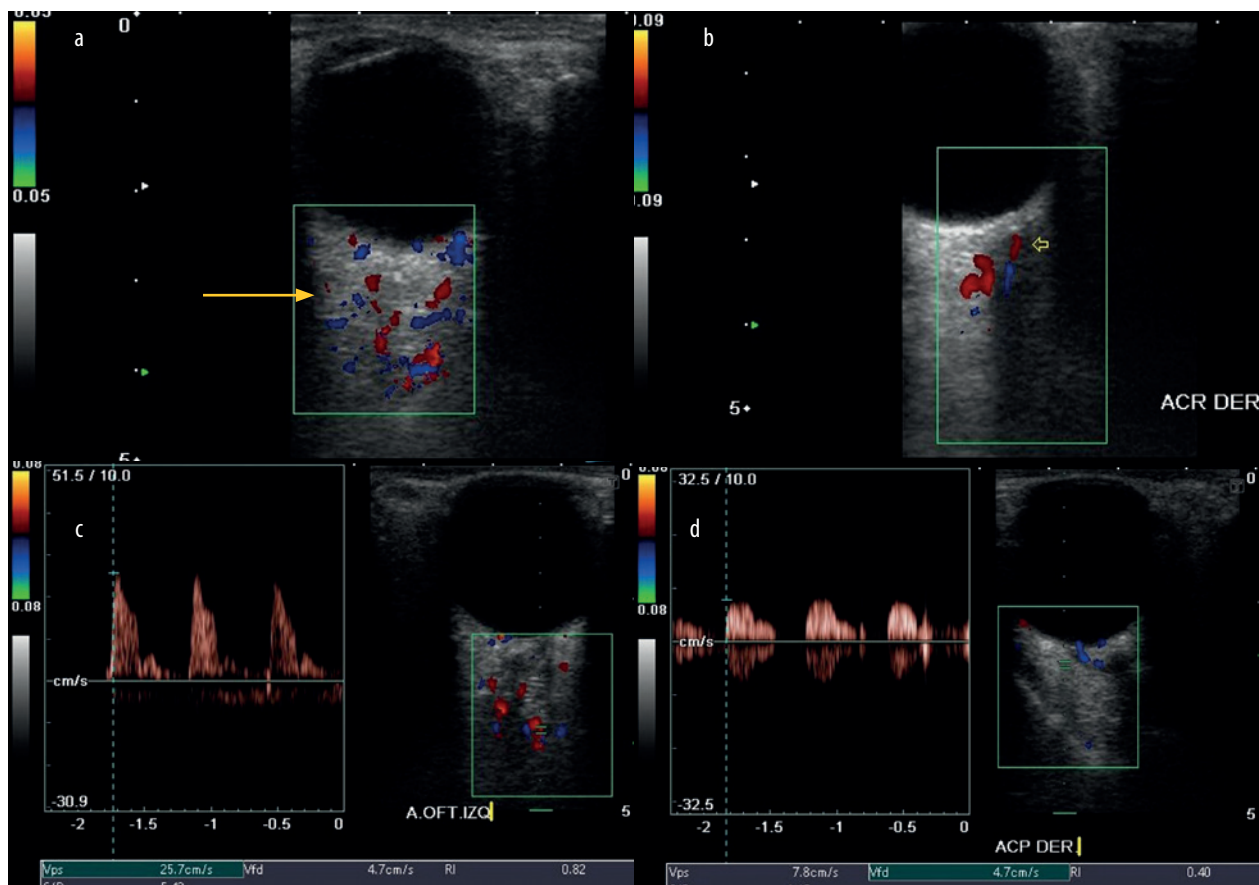


Figura 10. Oclusión de la arteria central de la retina. Se observa ausencia de flujo a nivel de la ACR izquierda con presencia de circulación colateral múltiple (a) en forma comparativa con su contralateral (b), con consecuente aumento del flujo a nivel de la AO izquierda (c) en comparación con su contralateral (d).

Oclusión de arteria central de la retina

Puede ser de origen embólico o no embólico y se asocia a pérdida permanente de la visión en forma frecuente. El material embolígeno puede identificarse como hiperecogénico retrobulbar, ya sea dentro de la arteria central de la retina o en las ciliares posteriores. Se observa disminución o ausencia de flujo a nivel de los vasos comprometidos (fig. 10)¹⁷.

Conclusión

Siendo un método accesible, económico, inocuo y fácil de realizar en pacientes con apertura

ocular reducida o medios opacos que dificultan la realización del fondo de ojo, la ecografía ocular con Doppler se convierte en una técnica eficaz para el diagnóstico y el seguimiento de las patologías oftálmicas.

Referencias

1. Cejas C, Benavides S, Sanguinetti MM, Zuk C, Saubidet G. *Ecografía y Doppler ocular y orbitario*. Buenos Aires: Ediciones Journal, 2004.
2. Kakehashi A, Takezawa M, Akiba J. Classification of posterior vitreous detachment. *Clin Ophthalmol* 2014; 8: 1-10.

3. Cabric E, Salihefendic N, Zildzic M, Licanin Z, Smajlovic F. Early ultrasonographic diagnosis of retinal detachment: multidisciplinary approach and benefit. *Med Arh* 2010; 64: 41-3.
4. Wu J, Zou L, Wu Z, Cheng L. High frequency color Doppler image of choroidal detachment. *Yan Ke Xue Bao* 2000; 16: 61-64.
5. Jianu SN. Aportul ecografiei Doppler color in diagnosticul ecourilor membraniforme intraoculare [Ecografía Doppler color en el diagnóstico de ecos membranosos]. *Oftalmologia* 2009; 53: 69-73.
6. Andzhelova DV. [Results of regional ocular hemodynamics examination in patients with vitreous hemorrhage]. *Vestn Oftalmol* 2013; 129: 14-18.
7. Kohanim S, Daniels AB, Huynh N, Elliott D, Chodosh J. Utility of ocular ultrasonography in diagnosing infectious endophthalmitis in patients with media opacities. *Semin Ophthalmol* 2012; 27: 242-5.
8. Salz DA, Witkin AJ. Imaging in diabetic retinopathy. *Middle East Afr J Ophthalmol* 2015; 22: 145-50.
9. Nie S, Wang Z, Liu W, Liang X. Clinical application of X-ray, B-scan and CT in the diagnosis of ocular foreign bodies. *Eye Sci* 2013; 28: 11-14.
10. Dudea SM, Seceleanu A, Botar-Jid C, Chioresan A, Miha C. Ultrasonografia Doppler in patologia tumorală oculo-orbitală [Evaluación de ultrasonografía Doppler en tumores intraoculares y orbitarios]. *Oftalmologia* 2007; 51: 87-92.
11. Fel A, Szatmary Z, Sourour N, Bodaghi B, LeHoang P, Touitou V. Fistules carotido-caverneuses: correlation anatomo-clinique. *J Fr Ophthalmol* 2014; 37: 462-8.
12. Hu HH, Sheng WY, Yen WY, Lai ST, Teng MM. Color Doppler imaging of orbital arteries for detection of carotid occlusive disease. *Stroke* 1993; 24: 1196-1203.
13. Mamikonian VR *et al.* [Peculiarities of ocular blood flow in ischemic optic neuropathy and normal tension glaucoma]. *Vestn Oftalmol* 2013; 129: 3-8.
14. Meng N, Liu J, Zang Y, Ma J, Li H, Qu Y. Color Doppler imaging analysis of retrobulbar blood flow velocities in diabetic patients without or with retinopathy: a meta-analysis. *J Ultrasound Med* 2014; 33: 1381-9.
15. Abegão Pinto L, Vandewalle E, Willekens K, Marques-Neves C, Stalmans I. Ocular pulse amplitude and Doppler waveform analysis in glaucoma patients. *Acta Ophthalmol* 2014; 92: e280-5.
16. Flaharty PM, Phillips W, Sergott RC, Stefanyszyn M, Bosley T, Savino PJ. Color Doppler imaging of superior ophthalmic vein thrombosis. *Arch Ophthalmol* 1991; 109: 582-3.
17. Padrón-Pérez N, Aronés JR, Muñoz S, Arias-Barquet L, Arruga J. Sequential bilateral retinal artery occlusion. *Clin Ophthalmol* 2014; 8: 733-8.

Queratoplastia endotelial de membrana de Descemet: alternativas experimentales para la preparación del tejido donante

C. Taimi Cárdenas Díaz, Iván Hernández López, Armando Capote Cabrera, Wina Ravelo Vázquez, Dunia Cruz Izquierdo

Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer". Laboratorio de Investigaciones del Sistema Óptico Ocular (LISOO), La Habana, Cuba.

Recibido: 15 de mayo de 2016.

Aceptado: 23 de junio de 2016.

Correspondencia:

Dra. C. Taimi Cárdenas Díaz
Calle Canal #3116 entre 11 y 12, reparto Antonio Maceo
13400 Municipio Cerro, provincia La Habana, Cuba
Teléfonos: 5376481839 y 5352660905
taimicar@infomed.sld.cu

Oftalmol Clin Exp (ISSN 1851-2658)

2016; 9(3): 98-107.

Resumen

Objetivos: comparar alternativas en la preparación del tejido donante en la queratoplastia endotelial de membrana de descemet (DMEK).

Métodos: se realizó un estudio experimental en 40 globos oculares humanos no útiles para trasplante corneal en el Laboratorio de Investigaciones del Sistema Óptico Ocular (LISOO) del Instituto Cubano de Oftalmología "Ramón Pando Ferrer". Para la obtención del disco de membrana de Descemet (MD) y endotelio a partir de un anillo esclero-corneal se experimentó con dos opciones de disección diferentes. Como *variante 1* se probó la técnica de viscodisección mediante abordaje anterior esclero-limbal, que se detalla en el trabajo y como *variante 2* se realizó la disección neumática en dos pasos previamente descrita por el LISOO. Se midió el tiempo quirúrgico, el diámetro del desprendimiento, la aparición de complicaciones y factor desencadenante.

Resultados: El tiempo quirúrgico medio fue en la variante 1 de 18,4 minutos y el diámetro medio de desinserción fue de 8,5 mm; con la variante 2 fueron de 8,5 minutos y el 9,3 mm respectivamente. Al comparar ambas técnicas se obtuvo una diferencia promedio de los tiempos de 9,9 minutos y del diámetro de 0,5 mm; ambas significativas ($p=0,0000$). Ocurrió ruptura de la membrana de Descemet en dos casos en cada variante por manipulación inadecuada.

Conclusiones: el tiempo quirúrgico es corto para ambas variantes de disección y el diámetro del desprendimiento obtenido con cada una resulta suficiente para obtener un disco viable para DMEK. Las técnicas probadas resultan seguras y reproducibles. **Palabras clave:** Descemet, queratoplastia endotelial, DMEK.

Descemet membrane endothelial keratoplasty: experimental alternatives for donor tissue preparation

Abstract

Objectives: to compare different alternatives for donor tissue preparation in Descemet membrane endothelial keratoplasty (DMEK).

Methods: experimental study of 40 human eyeballs that were useless for corneal transplants conducted in “Laboratorio de Investigaciones del Sistema Óptico Ocular (LISOO)” of the Ramón Pando Ferrer Cuban Ophthalmology Institute. The endothelium-Descemet membrane disc (MD) was obtained from a corneoscleral ring after experimenting with two different dissection options. For *Option 1*, a sclerolimbal anterior approach with the viscodissection technique, as described in the paper, was used, while *Option 2* involved the two-step pneumatic dissection technique already described by the LISOO. Surgical time, detachment diameter, occurrence of complications and triggering factors were evaluated.

Results: Mean surgical time for option 1 was 18.4 minutes and mean disinsertion diameter was 8.5 mm; with option 2, values of 8.5 minutes and 9.3 mm, respectively, were found. Comparison of both techniques revealed an average difference in time of 9.9 minutes and of 0.5 mm in diameter; in both cases, these differences were significant ($p=0.0000$). Descemet membrane tear occurred in two cases of both options due to inadequate manipulation.

Conclusions: The surgical time is short for both dissection options, and the detachment diameter observed with each option is enough to obtain a viable disc for DMEK. The techniques tested have proven to be safe and reproducible.

Keywords: Descemet, endothelial keratoplasty, DMEK.

Ceratoplastia endotelial de membrana de Descemet: alternativas experimentais para a preparação do tecido doador

Resumo

Objetivos: comparar alternativas na preparação do tecido doador na ceratoplastia endotelial de membrana de Descemet (DMEK).

Métodos: Realizou-se um estudo experimental em 40 globos oculares humanos não úteis para transplante corneano no Laboratório de Pesquisas do Sistema Óptico Ocular* (LISOO) do Instituto Cubano de Oftalmologia “Ramón Pando Ferrer”. Para a obtenção do disco de membrana de Descemet (MD) e endotélio a partir de um anel esclero-corneano se experimentou com duas opções de disseção diferentes. Como *variante 1* se provou a técnica de *viscodissecação* mediante abordagem anterior esclero-limbal, detalhado no trabalho e como *variante 2* se realizou a disseção pneumática em dois passos previamente descrita pelo LISOO. Mediu-se o tempo cirúrgico, o diámetro do desprendimento, a aparição de complicações e fator desencadeante.

Resultados: O tempo cirúrgico médio foi na variante 1 de 18,4 minutos e o diámetro médio de *desinserção* foi de 8,5 mm; com a variante 2 foram de 8,5 minutos e o 9,3 mm respectivamente. Ao comparar ambas as técnicas se obteve uma diferença média dos tempos de 9,9 minutos e do diámetro de 0,5 mm; ambas significativas ($p=0,0000$). Ocorreu ruptura da membrana de Descemet em dois casos em cada variante por manipulação inadequada.

Conclusões: O tempo cirúrgico é curto para ambas as variantes de disseção e o diámetro do desprendimento obtido com cada uma resulta suficiente para obter um disco viável para DMEK. As técnicas provadas resultam seguras e reproduzíveis.

Palavras chave: Descemet, ceratoplastia endotelial, DMEK.

Introducción

El trasplante corneal lamelar, conocido también como trasplante selectivo de tejido corneal (STCT), término introducido por Thomas John en 2008, es aquel en el que se extrae selectivamente la porción

enferma de la córnea del paciente y se sustituye por tejido donante sano anatómicamente similar¹.

Como concepto, la queratoplastia lamelar posterior (PLK) fue establecida por José Ignacio Barraquer en un artículo publicado en 1950, donde describió una técnica quirúrgica que consistía en levantar un *flap* de las capas anteriores de la córnea a través del cual accedía a las capas posteriores, las que resecaba y sustituía por una lamela que incluía estroma posterior, membrana de Descemet (MD) y endotelio. El *flap* luego se recolocaba y suturaba. En su artículo Barraquer afirma que este tipo de trasplante sería usado “para casos de distrofia endotelial incipiente”¹.

En 2004, Melles y colaboradores pusieron en práctica el “pelado” de la MD del receptor², esto mejoró la adherencia del tejido donante a la córnea receptora al lograr una superficie más homogénea y optimizó la interfase donante-receptor. Se conoce esta maniobra como descemetorrexix. Price continuó la aplicación de esta técnica y nombró la cirugía como queratoplastia endotelial con pelado de la Descemet (DSEK, por sus siglas en inglés)¹.

Aunque con la puesta en práctica de la descemetorrexix se había simplificado la cirugía en su fase receptora, la disección manual del botón donante seguía como un inconveniente. En 2006, Gorovoy combinó el uso de la cámara anterior artificial con el microquerátomo de Moria para la preparación del botón donante y renombró la técnica como queratoplastia endotelial automatizada con pelado de la Descemet (DSAEK)^{1,3}.

Más recientemente, en 2009, Capote realizó otra modificación a la técnica al usar el láser de excímero para tallar el disco donante y la llamó queratoplastia endotelial con pelado de la Descemet asistida con excímer láser (EL DSEK)⁴.

Todas estas variantes de PLK donde el botón donante está compuesto por parte de estroma posterior, MD y endotelio, se consideran procedimientos aditivos y en consecuencia se obtiene una córnea receptora más gruesa lo cual puede inducir hipermetropía⁵.

Melles y colaboradores pusieron en práctica en 2006 la queratoplastia endotelial de membrana de Descemet (DMEK), un nuevo tipo de trasplante selectivo en el cual se sustituyen exclusivamente la MD y el endotelio del paciente por un tejido sano

anatómicamente similar. Se trata de un procedimiento de sustitución que deja una córnea con un espesor muy cercano al preoperatorio^{1-2, 6-7}. Básicamente la DMEK consiste en obtener la MD y el endotelio a partir de un disco córneo-escleral donante⁸⁻⁹. La membrana, que por sus propiedades elásticas tiende a enrollarse con el endotelio hacia fuera¹⁰⁻¹², se coloca desenrollada en la cámara anterior del receptor con la ayuda de fluidos y se deja adherida al estroma posterior con el uso de la misma técnica de la burbuja de aire¹³⁻¹⁴.

Dentro de las técnicas de trasplante endotelial, la DMEK tiene el potencial de suministrar los mejores resultados anatómicos y ópticos. Sin embargo, tiene en su contra la elevada complejidad para la preparación del tejido donante. Esto hace que se dificulte su reproducibilidad y se retrase su generalización. Lo anterior hace de vital importancia el desarrollo y estudio de innovaciones para la mejora y el perfeccionamiento de la técnica de trasplante endotelial. Precisamente con este objetivo, en el Laboratorio del Sistema Óptico Ocular (LISOO) del Instituto Cubano de Oftalmología (ICO) “Ramón Pando Ferrer” se propuso en 2013 la disección neumática en dos pasos¹⁵ para la obtención del tejido donante para la DMEK. Previamente se había propuesto la viscodisección mediante abordaje anterior esclero-limbal, que fue descrita para la queratoplastia lamelar anterior profunda¹⁶. Esta última variante se describe en el presente trabajo, que tiene como objetivo comparar alternativas en la preparación del tejido donante en la queratoplastia endotelial de membrana de descemet (DMEK).

Métodos

Se realizó un estudio experimental exploratorio desde octubre de 2013 a 2014 en el LISOO del ICO. La muestra estuvo conformada por 40 globos oculares procedentes de varios hospitales del país que, acorde con la información brindada por el Banco de Ojos del ICO, no resultaron útiles para trasplante corneal.

Para la obtención del disco de membrana de Descemet (MD) y endotelio a partir de un anillo esclero-corneal se experimentó con dos opciones



Figura 1. Montaje de anillo esclerocorneal en cámara anterior artificial.

de disección diferentes. Como variante 1 se probó la técnica de viscodisección mediante abordaje anterior esclero-limbal, que se detalla a continuación, y como variante 2 se realizó la disección neumática en dos pasos¹⁵.

Descripción de la variante 1. Viscodisección mediante abordaje anterior esclero-limbal

- Se monta el anillo esclero-corneal en una cámara anterior artificial (CAA) (fig. 1).
- Se llena la CAA con el medio de conservación (Eusol-C, AL.CHI.MI.A S.R.L.) hasta lograr una tensión adecuada.
- Incisión radial de 1,5 mm, que se comienza en limbo corneal y se extiende hacia esclera, se va profundizando hasta visualizar el techo del canal de Schlemm y el plano predescemético o zona de transición de coloración más oscura.
- Con una espátula delgada, de punta fina, redondeada y semirroma, se hacen movimientos late-

rales y hacia el centro hasta 3-4 mm del limbo, hasta alcanzar el plano predescemético en la córnea media-periférica.

- Se realiza paracentesis y se drena líquido hasta disminuir ligeramente la presión, lo cual facilita y hace más seguro el momento de la desinserción.
- Inyección de viscoelástico controladamente (fig. 2), visualización del desprendimiento hasta formar un bolsón con los bordes del diámetro deseado (figs. 3 y 4).
- Se trepana con un trépano 8,5 mm u otro diámetro seleccionado de acuerdo con el desprendimiento hasta observar la salida de viscoelástico a través de la incisión.
- Se completa el corte con tijera de rama derecha e izquierda de ser necesario, cuidando no traumatizar la fina membrana de Descemet.
- Se remueven las capas anteriores de la córnea donante, quedando la MD traslúcida y homogénea que se mantiene unida en la periferia al anillo esclero-corneal.

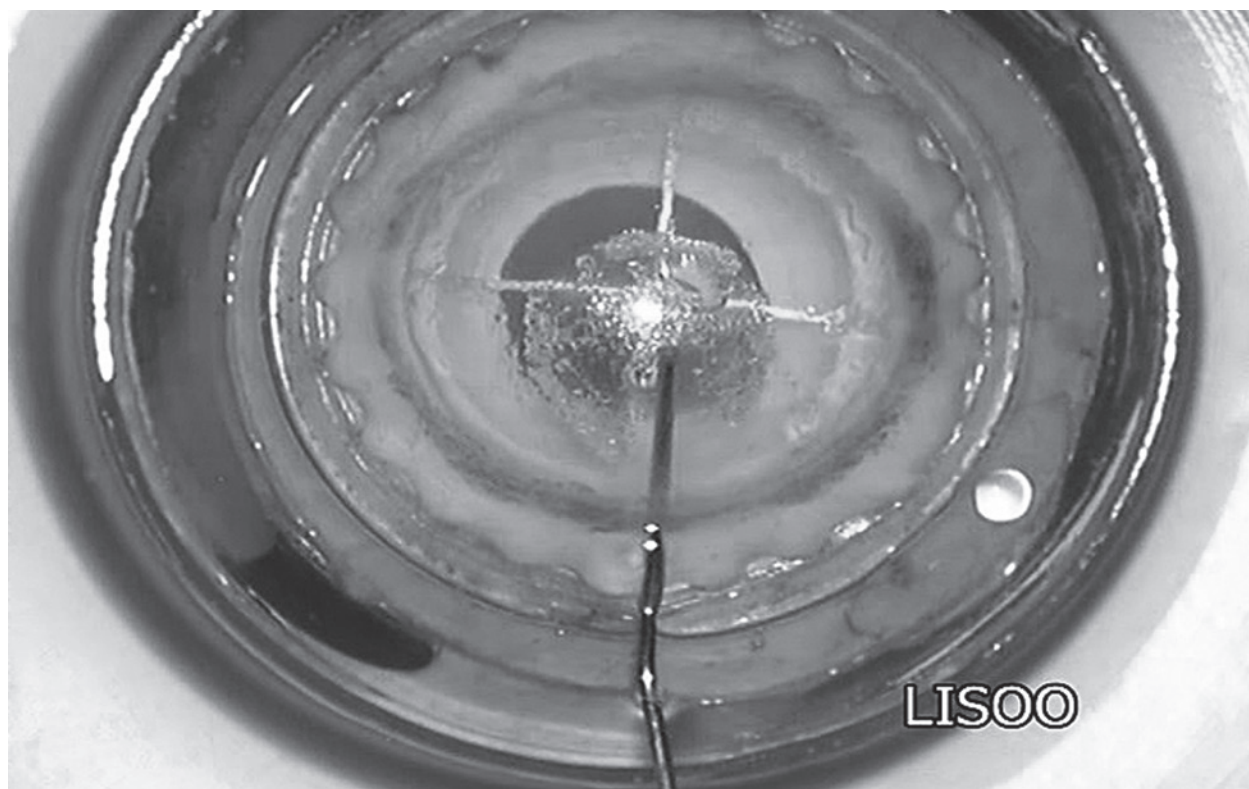


Figura 2. Inyección controlada de viscoelástico y comienzo del desprendimiento de la MD.

- Se lava abundantemente con solución salina balanceada (SSB) hasta eliminar completamente el viscoelástico.

Descripción de la variante 2. Disección neumática en dos pasos¹⁵

- Se coloca el anillo esclero-corneal sobre un ponche de Barron (Jedmed Instrument, St. Luis, Estados Unidos) para córnea donante con la cara endotelial hacia arriba.
- Se fija el anillo con la ayuda de una pinza corneo-escleral y se utiliza una aguja fina (26 a 30 G) acoplada a una jeringuilla cargada de 0,8 ml de aire, la cual se introduce desde la periferia escleral hasta penetrar en el espesor del estroma corneal, a 2 o 3 mm del limbo.
- Se infiltra aire hasta que se observa que las fibras estromales tomen un aspecto blanquecino y esponjado por debajo de la MD que se mantiene translúcida.
- Con espátula fina y a través del mismo canal que se formó previamente con la aguja, se decola y se avanza hacia el centro; se realizan ligeros movimientos laterales, con cuidado de no ampliar demasiado el canal y se superficializa hasta llegar al plano predescemético. Se sabe que se está en el lugar indicado cuando deje de verse la coloración blanquecina de las fibras estromales desorganizadas por las microbulas de aire por encima de la espátula y se comience a apreciar el brillo natural del metal.
- Se retira la espátula y se introduce una cánula acoplada a una jeringuilla cargada con 0,3 a 0,5 ml de aire. Esta cánula, de 23-25 G, consta de punta aplanada semirroma y bisel compartido central, con agujero superior de 0,3 mm ubicado a 0,5 mm de la punta. A 3,0 mm del extremo distal tiene un engrosamiento en forma de vientre 0,75 mm más grueso que su diámetro exterior.
- Se avanza hacia el centro corneal buscando acceder al plano predescemético alcanzado previamente con la espátula y cuando se visualice

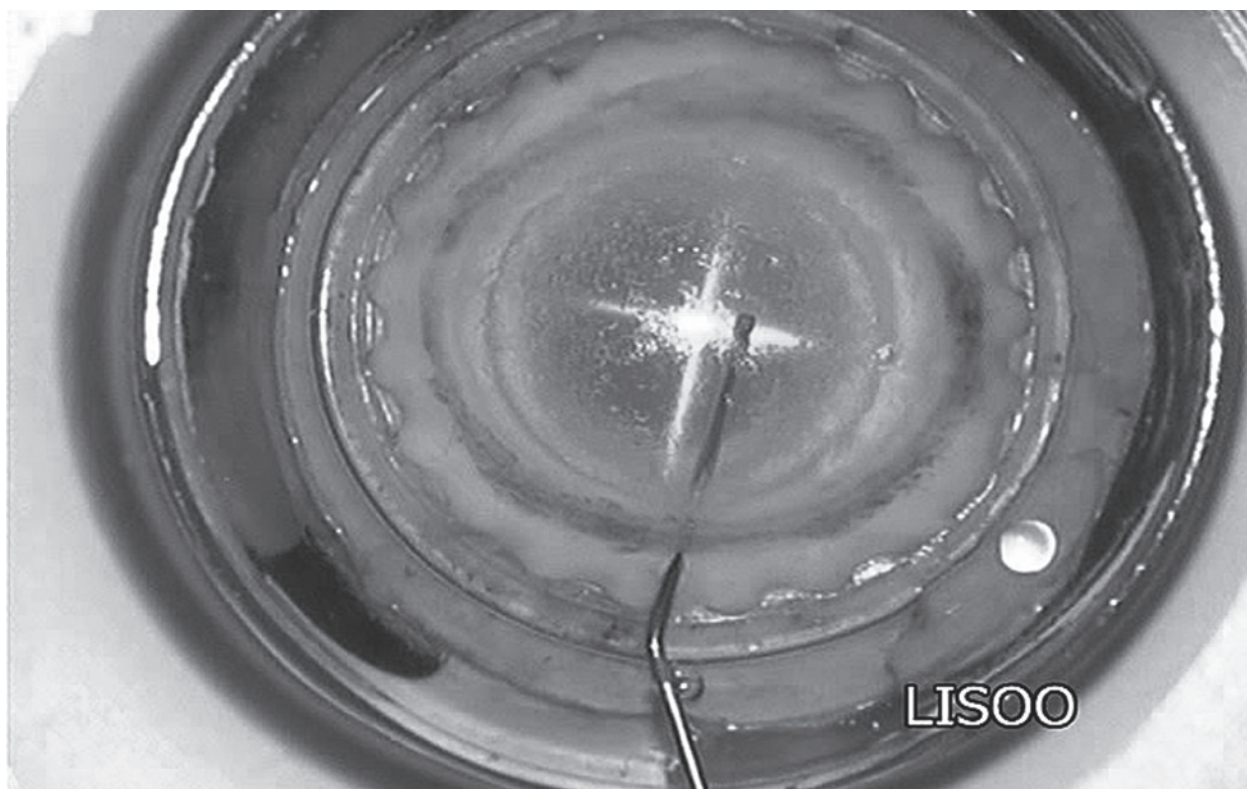


Figura 3. Desprendimiento total de la MD en una vista superior (cara epitelial).

que el agujero de la cánula está en la posición deseada, se infiltra aire hasta que se forme una bula al desprenderse la MD del estroma subyacente. Ésta se amplía para obtener el diámetro de desinserción deseado.

- Se aspira el aire con el objetivo de aplanar la bula y que la MD vuelva a tomar su posición cóncava y se instilan unas gotas de azul de trypan (Vision Blue, DORC, 0.06%) para teñir la capa de MD/endotelio.

Para el análisis de los datos se utilizó la estadística descriptiva. La información se resumió en valores absolutos, media, intervalo de confianza al 95% para una media, mínimo (Mín) y máximo (Máx) y la desviación estándar (DS). Para la comparación de los valores promedios se utilizaron los métodos no paramétricos: *p* asociada a prueba U de Mann-Whitney y *p* asociada a prueba de los rangos con signo de Wilcoxon.

El estudio cumplió con la II Declaración de Helsinki y con la legislación vigente en Cuba, de acuerdo con lo establecido en el Sistema

Nacional de Salud y previsto en la Ley No.41 de Salud Pública¹⁷. El tejido para experimentación fue manejado según los principios establecidos en el código de ética de la Asociación Panamericana de Banco de Ojos (APABO).

Resultados

El tiempo promedio transcurrido hasta lograr la completa disección de la MD por la variante 1 fue de 18,4 minutos con una desviación estándar de 0,3 y un tiempo mínimo y máximo de 17,9 y 19,0 respectivamente (tabla 1).

El diámetro medio de desinserción logrado con esta técnica fue de 8,5 mm con una desviación estándar de 0,2 y un mínimo y máximo de 8,0 y 8,9 mm (tabla 2).

Con la variante de neumodisección de la MD el tiempo quirúrgico fue corto, con una media de 8,5 minutos, una desviación estándar de 0,4 y un mínimo y máximo de 7,0 y 9,0 mm (tabla 1). Con

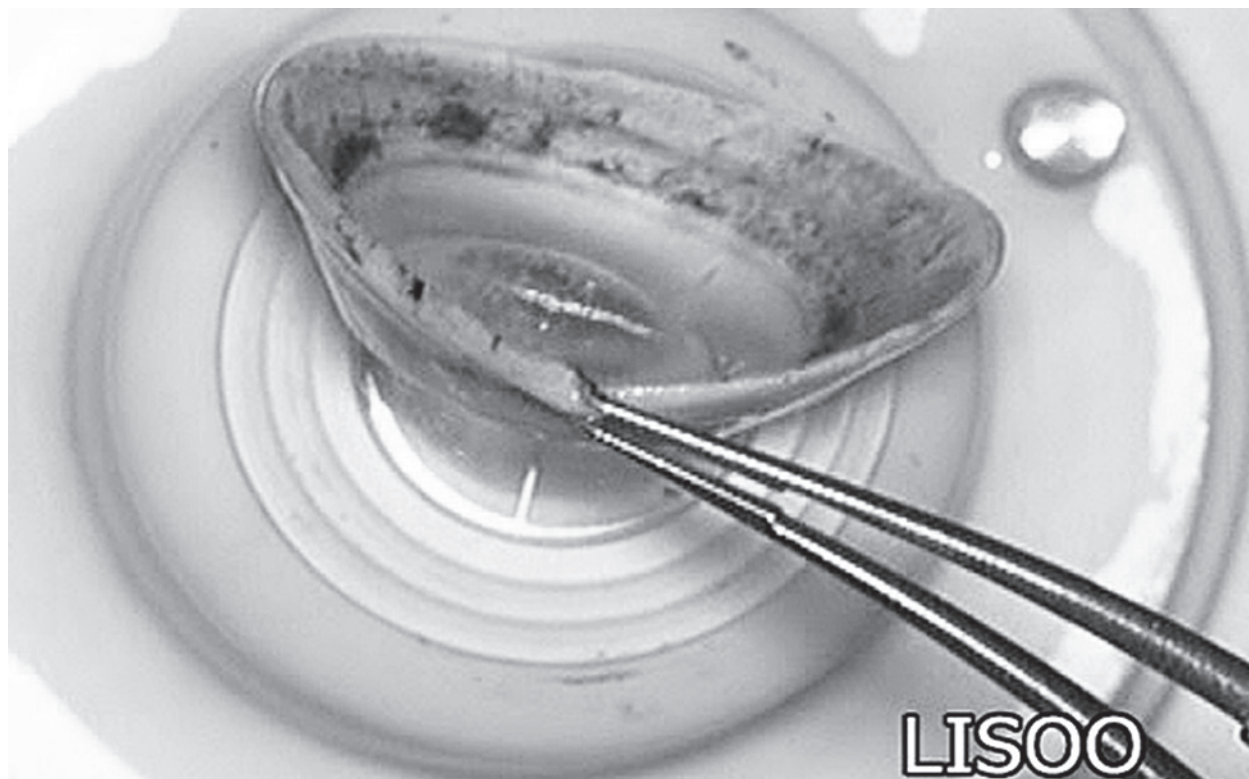


Figura 4. Desprendimiento total de la MD en una vista endotelial una vez desmontado de la cámara artificial el anillo esclerocorneal.

ella se logró un diámetro promedio de desprendimiento de 9,0 mm, con una desviación estándar de 0,2 y un mínimo y máximo de 8,7 y 9,3 mm (tabla 2).

De los 20 anillos esclerocorneales utilizados para la técnica de viscodisección mediante abordaje anterior esclerolimbial se pudo completar el procedimiento satisfactoriamente en 18 de ellos (80%). En dos (20%) de ellos se produjo una ruptura de la MD durante la desinserción, manifestándose como la única complicación surgida durante la disección y en ambos el factor desencadenante fue la manipulación inadecuada del tejido. En uno se produjo un opérculo central de 2,5 mm que impidió continuar el procedimiento y hubo que desechar el tejido. En el otro se originó un agujero pequeño periférico que permitió completar la disección de forma que la capa de tejido resultó adecuada para ser utilizada en la DMEK, lo cual constituye un 95% de eficacia para el aprovechamiento del tejido.

Coincidió que, de los 20 anillos esclerocorneales en los que se practicó la variante de doble neumodisección, se completó el procedimiento en 18

(80%) de ellos, en dos (20%) se produjo la ruptura de la membrana de Descemet durante la desinserción debido a una manipulación inadecuada del tejido como factor desencadenante; en uno de los ojos fue central, por lo que fue necesario desecharlo. La otra ruptura ocurrió mientras se intentaba ampliar el diámetro de desinserción más allá de los 8,0 mm y fue periférica, lo que no afecta el uso del tejido para el trasplante (DMEK), lo cual constituye un 95% de eficacia para el aprovechamiento del tejido.

Al comparar ambas variantes, la neumodisección posterior, con intervalo de confianza para la media al 95% (IC) entre 8,3-8,7 minutos, ofrece un tiempo quirúrgico menor con respecto de la viscodisección por vía anterior con IC de 18,3-18,5 minutos, los cuales no se cortan. La diferencia promedio de los tiempos entre ambas variantes fue de 9,9 minutos (tabla 1). Además, permite un diámetro mayor del desprendimiento con IC que tampoco se cortan: 8,9-9,1 mm en la variante 2 y 8,4-8,6 mm en la variante 1 y diferencia promedio de los diámetros obtenidos por ambas variantes de

Tabla 1. Comparación del tiempo quirúrgico según la variante de disección.

Tiempo quirúrgico (minutos)	Variante 1 N(20)	Variante 2 N(20)
Media	18,4	8,5
DS	0,3	0,4
Mín.-Máx.	17,9-19,0	7,0-9,0
Intervalo de confianza para la media al 95%	18,3-18,5	8,3-8,7
Diferencia promedio	9,9	
p* comparación de media	0,0000	

Fuente: base de datos.

*p asociada a prueba U de Mann-Whitney y p asociada a prueba de los rangos con signo de Wilcoxon.

Tabla 2. Comparación del diámetro del desprendimiento de la MD según la variante de disección.

Diámetro del desprendimiento (mm)	Variante 1 N(20)	Variante 2 N(20)
Media	8,5	9,0
DS	0,2	0,2
Mín.-Máx.	8,0-8,9	8,7-9,3
Intervalo de confianza para la media al 95%	8,4-8,6	8,9-9,1
Diferencia promedio	0,5	
p* comparación de media	0,0000	

Fuente: base de datos.

*p asociada a prueba U de Mann-Whitney y p asociada a prueba de los rangos con signo de Wilcoxon.

0,5 mm (tabla 2). Ambas comparaciones fueron significativas.

En cuanto a las complicaciones presentadas, no se encontró diferencias entre ambas variantes ya que fue la ruptura de la MD la única complicación presentada en ambos grupos, en dos ojos cada uno y como factor desencadenante la manipulación inadecuada del tejido.

Discusión

En este caso se sometió a cirugía experimental dos variantes técnicas, en un intento de simplificar y optimizar la DMEK, en la fase de preparación del tejido donante.

Con el empleo de la viscodisección mediante abordaje anterior esclero-limbal (variante 1) propuesta por el LISOO del ICO, se tiene la ventaja de que al realizar la disección desde un área perifé-

rica de la córnea, si se produce una ruptura a este nivel, no obliga a abortar el procedimiento ya que en la zona de trepanación más central el tejido se mantiene íntegro.

El área esclerolimbal donde se realiza la incisión de entrada da una referencia externa y visible del plano predescemético. Es indicador del plano correcto el cambio de coloración que se produce en la zona de transición entre la esclera —de color blanco— y las capas más profundas, correspondientes a la córnea encima del canal de Schlemm y línea de Schwalbe, que adoptan una coloración más oscura. Para acceder al plano predescemético se utiliza una espátula de configuración delgada y punta fina semirroma que permite decolar las capas estromales hasta llegar al área correcta con menor riesgo de perforar la fina MD.

Exploratoriamente se probó el uso de aire para conseguir la separación de la MD del resto de las capas corneales, pero teniendo en cuenta que al

estar accediendo desde la superficie anterior, si accidentalmente se instila el aire en el estroma en lugar de hacerlo en el plano correcto, se forman microburbujas que dificultan la visualización para lograr un adecuado desprendimiento y que con aire la formación de la pseudocámara se obtiene de manera más abrupta, se determinó utilizar viscoelástico para esta vía de abordaje anterior, pues al introducirlo más lenta y controladamente —de apreciar que se engruesa y opacifica el estroma en lugar de formarse un anillo posterior de desprendimiento, lo cual es indicio de que se está en un plano más anterior que el predescemético—, se puede retirar tempranamente la cánula, disecar hasta el plano correcto con ella o con la espátula y ulteriormente continuar la infiltración del viscoelástico. El agente viscoelástico logra una desinserción más pausada que permite medir durante el proceso hasta alcanzar un desprendimiento preciso con el diámetro programado, debe tener la precaución de eliminar bien los restos que queden antes de la inserción del disco de MD/endotelio en el paciente. De no ser así se comprometería la adherencia del tejido donante al receptor. Con esta técnica se logra un disco donante de tamaño suficiente factible para trasplante en un tiempo breve.

Al comparar ambas variantes es importante señalar que en las dos el 95% del tejido resultó útil y el tiempo quirúrgico medio fue corto, aun en la fase de aprendizaje, si se compara con la técnica de disección mediante pelado con ayuda de espátulas o con variantes en las que se eliminan capas de estroma anterior previo a la disección¹⁸⁻²⁴. Studeny refiere que con la DMEK con anillo estromal (DMEK-S) toma de 20 a 30 minutos preparar el tejido donante²⁵. En un trabajo realizado en banco de ojos, Jardine obtuvo tiempos promedios de 19,9 y 23,4 minutos en la preparación de tejido donante para DMEK¹⁴; mientras que en un estudio reciente Gorovoy consiguió un 97% de tejido útil en un tiempo medio de 10,1 ± 3,3 minutos con un rango entre 6 y 24 minutos²². Sin embargo, la neumodisección posterior ofrece un tiempo quirúrgico menor, el cual se reduce a más de la mitad con respecto de la viscodisección por vía anterior y permite un diámetro mayor del desprendimiento sin diferencias en cuanto a complicaciones y factor desencadenante. Resultado

similar al encontrado en investigaciones previas en el LISOO¹⁵.

Se concluye que el tiempo quirúrgico es corto para ambas variantes de disección y el diámetro del desprendimiento obtenido con cada una de las técnicas resulta suficiente para obtener un disco viable para DMEK. Además, ambas técnicas probadas resultan seguras y reproducibles tras obtener un 95% de tejido útil para trasplante, aún en su fase de aprendizaje y de perfeccionamiento.

Referencias

1. John T. *Corneal endothelial transplant: DSAEK, DMEK and DLEK*. New Delhi: Jaypee-Highlights, 2010.
2. Satué M, Rodríguez-Calvo-de-Mora M, Naveiras M, Cabrerizo J, Dapena I, Melles GR. La estandarización en el trasplante endotelial de membrana de Descemet: resultados de las primeras 450 cirugías. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2015; 90: 356-64.
3. Capote A, Ríos M, Cárdenas T. Excimer laser Descemet stripping endothelial keratoplasty. En: Garg A, Alió JL (eds.). *Surgical techniques for corneal transplantation*. New Delhi: Jaypee-Highlights, 2010, p.157-65.
4. John T. Descemet's membrane endothelial keratoplasty: a useful technique for selective tissue corneal transplantation. *Ocular Surg News U.S. ed*, August 25, 2010.
5. Melles GR, Ong TS, Ververs B, van der Wees J. Descemet membrane endothelial keratoplasty (DMEK). *Cornea* 2006; 25: 987-90.
6. Lie JT, Birbal R, Ham L, van der Wees J, Melles GR. Donor tissue preparation for Descemet membrane endothelial keratoplasty. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 1578-83.
7. Dapena I, Ham L, Melles GR. Endothelial keratoplasty: DSEK/DSAEK or DMEK: the thinner the better? *Curr Opin Ophthalmol* 2009; 20: 299-307.
8. Ham L, Balachandran C, Verschoor CA, van der Wees J, Melles GR. Visual rehabilitation rate after isolated Descemet membrane transplantation: Descemet membrane endothelial keratoplasty. *Arch Ophthalmol* 2009; 127: 252-55.

9. Balachandran C, Ham L, Verschoor CA, Ong TS, van der Wees J, Melles GR. Spontaneous corneal clearance despite graft detachment in Descemet membrane endothelial keratoplasty. *Am J Ophthalmol* 2009; 148: 227-34.
10. Dapena I, Ham L, Lie J, van der Wees J, Melles GR. Queratoplastia endotelial de membrana de Descemet (DMEK): resultados a dos años. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2009; 84: 237-43.
11. Melles GR, Ong TS, Ververs B, van der Wees J. Preliminary clinical results of Descemet membrane endothelial keratoplasty. *Am J Ophthalmol* 2008; 145: 222-7.
12. Tappin M. A method for true endothelial cell (Tencell) transplantation using a custom-made cannula for the treatment of endothelial cell failure. *Eye (Lond)* 2007; 21: 775-9.
13. Melles GR, Lander F, Rietveld FJ. Transplantation of Descemet's membrane carrying viable endothelium through a small scleral incision. *Cornea* 2002; 21: 415-8.
14. Jardine GJ, Holiman JD, Stoeger CG, Chamberlain WD. Imaging and quantification of endothelial cell loss in eye bank prepared DMEK grafts using trainable segmentation software. *Curr Eye Res* 2014; 39: 894-901.
15. Capote A, Ravelo W, Vinardell S, Cárdenas T, Hernández I. Disección neumática en dos pasos para la preparación del tejido donante en queratoplastia endotelial de la membrana de Descemet. *Rev Cubana Oftalmol* 2013; 26: 3-14.
16. Capote A, Cruz D, Cárdenas T, Hernández I, Ravelo W, Vinardell S. Queratoplastia lamelar anterior profunda: nueva variante de viscodisección mediante abordaje esclero-limbal. *Rev Cubana Oftalmol* 2013; 26: 427-38.
17. Di Ruggiero M. Declaración de Helsinki, principios y valores bioéticos en juego en la investigación médica con seres humanos. *Rev Colombiana Bioética* 2011; 6: 125-44.
18. Schlötzer-Schrehardt U, Bachmann BO, Laaser K, Cursiefen C, Kruse FE. Characterization of the cleavage plane in Descemet's membrane endothelial keratoplasty. *Ophthalmology* 2011; 118: 1950-7.
19. Ham L, Dapena I, van Luijk C, van der Wees J, Melles GR. Descemet membrane endothelial keratoplasty (DMEK) for Fuchs endothelial dystrophy: review of the first 50 consecutive cases. *Eye (Lond)* 2009; 23: 1990-8.
20. Zarei-Ghanavati S, Khakshoor H, Zarei-Ghanavati M. Reverse big bubble: a new technique for preparing donor tissue of Descemet membrane endothelial keratoplasty. *Br J Ophthalmol* 2010; 94: 1110-1.
21. Hirano K, Sugita J, Kobayashi M. Separation of corneal stroma and Descemet's membrane during deep lamellar keratoplasty. *Cornea* 2002; 21: 196-9.
22. Gorovoy IR, Cui QN, Gorovoy MS. Donor tissue characteristics in preparation of DMEK grafts. *Cornea* 2014; 33: 683-5.
23. Busin M. DMEK latest in selective tissue corneal transplantation surgery. *Ocular Surg News U.S. Ed*, Nov. 10, 2008.
24. Busin M, Scorcio V, Patel AK, Salvalaio G, Ponzin D. Pneumatic dissection and storage of donor endothelial tissue for Descemet's membrane endothelial keratoplasty: a novel technique. *Ophthalmology* 2010; 117: 1517-20.
25. Studeny P, Farkas A, Vokrojova M, Liskova P, Jirsova K. Descemet's membrane endothelial keratoplasty with a stromal rim (DMEK-S). *Br J Ophthalmol* 2010; 94: 909-14.

Enfermedad de Stargardt: presentación clínica de cuatro casos familiares

Juan Pablo Medina López, René Hernán Parada Vásquez, Jaime Arturo Rodríguez Gómez, Javier Castillo Velásquez

Instituto de la Visión, Hospital la Carlota, Montemorelos, Nuevo León, México.

Recibido: 2 de mayo de 2016.

Aceptado: 29 de junio de 2016.

Correspondencia:

Dr. René H. Parada Vásquez
Camino al Vapor No. 209, Zambrano,
67512 Montemorelos, Nuevo León, México
Teléfono: +52 (826) 263-0070
rene_hernan@hotmail.com

Oftalmol Clin Exp (ISSN 1851-2658)
2016; 9(3): 108-115.

Resumen

Objetivo: Presentar cuatro casos de una familia con enfermedad de Stargardt, sus manifestaciones clínicas y pruebas de imágenes complementarias.

Material y métodos: La tomografía de coherencia óptica pone de manifiesto a nivel macular una extensión en la pérdida de la capa externa de la retina y atrofia del epitelio pigmentario retinal. Asimismo, en la angiografía fluoresceínica se encontró el “silencio coroideo” originado por el bloqueo de la fluorescencia normal de la coroides.

Discusión: Para el diagnóstico se consideraron los antecedentes de los pacientes (hermanos), así como los signos y síntomas obtenidos mediante el examen físico, basado en la toma de la agudeza visual con corrección, biomicroscopía, fondo de ojo, AGF y OCT macular.

Conclusión: El diagnóstico clínico y las diferentes pruebas diagnósticas ayudan a confirmar la enfermedad y poder dar al paciente un adecuado pronóstico de su condición.

Palabras clave: enfermedad de Stargardt, distrofia macular, fondo flavimaculatus, angiografía fluoresceínica, tomografía de coherencia óptica.

Stargardt disease: a clinical report on four family cases

Objective: To report on four cases of a family with Stargardt disease and to describe its clinical manifestations and supporting imaging tests.

Material and methods: Optical coherence tomography evidences extension of the outer retinal layer loss and retinal pigment epithelium atrophy at the macular level. Moreover, fluorescein angiography revealed “choroidal silence” originated by blockade of normal choroidal fluorescence.

Discussion: Diagnosis was performed based on the patients’ history (siblings), as well as on signs and symptoms observed upon physical examination involving best spectacle-corrected visual acuity, biomicroscopy, funduscopy, FA and macular OCT.

Conclusion: Clinical diagnosis and different diagnostic tests help to confirm the disease in order to provide patients with adequate prognosis for their condition.

Keywords: Stargardt disease, macular dystrophy, fundus flavimaculatus, fluorescein angiography, Optical coherence tomography.

Doença de Stargardt: apresentação clínica de quatro casos familiares

Objetivo: Apresentar quatro casos de uma família com doença de Stargardt, suas manifestações clínicas e provas de imagens complementárias.

Material e métodos: A tomografia de coerência óptica evidencia ao nível macular uma extensão na perda da camada externa da retina e atrofia do epitélio pigmentário retinal. Além disso, na angiografia fluoresceínica foi achado o “silêncio coroideo” originado pelo bloqueio da fluorescência normal da coróide.

Discussão: Para o diagnóstico foram considerados os antecedentes dos pacientes (irmãos), e os signos e sintomas obtidos mediante o exame físico, baseado na tomada da acuidade visual com correção, biomicroscopia, fundo de olho, AGF e OCT macular.

Conclusão: O diagnóstico clínico e as diferentes provas diagnósticas ajudam a confirmar a doença e poder dar ao paciente um adequado prognóstico de sua condição.

Palavras chave: doença de Stargardt, distrofia macular, fundus flavimaculatus, angiografia fluoresceínica, tomografia de coerência óptica.

Introducción

La enfermedad de Stargardt, conocida como distrofia macular juvenil, se define como una distrofia macular atrófica con manchas (amarillentas mal definidas y/o fondo flavimaculatus) cuya prevalencia es de 1 en 10.000 personas¹. Se caracteriza por una pérdida progresiva de la agudeza visual bilateral en las primeras décadas de la vida (hasta 20/200), aunque la disminución de la visión dependerá de la edad de presentación². Uno de los genes afectados es el transportador del ATP (gen ABCA4) localizado en el brazo corto del cromosoma 1³⁻⁵; sin embargo, existen otros genes asociados como lo son: ABCR, ARMD2, CORD3, RP19, STGD1, localizados en el cromosoma 1p22.1⁶⁻⁸. En el fondo de ojo se encontrará como primer signo una disminución del reflejo foveolar, también denominado fovea en “baba de caracol”. Al avanzar la enfermedad se desarrolla una atrofia geográfica (ojo de buey) que se ha descrito en varios trabajos como aspecto de “bronce bruñido”, para así llegar a los estadios finales en donde se presenta una periferia media con apariencia en “sal y pimienta”⁹. En la angiografía fluoresceínica (AGF), la característica es el “silencio coroideo”, originado por bloqueo de la fluorescencia normal de la coroides por acumulación de lipofuscina en el epitelio pigmentario de la retina (EPR)¹⁰. Además, pueden encontrarse lesiones hiperfluorescentes en la zona de atrofia e hipofluorescentes en áreas que presenten manchas¹¹⁻¹². En la tomografía de coherencia óptica (OCT) macular se visualizará una extensión en la pérdida de la capa externa de la retina y atrofia del EPR¹³⁻¹⁶.

Se presentan 4 casos de una familia de 10 hijos con enfermedad de Stargardt, sus manifestaciones clínicas y pruebas de imágenes complementarias, exponiendo así la importancia de su diagnóstico.

Caso 1

Paciente femenina de 27 años, que entre sus antecedentes tiene dos hermanos diagnosticados con toxoplasmosis ocular, acude por presentar

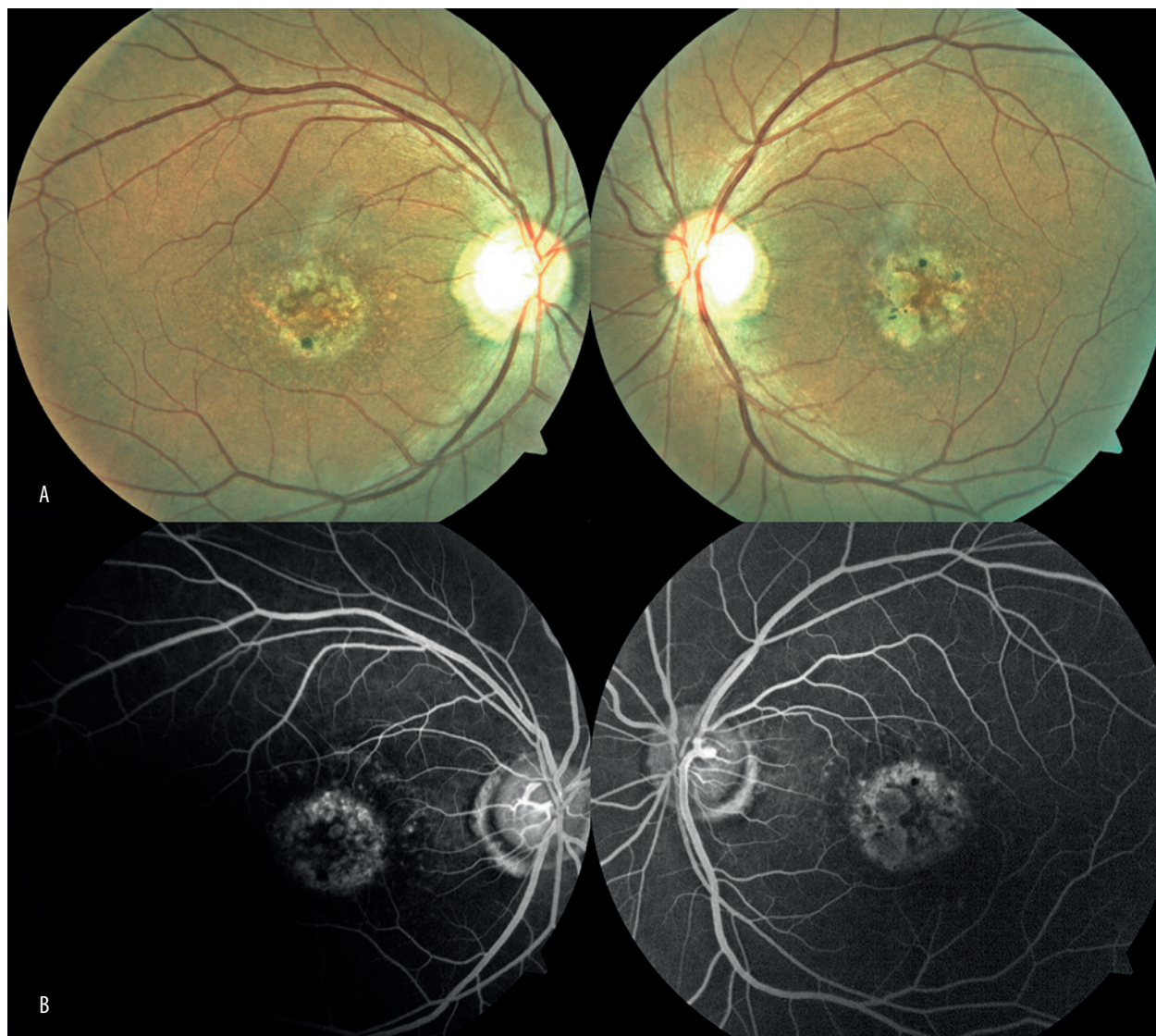


Figura 1. Fundoscopia. **A.** Fotografía color donde se aprecia a nivel macular atrofia retinocoroidea con manchas amarillas en ambos ojos. **B.** Angiografía fluoresceínica, se observa hiperfluorescencia por atrofia macular e hipofluorescencia por bloqueo en ambos ojos.

disminución de agudeza visual (AV) en forma progresiva. La mejor AV corregida en ambos ojos (AO) era de 20/100. La biomicroscopía del segmento anterior estaba dentro de límites normales. La presión intraocular (PIO) era de 13 mmHg en AO. En la fundoscopia (fig. 1) se observa atrofia peripapilar, mácula con pérdida de brillo foveolar y atrofia retinocoroidea con manchas amarillas (*flecks*) (fig. 1A). En la AGF en fase arteriovenosa media (fig. 1B) se aprecia silencio coroideo con

hiperfluorescencia por atrofia macular e hipofluorescencia por bloqueo en zonas correspondientes a mancha. En la OCT macular (fig. 2) se observa atrofia en zona central y drusas en EPR en ambos ojos. El ojo derecho muestra un espesor foveal central de 198 μm (fig. 2A) y el izquierdo, un espesor foveal central de 191 μm (fig. 2B). Se ve la correlación entre los *flecks* de la AGF y la OCT, como un acúmulo de material hiperreflectivo a nivel del EPR y fotorreceptores.

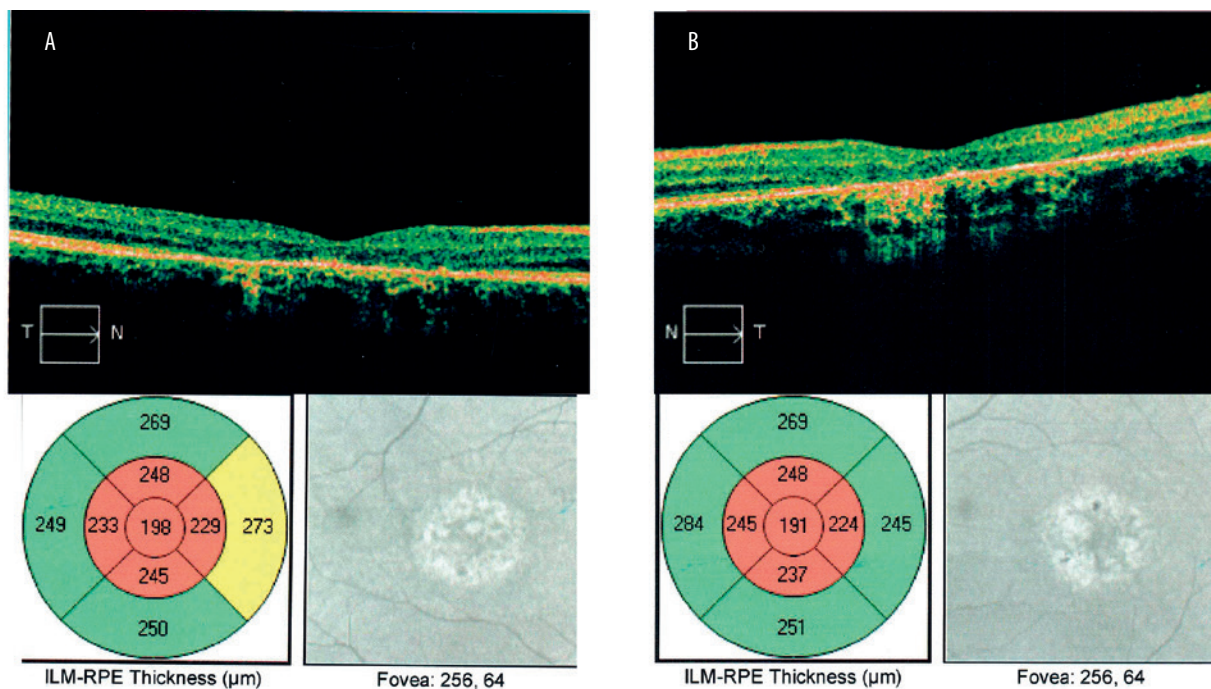


Figura 2. OCT macular. **A.** Ojo derecho muestra espesor foveal central de 198 μm . **B.** Ojo izquierdo con espesor foveal central de 191 μm .

Caso 2

Paciente femenino de 42 años de edad acude al servicio por la hermana en estudio. Refiere que no puede leer y presenta visión borrosa progresiva de más de 15 años de evolución. Su AV con la mejor corrección en AO de 20/200. Biomicroscopía del segmento anterior: sin alteraciones. PIO de 15 mmHg AO. En el examen de fondo de ojo (fig. 3) se encuentra una atrofia anular del epitelio pigmentario retinal a nivel macular con apariencia de “bonce bruñido” (fig. 3A). En la AGF (fig. 3B) se aprecia hiperfluorescencia con patrón en “ojo de buey” asociada al “silencio coroideo”. La OCT macular de ambos ojos, con presencia de atrofia, abundantes drusas y pigmento a nivel del EPR. Se realizan exámenes de laboratorio donde se detectan títulos positivos de IgG para citomegalovirus, toxoplasmosis y rubéola.

Caso 3

Femenina de 34 años sin antecedentes contributarios. La AV sin corrección en AO es de 20/20. Biomicroscopía del segmento anterior de AO: normal. Fondo de ojo en AO. Se aprecia disminución del brillo foveolar normal, resto dentro de límites normales. El OCT macular de AO tiene presencia de atrofia macular y acúmulos hiperreflectivos a nivel del EPR.

Caso 4

Femenina de 46 años sin antecedentes acude al servicio referida por sus hermanas para estudiar maculopatía familiar. La AV con la mejor corrección en AO es de 20/20. Biomicroscopía del segmento anterior en AO está dentro de límites normales. Fondo de ojo en AO: defecto epitelial pigmentado central, rodeado de una zona ovoide



Figura 3. Fondo de ojo. **A.** Fotografía color con atrofia anular del epitelio pigmentario retinal a nivel macular, con apariencia de “bonce bruñido”. **B.** Angiografía fluoresceínica: se observa hiperfluorescencia por atrofia macular e hipofluorescencia por bloqueo en ambos ojos.

horizontal. En el OCT se aprecia atrofia macular en ambos ojos.

Se debe notar que en el mapa familiar (fig. 4) se evaluaron a 8 hermanos de una familia de 10. Solamente 4 de ellos presentaron características de la enfermedad de Stargardt, otros 4 se encuentran asintomáticos y 2 no pudieron asistir a la evaluación.

Discusión

El diagnóstico se realizó por los antecedentes de los pacientes (hermanos), así como los signos y síntomas obtenidos mediante el examen físico, basado en la toma de la agudeza visual con corrección, biomicroscopía, fondo de ojo, AGF y OCT macular.

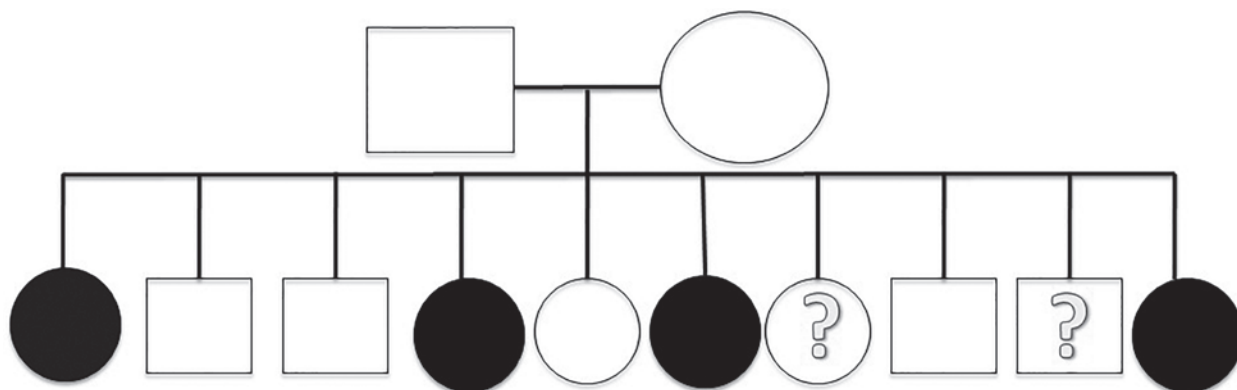


Figura 4. Mapa familiar donde se ven los 4 hermanos con enfermedad de Stargardt, otros 4 que están asintomáticos y 2 que no asistieron a evaluación.

Durante la exploración de ambos padres no se encontraron datos sugestivos de la enfermedad; a la vez negaron consanguinidad, por lo que sugiere un patrón autosómico recesivo en el cual solo tenemos 4 de 10 hijos que al momento han desarrollado la patología. El resto de los hermanos presentaron agudeza visual corregida de 20/20 sin presentar alteraciones en la angiografía fluoresceínica y el OCT macular. Es de aclarar que todos los pacientes eran de raza mestiza y de grupo étnico huasteco.

Por otra parte, aunque la enfermedad no provoca una ceguera absoluta, estos pacientes pueden llegar a perder la agudeza visual hasta alcanzar la ceguera legal¹¹.

Dentro de los diagnósticos diferenciales se pueden mencionar a la retinitis pigmentaria, como un grupo de distrofias retinales difusas que afectan a los bastones, con degeneración posterior de los conos (distrofia de bastones-conos); la nictalopía y su edad de inicio es muy similar a el Stargardt, sin embargo se diferencia porque presenta un aspecto teselado del fondo de ojo debido a la atrofia del EPR y a los cambios pigmentarios perivasculares en forma de espícula ósea¹⁷. La distrofia macular anular concéntrica benigna es otro diagnóstico diferencial que muestra una maculopatía en ojo de buey con ligera atenuación vascular. La AGF presenta un defecto en ventana anular del EPR. El pronóstico es bueno en la mayoría de los casos,

aunque un pequeño grupo desarrollará pérdida progresiva de la agudeza visual y nictalopía. Su diferencia con la enfermedad de Stargardt radica en que es autosómica dominante y presenta una importante variabilidad en su expresión clínica¹⁷.

La distrofia macular viteliforme de comienzo en el adulto se presenta entre la cuarta y sexta década de la vida, con disminución moderada de la agudeza visual y en ocasiones metamorfopsia. Dentro los hallazgos se pueden observar depósitos subfoveales bilaterales, simétricos, redondos, ligeramente elevados y de color amarillento, con frecuencia centrados por una mancha pigmentada. Su diferencia con la enfermedad de Stargardt consiste en que la AGF muestra hipofluorescencia central rodeada por un anillo hiperfluorescente pequeño e irregular y no la presencia del “silencio coroideo”¹⁷.

En los países en vías de desarrollo es común encontrar la toxicidad por cloroquina, que es otro de los diagnósticos diferenciales con imagen en ojo de buey. Esta se presenta con el antecedente de la ingesta del fármaco, dando como característica en el fondo de ojo la palidez papilar y atenuación arteriolar con pigmento periférico¹⁸.

La mayoría de estas distrofias maculares presentan una sintomatología muy semejante; sin embargo, su curso y pronóstico pueden ser muy diferentes. Razón por la cual es importante conocer las características clínicas y epidemiológicas

que darán las pautas fundamentales para confirmar el diagnóstico clínico y así dar al paciente un pronóstico adecuado de su condición.

Entre las limitaciones no se contó con autofluorescencia, electroretinograma (ERG), electrooculograma (EOC) y mapeo genético. No obstante, la historia clínica y familiar es muy característica en todos los casos. En cuanto al tratamiento, en la actualidad no existe ninguna alternativa terapéutica para estos pacientes¹⁷⁻¹⁹.

Conclusiones

La enfermedad de Stargardt es una maculopatía hereditaria frecuente donde juega un papel muy importante la consanguinidad, al ser característico un patrón autosómico recesivo. Dependiendo del estadio en que se encuentre, repercutirá exclusivamente en la agudeza visual del paciente. Clínicamente, el fondo color bronce y el silencio coroideo pueden no ser evidentes en la primera década de la vida. Sin embargo, más tarde aparecen los *flecks* y el almacenamiento de lipofuscina se hace evidente. La OCT y AGF juegan un rol determinante que correlaciona la clínica con la evolución de la patología. El diagnóstico clínico junto a las diferentes pruebas diagnósticas ayudan a confirmar la enfermedad y poder dar al paciente un adecuado pronóstico de su condición.

Referencias

1. Oh KT, Weleber RG, Oh DM, Billingslea AM, Rosenow J, Stone EM. Clinical phenotype as a prognostic factor in Stargardt disease. *Retina* 2004; 24: 254-62.
2. Lois N, Holder GE, Bunce C, Fitzke FW, Bird AC. Phenotypic subtypes of Stargardt macular dystrophy-fundus flavimaculatus. *Arch Ophthalmol* 2001; 119: 359-69.
3. Ryan SJ, Schachat A, Ryan P. *Retina clínica*. 4ta. ed. Madrid: Marbán, 2009, v. 2, p. 1055-59.
4. Fujinami K, Lois N, Davidson AE *et al.* A longitudinal study of Stargardt disease: clinical and electrophysiologic assessment, progression, and genotype correlations. *Am J Ophthalmol* 2013; 155: 1075-88.
5. Westeneng-van Haften SC, Boon CJ, Cremers FP, Hoefsloot LH, den Hollander AI, Hoyng CB. Clinical and genetic characteristics of late-onset Stargardt's disease. *Ophthalmology* 2012; 119: 1199-210.
6. Allikmets R, Shroyer NF, Singh N *et al.* Mutation of the Stargardt disease gene (ABCR) in age-related macular degeneration. *Science* 1997; 277: 1805-7.
7. Molday LL, Rabin AR, Molday RS. ABCR expression in foveal cone photoreceptors and its role in Stargardt macular dystrophy. *Nat Genet* 2000; 25: 257-8.
8. Zhang K, Bither PP, Park R, Donoso LA, Seidman JG, Seidman CE. A dominant Stargardt's macular dystrophy locus maps to chromosome 13q34. *Arch Ophthalmol* 1994; 112: 759-64.
9. Perez Alvarez MJ, Clement Fernández F. Distrofia macular anular benigna concéntrica: dos casos. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2003; 78: 451-4.
10. McBain VA, Townend J, Lois N. Progression of retinal pigment epithelial atrophy in Stargardt disease. *Am J Ophthalmol* 2012; 154: 146-54.
11. Rotenstreich Y, Fishman GA, Anderson RJ. Visual acuity loss and clinical observations in a large series of patients with Stargardt disease. *Ophthalmology* 2003; 110: 1151-58.
12. Chen B, Tosha C, Gorin MB, Nusinowitz S. Analysis of autofluorescent retinal images and measurement of atrophic lesion growth in Stargardt disease. *Exp Eye Res* 2010; 91: 143-5.
13. Lenassi E, Jarc-Vidmar M, Glavac D, Hawlina M. Pattern electroretinography of larger stimulus field size and spectral-domain optical coherence tomography in patients with Stargardt disease. *Br J Ophthalmol* 2009; 93: 1600-5.
14. Querques G, Leveziel N, Benhamou N, Voigt M, Soubrane G, Souied EH. Analysis

- of retinal flecks in fundus flavimaculatus using optical coherence tomography. *Br J Ophthalmol* 2006; 90: 1157-62.
15. Mcbain VA, Townend J, Lois N. Progression of retinal pigment epithelial atrophy in Stargardt disease. *Am J Ophthalmol* 2012; 154: 146-54.
 16. Wright LS, Phillips MJ, Pinilla I, Hei D, Gamm DM. Induced pluripotent stem cells as custom therapeutics for retinal repair: progress and rationale. *Exp Eye Res* 2014; 123: 161-72.
 17. Kanski JJ, Bowling B. *Kanski Oftalmología clínica*. 7ma. ed. Madrid: Elsevier, 2012, p. 651-70.
 18. Tuppurainen K, Mäntyjärvi M. The importance of fluorescein angiography in diagnosing pattern dystrophies of the retinal pigment epithelium. *Doc Ophthalmol* 1994; 87: 233-43.
 19. Testa F, Rossi S, Sodi A *et al*. Correlation between photoreceptor layer integrity and visual function in patients with Stargardt disease: implications for gene therapy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2012; 53: 4409-15.

Instrucciones para los autores

La revista OFTALMOLOGÍA CLÍNICA Y EXPERIMENTAL acepta trabajos originales de investigación clínica, procedimientos quirúrgicos e investigación básica; informes de series de casos, informes de casos, comunicaciones breves, cartas de lectores, trabajos de revisiones sistemáticas y casos en formato de ateneos. Los trabajos originales pueden ser enviados en español, inglés o portugués.

El Comité Editorial de la revista adhiere a los principios establecidos por el International Committee of Medical Journal Editors, se ajusta a los principios de la Declaración de Helsinki y a los principios de cuidado de animales para experimentación de la Association for Research in Vision and Ophthalmology.

Los manuscritos y las imágenes deben ser enviados por correo electrónico a la siguiente dirección: secretaria@oftalmologos.org.ar

Cada manuscrito debe ser acompañado por una carta indicando la originalidad del trabajo enviado, con la firma de conformidad de todos los autores para que el trabajo sea publicado y puesto en el sitio web. En casos de más de 5 (cinco) autores para trabajos originales y 3 (tres) autores para los demás tipos de trabajo, se debe justificar por escrito la participación de los autores y la tarea que realizó cada uno.

Los trabajos que incluyan sujetos experimentales deben mencionar haber leído y estar de acuerdo con los principios establecidos en las declaraciones para el uso de individuos y animales en proyectos experimentales.

Los trabajos con intervención en pacientes o con información epidemiológica de individuos deben tener una carta de aprobación por el Comité de Ética de la institución donde se realizó el trabajo.

Instrucciones generales

Todos los trabajos deben ser escritos con el programa Word (Microsoft Office) en páginas tipo carta 21,6 x 26,9 cm dejando 2,5 cm de espacio en los cuatro márgenes y utilizando la familia tipográfica *Times New Roman*, tamaño de cuerpo 12, en formato "normal" (sin negrita ni cursiva) y con renglones a doble espacio. Cada página debe ser numerada consecutivamente desde la primera hasta la última con un título abreviado del trabajo y números correlativos automáticos. Aunque la extensión de los trabajos originales tienen un límite variable en general no debe superar las 6.000 palabras.

Formato básico

a) Página inicial: título en español y en inglés, autores y filiación académica, dirección y email del autor responsable; palabras clave en español y en inglés. Se debe incluir toda institución o industria que haya financiado el trabajo en parte o en su totalidad.

b) Resumen en español que no ocupe más de una página o 250 palabras y deberá ser *estructurado*, es decir que tiene que incluir los subtítulos: *Propósito/Objetivo, Métodos, Resultados y Conclusiones*.

c) Abstract (inglés) de la misma

extensión al resumen y *estructurado* también según estos ítem: *Purpose, Methods, Results y Conclusions*. No se aceptarán traducciones automáticas con procesadores de texto.

d) Cuerpo del trabajo dividido en: *Introducción, Material y métodos*, Resultados y Discusión*.

e) Las referencias bibliográficas de acuerdo con formatos de las publicaciones médicas. Numeradas en forma consecutiva según orden de mención en el texto.

Ejemplos:

- **Artículos en revistas:**

Halpern SD, Ubel PA, Caplan AL. Solidorgan transplantation in HIV-infected patients. *N Engl J Med* 2002; 347:284-7.

- **Libro:**

Murray PR, Rosenthal KS, Kobayashi GS, Pfaller MA. *Medical microbiology*. 4th ed. St. Louis: Mosby, 2002.

- **Texto electrónico en CD:**

Anderson SC, Poulsen KB. *Anderson's electronic atlas of hematology* [CD-ROM]. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.

- **Sitios web en internet:**

Cancer-Pain.org [sitio en internet]. New York: Association of Cancer Online Resources, Inc.; c2000-01 [actualizado 2002 May 16; citado 2002

Jul 9]. Disponible en: <http://www.cancer-pain.org/> (consultado el 20 ene. 2016)

f) Tabla/s escrita/s en Word con espacios entre columnas realizados con el tabulador. Cada tabla debe tener un título breve. No copiar tablas de Excel o Power Point. Cada tabla debe ser numerada en forma consecutiva según mención en el texto. Incluir las tablas al final del manuscrito no entre los párrafos del texto.

g) Leyendas de las ilustraciones (figuras y gráficos). Numerada en forma consecutiva según mención en el texto.

Ilustraciones

Figuras. Deben ser en blanco y negro (escala de grises de alto contraste). La resolución de captura inicial de las imágenes no debe ser menor de 300 dpi y el tamaño mínimo es de 10 cm de ancho. Se enviarán en formato TIFF o JPG *sin comprimir*. En caso de haber sido retocadas con Photoshop debe ser aclarado en qué consistió la modificación en la carta que acompaña el envío del manuscrito. Las fotografías (incluso aquellas generadas electrónicamente por RMN, angiografía fluorescencia, perimetría, OCT, etc.), deberán estar enmascaradas a fin de que no pueda identificarse al paciente. Las

imágenes clínicas que permitan identificar a un individuo (aquellos en los que se muestra más que sus ojos) deberán acompañarse de una declaración firmada por el paciente o tutor en la cual se otorga el permiso para la publicación de las imágenes con fines pedagógicos. Todos los gráficos, incluyendo los fotomontajes (tales como fotografías clínicas, angiografía fluoresceínica, TC, RMN, OCT, fotomicrografías, etc.) deberán ser remitidos en el tamaño real en el que se los presentaría en la publicación, es decir, al 100% de las dimensiones de impresión, con el fin de evitar su escalado. El ancho no deberá exceder las 18 centímetros. **No usar imágenes extraídas de presentaciones en Power Point.**

Importante: Todas las imágenes deben ser originales y no pueden ser obtenidas de ningún medio digital que no sea del propio autor. En caso de imágenes cedidas por otro autor esto debe estar claramente mencionado entre paréntesis en la leyenda de la figura.

Gráficos. Los gráficos deben ser realizados en programas destinados a ese fin y guardados en forma TIFF o JPG con resolución inicial de 1200 dpi. No se deben enviar gráficos realizados en Excel o Power Point. Los gráficos serán impresos en blanco y negro aconsejándose el uso de tramas claramente definidas para distintas superficies.

Instrucciones particulares para los distintos formatos

Trabajos originales. Pueden ser de investigación clínica aplicada, técnicas quirúrgicas, procedimientos diagnósticos y de investigación oftalmológica experimental básica. Se seguirán los lineamientos mencionados previamente en términos generales.

Comunicaciones breves. Serán hallazgos diagnósticos, observaciones epidemiológicas, resultados terapéuticos o efectos adversos, maniobras quirúrgicas y otros eventos que por su importancia en el manejo diario de la práctica oftalmológica requieren de una comunicación rápida hacia los médicos oftalmólogos.

Series y casos. Se estructurarán en: *Introducción, Informe de caso, Comentarios.* El resumen consistirá de una breve descripción no estructurada que incluya el porqué de la presentación, la información más destacada de lo observado y una conclusión. El texto tendrá una extensión máxima de 1000 palabras incluyendo no más de 5 a 7 referencias bibliográficas y hasta 4 fotografías representativas.

Cartas de lectores. Serán dirigidas al editor y su texto no podrá exceder las 500 palabras. Pueden tratar sobre dichos y publicaciones en la misma revista o comentarios sobre otras publicaciones o comunicaciones en eventos científicos médicos.

Revisiones sistemáticas. Deben actualizar un tema de interés renovado y debe realizarse basadas en una precisa revisión, lectura y análisis de la bibliografía. Debe incluir un índice de los subtemas desarrollados, las bases de datos bibliográficas utilizadas (tradicionales y no tradicionales) y una descripción de cómo se realizó la búsqueda y criterios de selección de las publicaciones.

Casos en forma de ateneos. Los manuscritos debe incluir: 1) página inicial (igual que en los demás trabajos), 2) presentación del caso con la información necesaria para realizar un diagnóstico presuntivo, 3) discusión incluyendo diagnósticos diferenciales y procedimientos que pueden colaborar en la realización del diagnóstico, 4)

resultados de los procedimientos diagnósticos, 5) diagnóstico, 6) seguimiento, 7) comentarios y 8) bibliografía. En lugar de resumen final del manuscrito se realizará una síntesis sumaria del caso presentado.

Imágenes en oftalmología. Se recibirán una o dos figuras que ilustren en forma excepcionalmente clara una enfermedad, evolución o resolución quirúrgica. Las imágenes seguirán las normas requeridas para ilustraciones. El texto —excluyendo el título, autores y bibliografía— no deberá exceder las 250 palabras. Se podrán incluir no más de 3 referencias bibliográficas.

Información suplementaria

International Committee of Medical Journal Editors. *Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: writing and editing for biomedical publication.* Se obtiene de <http://www.icmje.org>. [actualizado a dic. 2015, consultado el: 15 de febrero de 2016].

Nota: El objetivo del Comité editorial es alcanzar un nivel de excelencia en los trabajos aceptados para su publicación con el fin acceder a bases de datos de información médica internacionales. Tanto el Comité editorial como las autoridades del Consejo Argentino de Oftalmología son conscientes de las dificultades que tiene un oftalmólogo de atención primaria para la realización de trabajos, es por eso que a través de la secretaría de la revista se apoyará con los medios técnicos adecuados a aquellos autores que lo soliciten.

Si necesita más información comuníquese con el teléfono (011) 4374-5400 o envíe un mail a: secretaria@oftalmologos.org.ar

*Los trabajos de poblaciones y estudios comparativos deben seguir los lineamientos de los ensayos clínicos (ver Consort E-Checklist and E-Flowchart. Acceso: <http://www.consort-statement.org/> [última consulta: 15 de febrero de 2016]). Aquellos manuscritos con análisis estadísticos deben mencionar los procedimientos utilizados y en la carta de presentación aclarar quién realizó el análisis estadístico. Las abreviaturas deben ser las de uso frecuente y utilizando las siglas generalmente mencionadas en publicaciones de la especialidad. Se desaconseja la creación de nuevas abreviaturas de uso común. La primera vez que aparece la abreviatura debe estar precedida por la/s palabra/s originales. Las unidades de medida deben adecuarse al sistema internacional de unidades métricas (SI). Para las aclaraciones se debe utilizar el siguiente orden de signos: *, †, ‡, §, ||, ¶, **, ††, ‡‡, §§

Soluciones Integrales para OFTALMÓLOGOS

costos y beneficios exclusivos
para los profesionales asociados al CAO

- *Responsabilidad Profesional*
- *Vida / Accidentes Personales*
- *Integral Consultorio / Combinado Familiar*

CONTRÁTELO

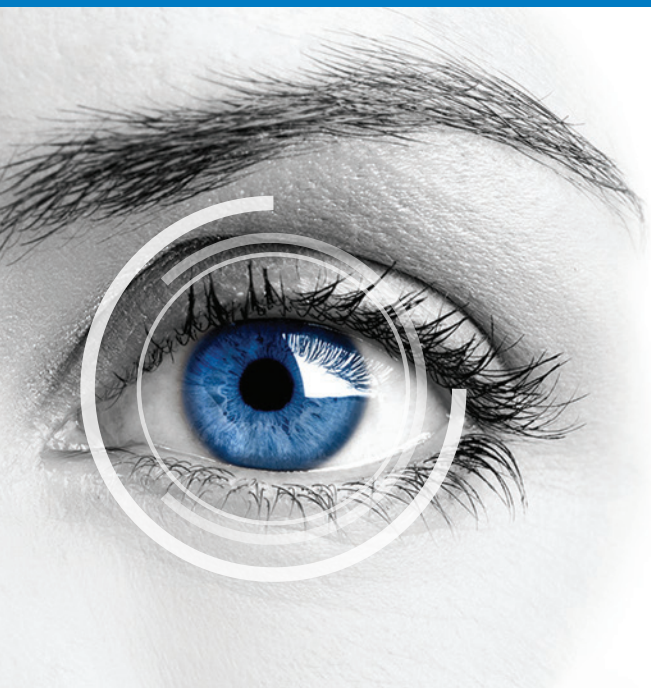
Contacte a su Productor Asesor:

Marta Antolin: Tel. (011) 4343-4318

mantolin@msa-prodseguros.com.ar



Sarmiento 539 - 8º, 9º, 10º Piso (C1041AAK) Bs As - (011) 5239-2030 | comercial@nobleseguros.com
Superintendencia de Seguros de la Nación | www.ssn.gov.ar | Tel: 4338-4000 / 0-800-666-8400 | N° de Inscripción SSN: 744

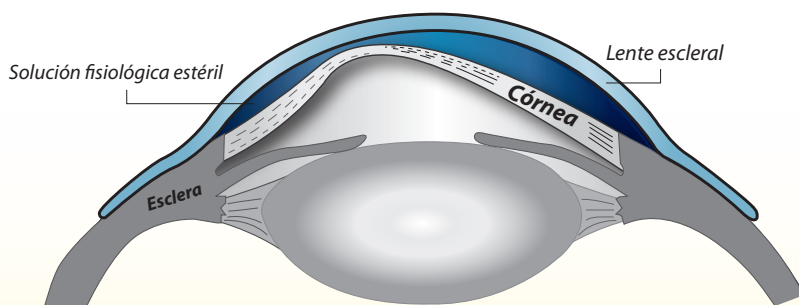


www.lhinstrumental.com.ar | Tel (011) 4858-0081



Lentes Esclerales

La solución confortable para su paciente con queratocono

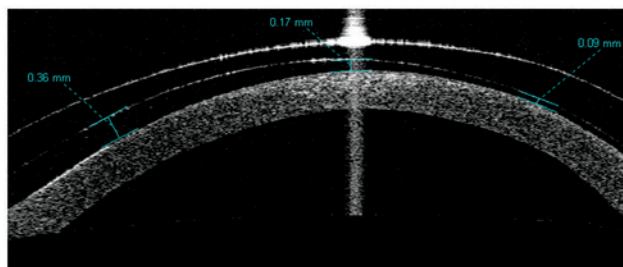
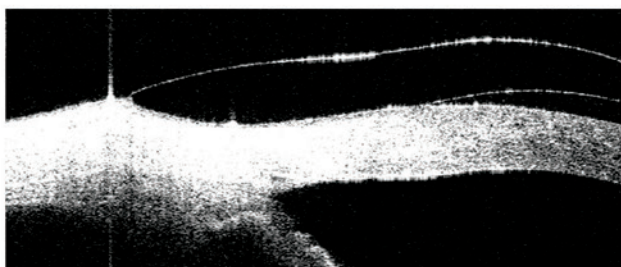
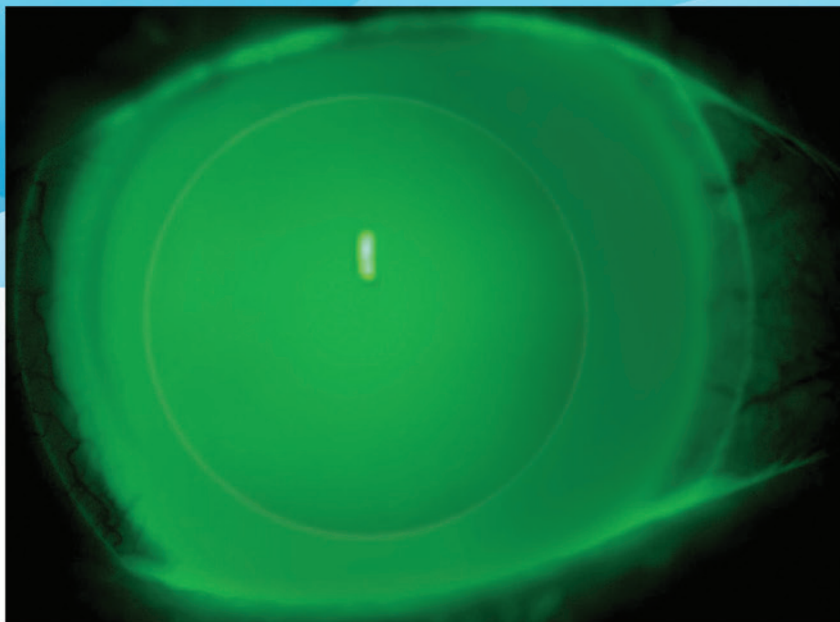


Foucault
Laboratorio Optico **Acerbi**

Ayacucho 228 (C1025AAF) Ciudad de Buenos Aires
Teléfonos 4950-0000 4953-2220 4953-4810

www.foucaultacerbi.com.ar

EN QUERATOCONOS AGUDOS LENTES ESCLERALES MEDIPHACOS



Adaptación profesional y control del calce por OCT Visante

Primero su receta, después

PFÖRTNER
CONTACTOLOGIA - OPTICA

Casa Central: Av. Pueyrredón 1706 - C1119ACN Bs. As - Tel.: (54-11) 4827-8600 - Fax: (54-11) 4827-8615
info@pfortner.com - www.pfortner.com y Centros de Atención Cornealent. Consulte a su oftalmólogo.