

47

Lentes monofocales en glaucoma

Javier Mendicute, Lucía Bascarán, Beatriz Macías, Maialen Aldazábal, Fabiola Eder

INTRODUCCIÓN

Tanto el glaucoma como la catarata son más frecuentes en las últimas décadas de la vida. De diferente forma, ambas enfermedades comprometen la calidad de vida. La cirugía de catarata es capaz, hoy en día, de permitir una recuperación visual próxima a la normalidad siempre y cuando las demás estructuras oculares sean normales; además, la catarata es una patología que no recidiva y presenta pocas complicaciones a largo plazo. Por el contrario, el glaucoma es una enfermedad degenerativa y progresiva, y muchos de sus aspectos patogénicos son aún poco entendidos. El control de la tensión ocular, siendo el factor más predictivo, no asegura la conservación del nervio óptico a largo plazo.

En clínica, podemos encontrarnos diferentes situaciones entre las que destacamos las siguientes: 1) Paciente con glaucoma, controlado, que requiere cirugía de catarata; 2) Paciente ya operado de glaucoma, con glaucoma controlado y que precisa cirugía de catarata; y 3) Paciente con catarata y glaucoma no controlado. Así, debemos plantearnos cirugía de catarata en diferentes contextos y con diferentes grados de evolución del glaucoma. No consideraremos aquí el paciente que no teniendo glaucoma presenta cierto riesgo de desarrollarlo a largo plazo, salvo los casos con características oculares que los hacen especialmente vulnerables a desarrollar un glaucoma por cierre angular y los casos con pseudoexfoliación.

Disponemos de diferentes tipos de lentes intraoculares para cirugía de cataratas pero, en este capítulo, revisaremos las lentes monofocales. Hay un capítulo específico dedicado a las lentes multifocales en pacientes con glaucoma.

Cuando nos planteamos una cirugía de cataratas en el paciente con glaucoma, es imprescindible valorar el estado actual, su función visual y el deterioro que presenta y la posible reversibilidad de dichas alteraciones, el nivel de control del glaucoma, las características del mismo, la seguridad de su control a largo plazo y otros muchos aspectos que, siendo importantes, se escapan del objetivo didáctico de

este capítulo. En la toma de decisiones, no es posible omitir las particularidades anatómicas de un caso concreto, sus cambios patológicos morfológicos y funcionales y la sospecha respecto a su evolución a largo plazo.

Así, claves en esta fase: 1) Diagnóstico del estado funcional y estructural; 2) Conocimiento de las lentes monofocales existentes, de sus beneficios potenciales y limitaciones; y 3) Sugerencias, basadas en la revisión bibliográfica y en nuestra experiencia, respecto a toma de decisiones. Intentaremos cumplir tales objetivos.

DIAGNÓSTICO DEL ESTADO FUNCIONAL Y ESTRUCTURAL

Los pacientes con catarata y glaucoma presentan particularidades anatómicas, estructurales y funcionales que es necesario considerar en el momento de seleccionar e indicar un determinado implante en caso de cirugía de catarata.

Cambios funcionales

El empeoramiento de la agudeza visual se relaciona más con la catarata que con el glaucoma, donde se deteriora tardíamente; por el contrario, la pérdida de sensibilidad al contraste y el deterioro del campo visual, con sus patrones característicos, son más específicos del glaucoma.¹

Antes de abordar una cirugía de catarata en un paciente con glaucoma, se hace necesario conocer su estado funcional respecto a agudeza visual, sensibilidad al contraste y campo visual aunque, frecuentemente, es difícil saber cuáles de tales alteraciones de la función visual serán reversibles, en general las relacionadas con la catarata, o irreversibles, las relacionadas con el glaucoma. Recomendamos la lectura del apartado sobre «Cambios funcionales» en el capítulo sobre «Lentes multifocales en pacientes con glaucoma» en esta monografía.

Cambios estructurales en pacientes con glaucoma

Hay aspectos estructurales en los pacientes con glaucoma y catarata que pueden condicionar la cirugía y los criterios de selección de una determinada lente intraocular.

Destacaríamos:

1. Cámara anterior estrecha. Puede dificultar la cirugía. Su exploración, más allá de la lámpara de hendidura, nos proporcionará información sobre la profundidad y la posible coexistencia de una inestabilidad zonular o un malposicionamiento del cristalino, factores que condicionarán nuestra estrategia quirúrgica.

2. Pupila. La escasa dilatación no sólo dificulta la cirugía sino que puede también condicionar el rendimiento funcional de una lente intraocular, tanto positiva como negativamente.

3. Debilidad zonular. Una debilidad zonular condicionaría nuestra selección previa de lente intraocular; nos orientará más frecuentemente hacia una lente intraocular monofocal pero puede hacernos rechazar una lente monofocal esférica, tórica o esférico-tórica cuyos potenciales beneficios pudieran perderse ante un descentramiento. Además, ante la previsión de complicaciones intraoperatorias, no serían a descartar lentes de tres piezas a implantar en *sulcus* e, incluso, lentes de cámara anterior, de apoyo angular o indiano.

LENTES INTRAOCULARES MONOFOCALES

Se pudiera pensar que la toma de decisiones al implantar una lente intraocular monofocal tras cirugía de

catarata en el paciente con glaucoma no debería ser diferente a los criterios utilizados cuando no coexiste dicha enfermedad. Sin embargo, en el glaucoma son posibles ciertos cambios anatómicos y funcionales, como se ha mencionado, que no pueden ser obviados en estos casos. Antes de sugerir algunas recomendaciones, revisaremos las características de las lentes que entendemos deberían ser conocidas para tener criterios clínicos sustentados en evidencias científicas.

Lentes intraoculares: materiales

De un material para lentes intraoculares se espera que sea biocompatible y bioinerte. La biocompatibilidad es entendida como la posibilidad de un material implantado para existir en armonía con el huésped; es necesario tener en cuenta que en la cirugía de la catarata en pacientes con glaucoma se produce una ruptura de la barrera hemato-acuosa y una inflamación de mayor entidad que la que se produce en el paciente sano. Un material bioinerte no debería desencadenar procesos biológicos ni respuesta inflamatoria en el receptor.

A lo largo de las últimas décadas, han sido probados diferentes materiales (Tabla I) en la fabricación de lentes intraoculares. Inicialmente, los derivados de polimetilmetacrilato (PMMA) fueron el estándar y su biocompatibilidad y tolerancia han sido bien demostradas. Sin embargo, su rigidez y la necesidad de diseñar ópticas superiores a los 5-6 mm abrieron el camino al desarrollo de materiales acrílicos plegables que, con las mismas ópticas, pudieran ser plegables e implantables por incisiones de menor tamaño.

TABLA I. LENTES INTRAOCULARES: MATERIALES

Material	Ventajas	Inconvenientes
PMMA	Biocompatibilidad Estabilidad Regularidad de superficie	Rigidez, no plegable Bajo índice refracción Escasez diseños ópticos
Silicona	Hidrófobas Material plegable	Bajo índice refracción Difícil manipulación Liberación explosiva Comportamiento ante Nd: YAG Síndrome contracción capsular
Ac. hidrófobas	Hidrófobas Material plegable Alto índice refracción (finas) Desplegado controlado Baja tasa OCP Adhesividad a cápsulas Múltiples diseños	Marcas en superficie <i>Glistening</i>
Ac. hidrófilas	Material plegable Desplegado controlado	Mayor tasa OCP Síndrome contracción capsular

PMMA

A pesar de ser el primer material utilizado para la fabricación de lentes intraoculares, sigue siendo el material de referencia con el que se comparan los nuevos para demostrar su validez y utilidad clínica. Tiene un índice de refracción de 1,49 y a lo largo de los años ha demostrado una gran biocompatibilidad² y estabilidad.

Entre sus ventajas destacaríamos su estabilidad una vez implantada, la regularidad de su superficie y su buena biocompatibilidad. Entre sus inconvenientes, su bajo índice de refracción, que hace que las lentes de altas potencias sean gruesas, su rigidez, que obliga a amplias incisiones para su implantación, y la escasez de diseños ópticos modernos (esféricas, tóricas, multifocales). Hoy, la industria ha abandonado la fabricación de lentes intraoculares de PMMA y nuestra práctica clínica las reserva para situaciones especiales.

Se considera es un material con mayor riesgo de desarrollar opacificación capsular posterior pero, hoy en día, tal complicación se relaciona más con el diseño

de los bordes de la óptica de la lente que con su material de fabricación.

Son lentes que se utilizan con más frecuencia en situaciones en las que el soporte capsular es insuficiente o inexistente (lentes de cámara anterior, de cámara posterior suturadas o no a esclera, lentes de fijación iridiana, etc.).

Silicona

Es un material hidrofóbico y biocompatible con un índice de refracción de 1,41-1,46. Fue el primer material utilizado para la fabricación de lentes intraoculares plegables.

Entre sus beneficios, destacaríamos la posibilidad que ofrece de desarrollar lentes plegables, su hidrofobia y su buena biocompatibilidad. Entre sus inconvenientes, su comportamiento intraoperatorio: su dificultad de manipulación, que hace sea difícilmente previsible con pinzas, y su liberación intraocular poco controlada, a veces explosiva. Su desplegamiento brusco puede ser controlado con el uso de mucho viscoelástico en el saco separando estructuras e incluso, en ocasiones, desplegándolas en cámara anterior, especialmente si existe una rotura en la cápsula posterior o desinserción o debilidad zonular. Requieren también gran cuidado en el enfoque al practicar la capsulotomía posterior Nd:YAG, puesto que un impacto de láser en su óptica puede provocar un daño significativo.

Las lentes de silicona también han sido asociadas con un mayor riesgo de desarrollar opacificación y contracción de la cápsula anterior; el síndrome de contracción capsular ha sido también relacionado con la posibilidad de provocar un descentramiento de la lente intraocular². Sin embargo, la silicona es un material tan efectivo como el acrílico hidrófobo y más que el PMMA en la prevención del riesgo de desarrollar opacificación capsular posterior para algunos autores³, y algo peor que los acrílicos hidrófobos y similar al PMMA para otros⁴. Es, además, un material más eficaz que el acrílico hidrófilo y que los hidrogeles respecto al riesgo de desarrollar tal complicación^{3,4}.

Las lentes de silicona se han asociado también a un mayor riesgo de desarrollar síndrome de contracción de la cápsula anterior^{5,6}. Respecto a tal complicación se ha postulado que el mayor riesgo que inducen la silicona y los hidrogeles, en relación con los materiales acrílicos, pudiera ser explicado por su menor adhesión cápsula-lente. Existe argumentación experimental⁷ para sugerir que las diferencias de comportamiento de los diferentes materiales guardan relación con el diferente grado de bioadhesividad con las cápsulas. Se ha demostrado que la silicona y los hidrogeles no presentan una gran adhesión a una película de colágeno,⁷ a diferencia de lo que sucede con las lentes acrílicas

hidrófobas⁸, base de la teoría de la bioadhesividad de estas lentes^{9,10}. Mencionaremos otros aspectos relacionados con el diseño de las lentes en tal complicación en los siguientes apartados.

Acrílicas hidrófobas

Fabricadas con copolímeros de acrilato y metacrilato, tienen un índice de refracción alto de 1,55 que permite que, para una misma potencia, las lentes sean más finas y más fácilmente implantables, por ello, a través de incisiones de menor tamaño. Presentan también una muy buena biocompatibilidad.

Entre sus ventajas: 1) Fácil manejo y plegado; 2) Excelente control intraoperatorio con desplegamiento controlado; y, 3) Facilita el efecto barrera, debido a la mayor adhesión del material acrílico hidrófobo a las cápsulas^{9,10}, disminuyendo notablemente el riesgo de desarrollar opacificación de la cápsula posterior, tal y como lo hemos podido observar clínicamente⁴. Además, sobre este tipo de material se desarrollan la mayor parte de las plataformas ópticas modernas (asféricas, tóricas y difractivas).

Respecto a sus inconvenientes, los sistemas de implantación pueden producir marcas sobre su superficie que, en algunos casos, pueden tener cierta repercusión clínica, y la posibilidad de desarrollar vacuolas (*glistening*) con algunos de dichos materiales¹¹.

Acrílicas hidrófilas

Son lentes blandas, muy flexibles y manejables, con buena biocompatibilidad. Su mayor ventaja: pueden ser implantadas por incisiones menores de 2 mm con facilidad y con un desplegamiento controlado similar al de las lentes acrílicas hidrófobas. Entre sus inconvenientes: 1) Un mayor riesgo de desarrollar opacificación/contracción de la cápsula anterior¹² y opacificación de la cápsula posterior que el observado con lentes de silicona o acrílicas hidrófobas y similar al observado con lentes de PMMA^{3,4}; y 2) Su superficie puede favorecer la migración y la proliferación celular sobre la óptica³. Mientras que algunos autores³ no observan diferencias en la tasa de capsulotomía Nd:YAG en comparación con lentes de PMMA, otros⁴ en estudios a largo plazo, observan que al 40% de los pacientes implantados con estas lentes, frente al 25% de los implantados con PMMA, se les ha practicado capsulotomía a los 3 años de seguimiento.

Lentes intraoculares: diseño

En este apartado se pueden considerar aspectos como lentes monobloque o de tres piezas, hápticos abiertos o plato. Hay aspectos relacionados con el ma-

TABLA II. LENTES INTRAOCULARES: DISEÑOS

Diseño	Ventajas	Inconvenientes
Monobloque	Implantación inyectoras	¿Plegues capsulares?
Tres piezas	Disminuye OCP	Implantación inyectoras
Hápticos abiertos	Estabilidad rotacional	
Plato	Plegado Implantación sub-2 mm	Opacificación cápsula anterior Subluxación posterior tras YAG
Borde cuadrado	Disminuye OCP Disminuye fibrosis CP	Disfotopsias

terial y el diseño o los bordes de las ópticas que no hacen sino añadir confusión a los hipotéticos beneficios otorgados a aspectos concretos del diseño de las lentes intraoculares. A continuación, basándonos en las ventajas e inconvenientes de cada tipo de diseño (Tabla II), hacemos unas consideraciones a tener en cuenta a la hora de elegir la lente más adecuada para cada paciente concreto.

Lentes monobloque o tres piezas

Las diferencias entre diseños de una o tres piezas son motivo de controversia en la literatura científica. Tampoco hay evidencia de que unas, monobloques, u otras, tres piezas, estén más indicadas en el glaucoma.

No se han visto diferencias significativas entre ambos tipos de lentes en cuanto a la tasa de opacificación de cápsula posterior o grado de contracción de cápsula anterior¹³⁻¹⁹, sensibilidad al contraste o agudeza visual postquirúrgica^{13,14}. Zemaitiene¹⁴ describe una mayor tasa de opacificación capsular posterior en el grupo con lentes intraoculares de una pieza en el primer año postoperatorio; los resultados a 2 años, sin embargo, no son significativos. No existe tampoco correlación entre el tamaño de la capsulorrexis y la opacificación de cápsula posterior. Sí se observan más pliegues capsulares en las lentes de una pieza, siendo esta diferencia significativa en todas las visitas postoperatorias. En el grupo en el que se implantó una lente de una pieza se encontró, además, una correlación dinámica entre los valores de opacificación y la presencia de pliegues. Ness²⁰ estudia, en ojos de cadáver humano, la diferencia entre las tasas de opacificación capsular posterior, sin observar diferencias significativas entre ambos grupos. Se ha sugerido que el borde cuadrado en los 360° de las lentes de tres piezas genera una barrera continua, consiguiendo una mejor prevención de la opacificación de cápsula posterior²¹⁻²³ que las lentes de una pieza, en las que este efecto barrera está interrumpido en el lugar de unión entre hápticos y óptica^{24,26}. Se asume que la migración de células a la cápsula posterior empezaría en los lugares donde la capsulorrexis no cubra por completo la óptica de la lente de tres piezas y en los puntos de unión háptico-óptica de las lentes de una pieza. Se confirma

que el comienzo de la opacificación capsular en ojos en los que se implantan lentes de una pieza es en el punto de unión entre háptico y óptica, aunque, igual que Vasavada²⁷ no se encuentran datos que indiquen que la cobertura 360° de la óptica por la capsulorrexis tenga ningún efecto preventivo sobre la OCP.

Tal vez, el tema de las diferentes tasas de opacificación capsular con diferentes diseños no sea el aspecto más relevante al decidirnos por uno u otro tipo de lente en pacientes con glaucoma. El riesgo de descentramiento en el medio plazo, pudiera ser más relevante. Hasta el momento, no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en cuanto al descentramiento o el *tilt* entre lentes de una y tres piezas^{13,28-30}. Sí existe una tendencia al descentramiento nasal y superior de todas las lentes y la mayoría tienden a tiltarse hacia abajo²⁸. Estos movimientos son, además, algo más importantes en las lentes de tres piezas, debido probablemente a que los hápticos de PMMA o polipropileno pierden su efecto memoria tras unos días bajo compresión³¹ y a que éstos pueden ser deformados durante la implantación y la contracción capsular durante los primeros meses tras la cirugía. Nejima¹³ observa que así como el descentramiento se mantiene estable durante todo el periodo postoperatorio, el *tilt* tiende a aumentar hasta 6 meses tras la cirugía, probablemente atribuible a la fibrosis de la cápsula que contribuye a una fijación más estrecha de las lentes intraoculares.

Otro aspecto a considerar es la opacificación y/o contracción de la cápsula anterior. En este punto es necesario recordar que la opacificación de la cápsula anterior y la opacificación de la cápsula posterior no sólo describen diferentes localizaciones de la opacificación capsular sino también distintas entidades clínicas cuyos orígenes se encuentran asimismo en diferentes subpoblaciones de células epiteliales cristalinas³². Y los factores de riesgo para desarrollar uno u otro cuadro también difieren³³. Para Werner⁵, el nivel de opacificación de la cápsula anterior observada *postmortem* fue más alta para el grupo con lentes de silicona con diseño en plato respecto al grupo con lentes de tres piezas con óptica acrílica y hápticos de PMMA. Estudios posteriores también confirmaron el hallazgo de la mayor presencia de opacificación de la cápsula anterior en ojos con lentes de silicona y diseño tipo plato.⁶ Por los mencionados motivos, considerando que el riesgo de desarrollar un síndrome de contracción capsular es mayor, entre otras patologías, en el caso de la pseudexfoliación de cristalino^{34,35}, en estos supuestos se deberían evitar lentes de silicona y diseños en plato.

Hápticos abiertos vs plato

La elección de una lente con diseño con hápticos abiertos o diseños en plato puede comprometer la esta-

bilidad (definida como una rotación de menos de 5° entre dos visitas separadas 3 meses), el descentramiento y el *tilt* en el postoperatorio tras la cirugía de catarata. Hay estudios que afirman que las lentes intraoculares de tres piezas con hápticos abiertos tienen una estabilidad rotacional excelente, manteniendo tasas bajas de opacificación de cápsula posterior a lo largo del tiempo³⁶⁻³⁹, pero recientemente se ha publicado que no existen diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la estabilidad de la lente, fibrosis de cápsula posterior, número de pliegues capsulares o agudeza visual comparando con las lentes de plato⁴⁰. Patel⁴¹ vio que las lentes de plato tendían a tener menor estabilidad que las de tres piezas en el postoperatorio inmediato, pero que en el postoperatorio tardío su estabilidad era mayor; datos similares a los encontrados por Prinz⁴⁰ que detectan una mayor rotación en la primera semana en ambos grupos, siendo menor la de las lentes de hápticos abiertos. Este grupo, sin embargo, no encuentra diferencia estadísticamente significativa en la rotación tardía entre ambos grupos. La orientación de la lente en el saco también influye en su estabilidad. Se han asociado mayores tasas de inestabilidad a las lentes de plato colocadas oblicuamente⁴² y menores cuando se implantan en el eje horizontal^{40,43} pero, recientemente, se ha publicado²⁸ que en las lentes de plato la colocación de la lente en el saco (horizontal o vertical) no cambia las tasas de descentramiento o *tilt*. Otro estudio⁴⁴ observa un descentramiento nasal, sin prácticamente descentramiento vertical, en lentes de hápticos abiertos. El problema de todos estos estudios es que no son comparables debido a sus diferencias en cuanto al diseño y la medida de los datos. En todos, el número de pacientes estudiados es bajo y por tanto, los resultados pueden estar sesgados.

Un problema descrito, sobre todo tras el uso de las lentes de plato, es el riesgo de subluxación posterior tras láser Nd:YAG². La contracción del saco capsular puede desencadenar desplazamientos de estas lentes, por lo que se recomienda que en caso de utilizarse, se realicen capsulorrexis relativamente pequeñas y esperar antes de realizar una capsulotomía por lo menos cuatro meses, puesto que están descritos casos de dislocaciones tras este procedimiento.

También se ha postulado que la presión de contacto entre la cápsula anterior, el borde de capsulorrexis y la lente intraocular pudiera ser un factor que condicionara el grado y la forma de opacificación de la propia cápsula anterior⁴⁵. Evidentemente, la presión de contacto viene condicionada, entre otros factores, por la angulación de los hápticos y el radio de curvatura de la cara anterior de la lente intraocular. Las curvaturas anterior y posterior, para una misma potencia, vienen condicionadas por el índice de refracción del material y por el diseño de la lente (equiconvexas, biconvexas asimétricas, plano-convexas) y la cara anterior será más convexa a

menor índice de refracción y en diseños equiconvexos; es en estos diseños donde más presión se ejercerá sobre la cápsula anterior y donde mayor será el riesgo de opacificación y contracción de la cápsula anterior. Las diferencias observadas en cuanto a opacificación de la cápsula anterior entre dos tipos de lentes de tres piezas de diseño similar y con bordes de óptica cuadrados, una de silicona (CeeOn Edge 911 A, Pharmacia) y otra de material acrílico hidrófobo (AcrySof MA60BM, Alcon), que difieren en que la primera es equiconvexa simétrica y la segunda asimétrica (cara anterior más plana que la posterior), ha llevado a postular ciertos supuestos⁴⁵, en relación con la presión de contacto entre borde de capsulorrexis y lente intraocular:

1. Cuanta más presión exista, mayor la posibilidad de opacificación del anillo de capsulorrexis; a menor presión, o a mejor distribución de la misma, mayor posibilidad de opacificación difusa de la cápsula anterior.

2. La presión de contacto entre la capsulorrexis y la lente intraocular puede venir condicionada por la morfología de la cara anterior de la lente:

- 2.1. A superficie anterior más convexa, mayor localización de la presión y mayor opacificación del anillo de la capsulorrexis.

- 2.2. A superficie anterior de la lente más plana, mejor distribución de la presión y menor opacificación de la capsulorrexis.

3. La angulación de los hápticos también condiciona la presión lente-cápsula:

- 3.1. A mayor angulación de hápticos, con óptica desplazada posteriormente, mejor distribución de la presión y menor opacificación de la cápsula anterior.

- 3.2. A menor angulación de hápticos, mayor posibilidad de contacto cápsula y lente y mayor riesgo de opacificación del anillo de la capsulorrexis.

Podemos decir que entre las lentes de plato y las de hápticos abiertos no hay diferencias estadística y/o clínicamente significativas en cuanto a su estabilidad, inducción de opacificación capsular posterior, descentramiento o *tilt* y, por tanto, cualquiera podría utilizarse en el contexto del glaucoma, en relación con la posibilidad de tales hipotéticas complicaciones. Tal vez, en los casos en los que se pueda producir contracción capsular (pseudoexfoliación e inflamación, entre otras) sería recomendable no utilizar diseños en plato, plataforma más ligada a tal síndrome.

Bordes

La elección de una lente de borde cuadrado frente a una de borde redondo tendrá efecto sobre la tasa de opacificación de cápsula posterior; sin embargo, no todos los bordes cuadrados son iguales y se ha visto que los bordes cuadrados de lentes de silicona son más angulados que los de las lentes acrílicas.

Estudios *in vitro*, sobre animales y en ojos de cadáver humano, han probado que los bordes cuadrados son una medida importante para prevenir la opacificación de cápsula posterior^{2,20,24-26,38,46-49} al ejercer un efecto barrera e impedir el crecimiento y migración celular hacia la cápsula posterior^{48,50,51}. Maddala⁵² encontró una diferencia estadísticamente significativa en ojos de cadáver humano en cuanto a la opacificación de cápsula posterior central y periférica a largo plazo a favor de los bordes cuadrados. Buehl⁵³ observó una menor opacificación regeneracional y fibrótica en las lentes con bordes cuadrados tras un seguimiento de 3 años.

La tasa de capsulotomía Nd:YAG y la fibrosis periférica es superior en las lentes de bordes redondos,⁵³ siendo los bordes cuadrados más eficaces evitando la necesidad de practicar capsulotomías independientemente de que la lente se haya fabricado con silicona o PMMA.³ Respecto a las lentes acrílicas, el borde cuadrado no parece tener ventajas significativas en cuanto a la tasa de capsulotomía Nd:YAG.

Uno de los problemas publicados en asociación a los bordes cuadrados es el *glare* persistente⁵⁴⁻⁵⁶, pero Buehl⁵³ no detecta diferencias significativas en su estudio en cuanto al *glare*, agudeza visual o descentramiento.

En conclusión, los bordes cuadrados de la lente conllevan un desarrollo tardío de la opacificación de cápsula posterior y una reducción duradera de la misma. Por esto, para los pacientes con glaucoma, la lente con este tipo de bordes será la más adecuada: minimiza la opacificación y reduce la fibrosis, la tracción zonular y el riesgo de descentramiento.

Lentes intraoculares: ópticas

Recordando que en este capítulo revisamos aspectos de las lentes monofocales que pudieran tener relevancia en la toma de decisiones a la hora de implantar

una lente intraocular en un paciente con glaucoma, revisaremos a continuación el aspecto de los diseños esféricos y el de las lentes tóricas en estos casos.

Lentes esféricas versus esféricas

La córnea tiene una aberración esférica positiva, estable a lo largo de la vida y compensada durante la juventud por el cristalino. Con el envejecimiento y desarrollo de la catarata, este equilibrio se rompe. De esta forma, la aberración del cristalino se suma a la aberración de la córnea, produciéndose un aumento en la aberración esférica positiva total del ojo, con lo que disminuye la sensibilidad al contraste. La aberración esférica del ojo pseudofáquico con implante de lente de diseño esférico es similar a la de ojos sanos de la misma edad y mayor que la de ojos jóvenes no intervenidos. Esto es debido a que este tipo de lentes tienen una aberración esférica positiva que se suma a la aberración esférica positiva corneal⁵⁷. El desarrollo de las lentes esféricas surge con la intención de anular la esfericidad positiva de la córnea y mejorar la calidad visual y sensibilidad al contraste del paciente tras la cirugía de catarata⁵⁸⁻⁶⁴, asumiendo que la cirugía no modifica las aberraciones corneales^{58,59}, hecho que no es del todo cierto⁶⁵. Las primeras lentes intraoculares esféricas se diseñaron con una superficie anterior prolata con una asfericidad de $-0,27 \mu\text{m}$ y con la idea de compensar la aberración esférica positiva de la córnea considerando valores medios poblacionales ($+0,27 \mu\text{m}$ para un pupila de 6 mm) de aberración esférica corneal^{66,67}. Así el beneficio teórico de tales lentes esféricas sólo sería aplicable a aquéllos pacientes con tal magnitud de aberración esférica corneal; obteniendo una mejoría de la sensibilidad al contraste.

Las lentes esféricas comercializadas se clasifican en dos grupos: 1) Lentes esféricas libres de aberra-

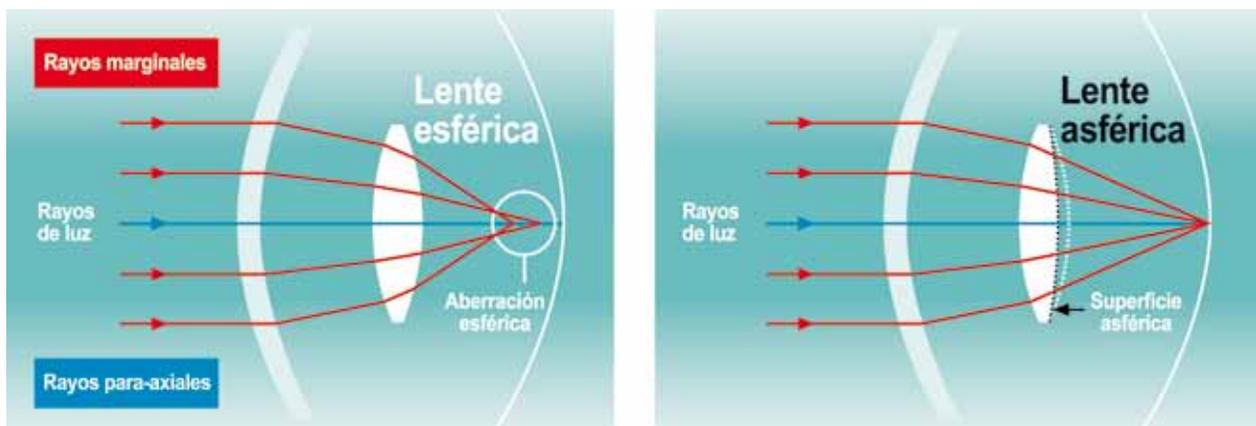


Fig. 1. Superficie de una lente asférica. Puede observarse la modificación de la cara anterior de esta lente para corregir su aberración esférica. **A. Aberración esférica de una lente estándar.** Los rayos marginales no focalizan en el mismo punto que los centrales; en consecuencia, el foco que se obtiene es difuso. **B. Lentes asféricas.** Una lente con diseño asférico mejora su rendimiento óptico; los rayos periféricos se alinean con los centrales y todos focalizan en un punto.

TABLA III. ASFERICIDAD DE LENTES MONOFOCALES

Libres de aberración		Asféricas con aberración negativa	
Bausch&Lomb enVista	Neutra	AMO Tecnis ZA9002	-0,27 μm
Bausch&Lomb MI60	Neutra	AMO Tecnis ZA9003	-0,27 μm
Oculentis	Neutra	Alcon AcrySof IQ SN60WF	-0,20 μm
Rayner C-Flex 970C	Neutra	Alcon AcrySof IQ SN60WS	-0,20 μm

ción; y 2) Lentes asféricas con aberración negativa. Dentro de este segundo grupo encontramos lentes con diferente grado de asfericidad negativa (Tabla III) y que compensan, por tanto, toda o sólo parte de la aberración esférica positiva de la córnea⁶⁸.

Se ha publicado una diferencia estadísticamente significativa en cuanto a la agudeza visual lejana (sin y con corrección) a favor de las lentes asféricas.⁶⁸ Tal diferencia es más difícil de demostrar clínicamente. Sin embargo, recientemente, se ha comunicado que una ligera aberración positiva (+0,10 μm) sería más beneficiosa en cuanto se asocia a mejores agudezas visuales y lograría aumentar la profundidad de foco, proporcionando cierto grado de multifocalidad y mejorando la tolerancia a ametropías^{69,70}, así como la sensibilidad al contraste⁷¹.

Para los pacientes glaucomatosos, de mayor importancia sería el efecto que estas lentes puedan tener en la sensibilidad al contraste. Dichos pacientes presentan una sensibilidad al contraste disminuida y esta disminución es directamente proporcional a la severidad de las lesiones glaucomatosas. El efecto sobre la vida diaria del paciente se fundamenta en la asociación de la sensibilidad al contraste con la estabilidad postural y la movilidad de pacientes con baja visión^{72,73}, con mayor dificultad en el cálculo de distancias y para la conducción nocturna⁷⁴. Además, la sensibilidad al contraste en frecuencias espaciales bajas es fundamental para la detección y en frecuencias espaciales altas para la identificación de las caras⁷⁵⁻⁷⁷. Algunas de las publicaciones actuales concluyen con que las lentes asféricas permiten una mejor sensibilidad al contraste en condiciones escotópicas y mesópicas^{59,68}, presentando una menor aberración en el frente de ondas que las lentes esféricas. La diferencia entre ambos tipos de lentes es mayor en condiciones de poca luz y mayor diámetro pupilar⁵⁸. Thiagarajan⁶⁸, sin embargo, afirma que no hay diferencias estadísticamente significativas en cuanto a

la sensibilidad al contraste, al rango de acomodación, a la disfotopsia o respecto a la satisfacción subjetiva del paciente con tal tipo de ópticas, siendo, quizás, la única voz discordante. También es necesario puntualizar que las aberraciones aumentan exponencialmente con el tamaño pupilar y que el beneficio que pudiera aportar la reducción de aberraciones de alto orden tras la implantación de lentes asféricas se consigue cuando la pupila tiene al menos 4,0 mm de diámetro. De momento, la eliminación de aberraciones en paciente con pupilas más pequeñas no debería, al menos teóricamente, suponer un beneficio clínico significativo.

Los cambios en la posición de la lente influyen el resultado óptico de la misma y las lentes asféricas pierden sus propiedades ópticas con el descentramiento y el *tilting*. El descentramiento (que debe considerarse siempre respecto al eje visual)⁵⁸ puede limitar, cancelar o convertir en desventaja el beneficio inicial de una lente asférica provocando un aumento de las aberraciones ópticas de alto orden^{58,59}. En cuanto al *tilting*, éste tiene una correlación positiva con la aparición de aberraciones de tercer orden.⁷⁸ Holladay⁶⁶ publicó que a partir de un *tilt* de 7° y un descentramiento mayor de 0,5 mm las lentes con aberración esférica negativa inducen mayores aberraciones asimétricas. Más recientemente y según un modelo teórico⁷⁹, se afirma que las lentes asféricas pierden su poder de compensación a partir de un *tilt* de 10° y un descentramiento mayor de 0,8 mm. Por todo ello, cabe deducir que en aquellos ojos que presentan un riesgo de descentramiento postquirúrgico de la lente intraocular, los hipotéticos beneficios de una lente asférica pudieran ser inconvenientes en el medio-largo plazo. A pesar de todo esto, Baumeister⁸⁰ concluye que en condiciones normales, ni el *tilt* ni el descentramiento comprometen la calidad de la imagen retiniana de la lente asférica.

Pero a la aberración esférica se le supone también un beneficio clínico: la mejora de la profundidad

TABLA IV. LENTES ESFÉRICAS Y ASFÉRICAS

Tipo	Ventajas	Inconvenientes
Esféricas	Profundidad de foco Tolerancia a decentramientos	Peor agudeza visual Peor calidad visual Peor sensibilidad contraste
Asféricas neutras	Calidad visual Mejor sensibilidad contraste	Menor tolerancia a <i>defocus</i> Beneficios si pupila > 4mm
Asféricas negativas	Mejor agudeza visual Calidad visual Mejor sensibilidad contraste	Menor tolerancia a <i>defocus</i> Intolerancia a decentramientos Beneficios si pupila > 4mm

de foco. Al eliminar o neutralizar la aberración esférica del ojo renunciamos a la profundidad de foco que esta produce. La profundidad de foco es inversamente proporcional al diámetro pupilar y se ha visto que las lentes esféricas neutras pueden proporcionar 0,5 D de pseudoacomodación, disminuyendo la dependencia de las gafas para visión próxima. Tal efecto sería deseable especialmente cuando consideramos la implantación de una lente intraocular monofocal. La utilización de lentes esféricas neutras en vez de lentes esféricas para conseguir este objetivo es que proporcionan una mejor calidad visual^{58,81}, a pesar de que presentan una menor tolerancia al «defocus»^{58,82}.

Para elegir la lente intraocular, respecto a asfericidad, de un paciente glaucomatoso hay que pensar en la función visual (sensibilidad al contraste y aberraciones) y no sólo en la agudeza visual. Existen algunas peculiaridades anatómicas y fisiológicas que pueden condicionar la elección del tipo de lente a implantar y que también hay que considerar. Las aberraciones corneales previas a la cirugía, las aberraciones corneales que se pudieran inducir con la cirugía, el tamaño pupilar tanto intra como postoperatorio, el riesgo de descentramiento en base a la dehiscencia zonular que pudieran presentar o a la patología de base, son sólo algunos de los aspectos a considerar en la toma de decisiones.

También hay que tener en cuenta que los pacientes con glaucoma ya operados de catarata pueden tener que ser sometidos a una cirugía filtrante. Se sabe que la cirugía filtrante varía la refracción del ojo y altera las aberraciones ópticas de alto grado de una forma aleatoria y poco conocida. La refracción puede verse alterada por cambios en la curvatura corneal y por cambios en la posición de la lente secundarias al procedimiento filtrante. El cambio en las aberraciones corneales guardaría relación con la influencia del procedimiento filtrante sobre la córnea. Aunque hay muy pocas publicaciones a este respecto, Fukuoka⁸³ publica en 2011 que, si bien las aberraciones tipo coma y las aberraciones ópticas totales aumentan durante el primer mes después de la cirugía, estas alteraciones regresan a los valores prequirúrgicos en 3 meses. Los autores atribuyen esta variabilidad postquirúrgica a cambios en la óptica corneal y en los cambios en el grosor y posición del cristalino, en el ojo fáquico, o en la posición de la lente, en el ojo pseudofáquico; los mismos autores conceden más importancia a los cambios intraoculares que a los cambios corneales en cuanto no encuentran diferencias significativas entre las aberraciones corneales observadas antes y un mes después de la cirugía⁸³.

En cualquier caso, no existe evidencia científica suficiente como para decir que la implantación de una lente esférica en un paciente con glaucoma sea mejor. Sin embargo, hasta ahora, a pesar de que sus benefi-

cios están condicionados a la pupila, la estabilidad, la profundidad de foco y la personalización de la lente, es cierto que en todas las publicaciones se ha visto que la función óptica y visual de las lentes esféricas es igual o mejor que las esféricas⁵⁸. Aunque más deseable sería poder personalizar conocidas la aberración esférica corneal preoperatoria de un determinado paciente, sabiendo que no tiene patología asociada que pueda hacer sospechar un descentramiento postoperatorio de la lente y seleccionar una lente esférica o libre de asfericidad intentando que la aberración esférica postquirúrgica del ojo sea próxima a +0,10 μm .

Lentes tóricas

La trabeculectomía produce una reducción en el radio corneal vertical que resulta en un cambio del astigmatismo a favor de la regla en el postoperatorio temprano. La razón de este cambio que, además, es bastante impredecible, es desconocida. Diversas teorías apuntan a que podría ser debido a la localización posterior del *gap* producido por la herida y por el soporte producido por el *flap* encima⁸⁴. Otra posibilidad es que al retirar tejido y suturar de nuevo, el *flap* se acerca al borde corneal y hunde la zona corneal sin soporte⁸⁵. En la cirugía no perforante, que induce menor astigmatismo a pesar de realizarse *flaps* más grandes⁸⁶, la aposición del *flap* sobre la herida puede realizarse de forma más efectiva. Además, la malla trabecular, intacta tras la cirugía, podría prevenir que el meridiano quirúrgico se suelte de forma excesiva y el cambio de astigmatismo en contra de la regla en los 6 meses postquirúrgicos. El uso de los implantes durante esta cirugía, sin embargo, condiciona la aparición de astigmatismo, sospechándose que la utilización de implantes no reabsorbibles podría aumentarlo. No hay estudios a este respecto.

Los datos publicados acerca del al astigmatismo inducido por la cirugía filtrante son variables pero coinciden con que existe un cambio importante. Dietze⁸⁷ publica un astigmatismo inducido a favor de la regla de ± 1 dioptrías a los 3 meses postoperatorios. Cunliffe⁸⁸, por su parte, observó que el meridiano vertical de la curvatura corneal tras la trabeculectomía vuelve a los niveles preoperatorios después de dos meses, pero Claridge⁸⁹ constató que los cambios topográficos corneales tras la trabeculectomía se mantenían al menos 12 meses. Egrilmez⁸⁶ revela que el astigmatismo inducido por la cirugía es variable y que era de $1,25 \pm 1,08$ dioptrías a los 6 meses. Kadowaki⁹⁰ obtiene unos resultados similares, con un cambio de $1,92 \pm 1,87$ dioptrías a los 6 meses tras la facotrabeculectomía. Se ha referido una inducción de astigmatismo a favor de la regla de $0,76 \pm 0,47$ dioptrías a los 6 meses tras una cirugía combinada faco-EPNP⁹⁰ y se postula que

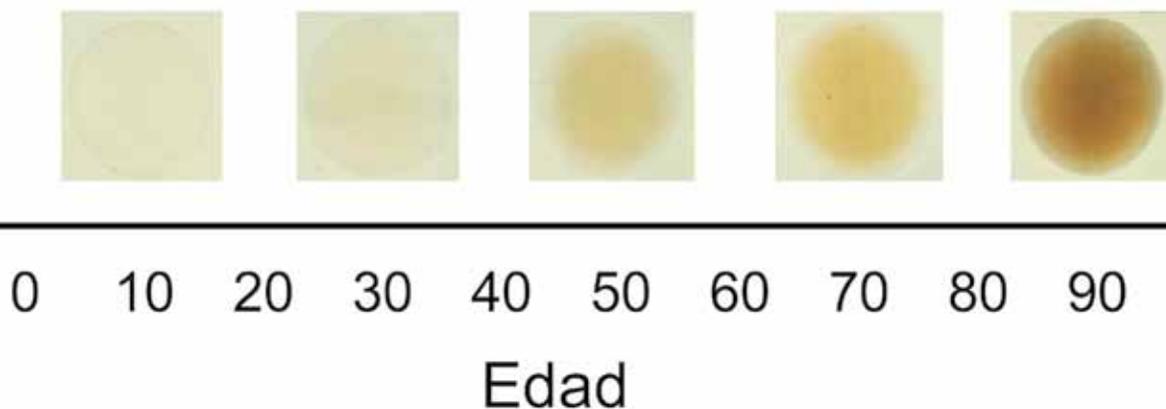


Fig. 2. Coloración del cristalino con la edad. Se observa la evolución de la coloración del cristalino con la edad, en muestras obtenidas de autopsia.

la microtrabeculectomía, con menor pérdida de tejido y la ventaja de un uso menor del cauterio, podría inducir aún menos⁸⁶.

El uso de antimetabolitos durante la cirugía hace que los cambios de astigmatismo sean significativamente menores⁹¹ y se ha sugerido que el proceso de cicatrización tiene un papel activo en la inducción de astigmatismo a favor de la regla. Este estudio señala que en el grupo de pacientes en los que se utilizan antimetabolitos hay un cambio continuo del astigmatismo en contra de la regla hasta un año tras la cirugía.

No hay, hasta el momento, publicaciones que valoren el papel de la corrección del astigmatismo en pacientes glaucomatosos con lentes tóricas pero, en nuestra experiencia, los resultados obtenidos no han sido buenos. El cambio imprevisible del astigmatismo corneal con la cirugía filtrante y la mayor inestabilidad de la lente en un paciente sometido a cirugía de glaucoma podrían llegar a anular el efecto corrector de la lente. Una excepción puede ser la cirugía no perforante que produce un astigmatismo corneal menor.

Por todo lo mencionado, un paciente con glaucoma controlado que presente astigmatismo corneal y que precise cirugía de catarata puede ser considerado para la implantación de una lente tórica. Sin embargo, si está poco controlado o si es previsible un procedimiento filtrante posteriormente, el riesgo de volver a presentar astigmatismo es elevado. En estos casos, sería más recomendable recurrir a EPNP o microtrabeculectomías y usar antimetabolitos que no a trabeculectomías o válvulas, mayores inductoras de astigmatismo. En cualquier caso, sería recomendable evitar el uso de lentes tóricas en pacientes con astigmatismos bajos, por los cambios posteriores que se puedan producir, en pacientes en los que exista una elevada probabilidad de precisar procedimientos filtrantes en el futuro y, por supuesto, en los casos que presenten inestabilidad zonular o riesgo de deshiscencia zonular en el futuro, tal y como ha sido sugerido también por otros autores⁵⁹.

Lentes con filtro amarillo

El cristalino amarillea con la edad (Fig. 2)^{92,93}. Esta pigmentación del cristalino ha sido interpretada como un mecanismo de protección natural para bloquear el paso de la luz azul y ejercer cierta protección sobre el epitelio pigmentario retiniano y, de forma secundaria, sobre los fotorreceptores de la retina. Tal efecto protector debería disminuir, al menos teóricamente, el riesgo de desarrollar degeneración macular relacionada con la edad.

Con objeto de imitar el efecto que pudiera suponer dicho cambio de coloración, Alcon introdujo el filtro amarillo para la luz azul en sus lentes intraoculares monofocales (Fig. 3) para cirugía de catarata y, posteriormente, ha extendido tal opción a todas sus lentes intraoculares (asféricas, tóricas y difractivas).

En el caso de los pacientes con glaucoma, ese beneficio teórico no debería verse ensombrecido por los posibles efectos secundarios que han sido relacionados con tal tipo de lentes.

Hoy hay teorías enfrentadas respecto a los posibles efectos del mencionado filtro (Tabla V): desde los

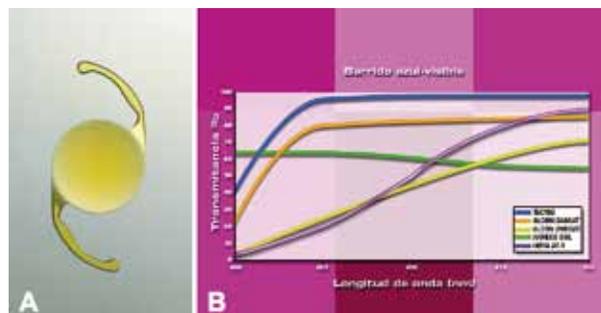


Fig. 3. Lentes amarillas y transmitancia. Se muestra una lente amarilla y la transmitancia de diferentes lentes monofocales. **A. Lente SN60AT de Alcon®.** Esta lente fue el primer modelo de lente monofocal monobloque acrílica hidrófoba en presentar el filtro amarillo para la luz azul. **B. Transmitancia con diferentes lentes.** Se presenta el porcentaje de transmitancia de luz en el rango de 400-500 nm para diferentes lentes monofocales.

defensores de sus bondades, que incluso sugieren pueden mejorar la sensibilidad al contraste y disminuir ciertos efectos disfotópicos de algunas lentes, hasta sus detractores, que plantean su posible efecto negativo sobre la visión mesópica y escotópica y sobre la visión del color y la hipotética alteración del ritmo circadiano. Para algunos autores, las células ganglionares retinianas son sensibles a la luz azul y controlarían la liberación y supresión de melatonina, clave en el control del ritmo circadiano del cuerpo humano^{94,95}.

Desde la introducción de este tipo de lentes, no han disminuido sino, tal vez, aumentado, las controversias sobre sus posibles beneficios e inconvenientes⁵⁹.

TABLA V. LENTES FILTRO AMARILLO: VENTAJAS E INCONVENIENTES

Ventajas	Inconvenientes
¿Mejoran protección retiniana?	¿Alteran ritmo nictameral?
¿Mejoran sensibilidad al contraste?	¿Peor sensibilidad al contraste?
¿Disminuyen disfotopsias?	Peor sensibilidad al contraste en baja iluminación
Menor incidencia de <i>glare</i>	Peor percepción de azules en condiciones mesópicas
Mejor respuesta al fotoestrés	

Veamos los beneficios e inconvenientes de las lentes con filtro amarillo y su influencia sobre las manifestaciones visuales habituales del paciente con glaucoma. No hay evidencia científica suficiente que pueda acreditar la teoría de que el filtro azul pueda afectar al ritmo circadiano de manera significativa. Estos filtros bloquean la luz azul de onda corta, dejando pasar la luz azul de onda larga, que es la que tiene mayor importancia a la hora de preservar la función fisiológica y sensorial del ritmo circadiano. Además, los filtros permiten una transmisión del 70-80% de la luz de 480 nm, prácticamente lo mismo que el cristalino de un niño. Puesto que la fotorrecepción con esta cantidad de luz azul es suficiente para mantener la alerta mental y un ritmo circadiano estable, no debe asumirse y es poco probable que se demuestre una interferencia de este filtro con los ritmos circadianos^{96,97}. No hay estudios publicados que demuestren esta interferencia y en aquéllos en los que se ha evaluado la calidad de vida y salud mental de pacientes con lentes de filtro azul frente a pacientes con lentes sin él, no se ha visto que haya diferencias estadísticamente significativas⁹⁸.

Puesto que las lentes transmiten un 85% de la luz de 507 nm tampoco existen probabilidades teóricas de que los filtros puedan tener un efecto clínico sobre la visión escotópica. Muftuoglu⁹⁹ no encontró diferencias significativas en la sensibilidad al contraste ni en visión escotópica ni en visión bajo condiciones mesópicas, aunque sí encontró una relación significativa con el aumento de edad. Esto se debe a que con la edad, fisiológicamente, disminuye la sensibilidad al contraste, independientemente de las condiciones de luminosidad con la que ésta se mida.

A pesar de que Mainster¹⁰⁰ planteó que los pacientes con lentes con filtro de luz azul tenían una menor sensibilidad al contraste, es una afirmación para la que todavía no existe evidencia científica suficiente^{101,102}. Los datos son contradictorios. Rodríguez-Galietero¹⁰³ publica que la sensibilidad al contraste en diabéticos es mejor con los filtros azules y Yuan¹⁰⁴ afirma que la sensibilidad al contraste es también mejor sin afectar a la agudeza visual. Igualmente se ha publicado una sensibilidad al contraste similar entre pacientes con su cristalino natural y pacientes implantados con lente con filtro azul, siendo en ambos superior a los pacientes con lente sin filtro¹⁰⁵. Sin embargo, existen otros trabajos que no apoyan estos datos. Mester, en 2008, y Kara-Junior, en 2011, publican que no hay diferencias en cuanto a la sensibilidad al contraste independientemente de la luz bajo la que se mida^{106,107} y otros autores afirman que la sensibilidad al contraste en condiciones de poca luminosidad es peor en los pacientes con lentes con filtros^{100,108-111}.

En cuanto al *glare* y la recuperación al fotoestrés, Hammond¹¹² y Gray¹¹³ publican que los pacientes a los que se les implanta una lente con filtro para la luz azul sufren una menor tasa de *glare*, aumentando la seguridad durante la conducción¹¹³. A pesar de que Wang¹⁰⁸ también encuentra esta diferencia en su estudio, la considera irrelevante al no demostrarse una diferencia significativa en el efecto que esto pueda provocar en la vida diaria del paciente. La recuperación al fotoestrés parece ser, además, más rápida en pacientes con lentes con filtros de luz azul¹¹².

En un estudio a 5 años de seguimiento¹⁰⁷, no se ha demostrado el teórico efecto protector que pudiera suponer el filtro azul sobre la mácula, al menos en cuanto a hallazgos oftalmoscópicos y análisis macular mediante OCT.

Otra de las dudas que siempre han planteado las lentes con filtro para la luz azul es su posible influencia sobre la percepción de los colores, algo que siempre puede ser más problemático en pacientes con glaucoma. Entre los estudios publicados hasta el momento, los resultados son igualmente variables. La mayoría de los autores coinciden en que no encuentran ninguna diferencia significativa en la percepción de los colores cuando las comparan con lentes sin filtro amarillo^{105,107,114-123}. Yuan¹⁰⁴ estudia además la percepción de los colores entre un grupo de pacientes con lentes sin filtro y un grupo con filtro a lo largo del tiempo, sin encontrar diferencias significativas. Existe otro estudio, sin embargo, en los que aunque no se detectan diferencias en la percepción de los colores en condiciones fotópicas, sí existen tales diferencias en condiciones mesópicas¹⁰⁸. Este grupo precisa que los errores en la diferenciación de la escala del color azul en condiciones mesópicas eran significativamente más altos en los pacientes con lentes con filtro amarillo, conclusión a la que también llega Mester¹⁰⁶.

En conclusión, de momento no existe evidencia científica suficiente que confirme que la utilización de filtros para la luz azul en las lentes intraoculares tenga efecto sobre la visión del color, la sensibilidad al contraste, la visión escotópica o su papel en la protección macular frente al desarrollo o la progresión de la degeneración macular asociada a la edad. Tampoco hay, hasta el momento, ningún estudio específico que valore los posibles beneficios de este tipo de lentes en los pacientes glaucomatosos; sin embargo, y a la luz de las publicaciones revisadas, no parecen tener ninguna ventaja aunque, al menos teóricamente, tampoco pueden ser contraindicadas.

ANILLOS INTRACAPSULARES

El uso de los anillos intracapsulares se ha popularizado debido a las ventajas (Tabla VI) que ofrecen tanto durante la cirugía como durante el postoperatorio. Además, disminuyen la tasa de opacificación capsular, el descentramiento de la lente intraocular por contracción asimétrica de la cápsula anterior y el *tilt* de la lente.

En un paciente con debilidad zonular, como puede ser un paciente con glaucoma pseudoexfoliativo, el empleo de un anillo de tensión capsular en el momento en que ésta debilidad se produce, o se detecta, es beneficioso. Restablece el contorno del saco al repartir la fuerza y estabilizar el aparato zonular¹²⁴ disminuyendo la filtración de líquido de irrigación a la cámara vítrea y el riesgo de mala dirección de fluidos (*misdirection syndrome*) y herniación de vítreo a cámara anterior. Por otro lado, previene el aumento de la dehiscencia zonular a consecuencia de la manipulación quirúrgica.

TABLA VI. ANILLOS INTRACAPSULARES EN GLAUCOMA: VENTAJAS

Disminuye tasa de opacificación capsular
Disminuye riesgo de descentramiento
Disminuye riesgo de <i>tilt</i>
Si existiera desinserción zonular:
• Disminuyen el riesgo de progresión
• Disminuyen el riesgo de « <i>misdirection syndrome</i> »

La pseudoexfoliación se asocia, además, a un saco capsular más friable, mucho más frágil y con mayor peligro de aspiración. El uso del anillo, que expande el saco y tensa la cápsula posterior, evita su colapso¹²⁵⁻¹²⁷ y las complicaciones derivadas del mismo.

La elección del tipo de anillo a implantar debe valorarse en función del grado de debilidad zonular ante la que nos encontremos. Es necesario considerar dos situaciones: 1) Si la dehiscencia zonular es estable y poco probable sea progresiva (caso de las traumáticas, por ejemplo); o 2) Con riesgo de progresión (pseudoexfoliación, entre otros). En el primer caso, si es inferior a 120°, un anillo convencional estabilizará el saco capsu-

lar; en el segundo, no sería suficiente y sería necesario recurrir a sistemas con anclaje como los anillos de Cionni, de uno o dos anclajes, o los segmentos de tensión capsular que permiten una fijación permanente al ser suturados a esclera. Siempre hay que tener presente que el uso de un anillo de tensión capsular convencional no trata la causa subyacente de la debilidad capsular y es incapaz de prevenir la luxación o dislocación del complejo lente-saco al vítreo en casos en los que la debilidad zonular se deba a una patología progresiva.

Se considera que el momento quirúrgico más adecuado para la implantación del anillo es el más tardío que permita la inserción con seguridad. Si el paciente presenta una debilidad muy importante, podemos asociar el uso de ganchos retractores de iris que sujeten el borde de la capsulorraxis.

El debate sobre si sería necesaria la implantación de anillos a todos los pacientes con pseudoexfoliación está abierto. Moreno-Montañés y Rodríguez-Conde¹²⁸ han publicado que la colocación de anillos en los pacientes con pseudoexfoliación debería ser sistemática, aunque hasta el momento no existe evidencia que demuestre que los pacientes sin zonulopatía se beneficien de esta medida.

Centrándonos en los pacientes con patología glaucomatosa, los anillos tienen su papel en la cirugía de los pacientes con glaucoma pseudoexfoliativo que presentan una debilidad e inestabilidad zonular progresiva que complican la cirugía e inducen un mayor riesgo de luxación y subluxación tardía de la lente.

La tasa de opacificación de cápsula posterior disminuiría, en teoría, si se consiguiera evitar el espacio entre la óptica de la lente y la cápsula posterior, al evitarse la migración celular. Con la implantación del anillo se ha visto que este espacio es casi inexistente y que, de existir, es menor que sin él. Además, al repartir las fuerzas radiales de forma uniforme, permite un efecto de flexión similar alrededor de la óptica de la lente. Otro efecto del anillo es que mantiene la cápsula anterior relativamente lejos de la superficie anterior de la óptica y de la cápsula posterior, impidiendo la migración de las células. Basado en estos tres principios, se llevó a cabo un estudio en el que se concluyó que los pacientes con anillos presentaban una tasa significativamente inferior de opacificación de cápsula posterior, precisando menos capsulotomías Nd:YAG y mejorando la sensibilidad al contraste y el *glare*¹²⁹.

A pesar de que se creía que los anillos son un buen elemento a considerar en la prevención del síndrome de contracción capsular, estudios recientes indican que tal complicación sigue siendo un problema a pesar de su utilización¹³⁰. El material de la lente implantada es importante y hay mayor riesgo de fimosis capsular con las lentes de silicona, aunque puede ocurrir con cualquier tipo de lente¹²⁹. Hay casos descritos de pacientes con anillos intracapsulares y fimosis capsula-

res totales^{131,132}. La ventaja que proporcionan es que al repartir las fuerzas centrífugas uniformemente, la fimosis capsular sería simétrica y evitaría un descentramiento de la lente. Para evitar el descentramiento por fimosis capsular, habría también que realizar incisiones relajantes en la cápsula anterior con un láser Nd:YAG. La fimosis capsular tiene su importancia puesto que conlleva una elongación zonular que favorece la luxación y puede provocar ocasionalmente hipotonía ocular¹²⁹. Numerosos estudios demuestran el mayor centrado de la lente en el saco en presencia del anillo^{125,133} y una menor tasa de *tilt*¹³³.

A la luz de lo expuesto, en casos con debilidad zonular, riesgo de contracción de la cápsula anterior o fibrosis de la cápsula posterior, se recomienda la implantación de anillo. La situación clínica en la que se presentan tales circunstancias, aunque no la única, es la pseudoexfoliación. Entre las ventajas de los anillos en estos casos, destacamos: 1) Tensan la cápsula anterior; 2) De producirse una contracción de la cápsula anterior, ésta será más simétrica; 3) Disminuyen el riesgo de opacificación de la cápsula posterior; 4) De existir zonas de dehiscencias zonulares, hacen una distribución centrífuga de fuerzas y disminuyen el riesgo de descentramiento; y 5) De producirse una luxación tardía del saco, la presencia de anillo facilitará su anclaje.

ELECCIÓN DE LENTE MONOFOCAL EN PACIENTES CON GLAUCOMA

Una vez tomada la decisión de operar de catarata a un paciente glaucomatoso, hemos de considerar, entre los diferentes implantes, cuál sería el más adecuado para un caso concreto. Es imprescindible valorar el estado actual del paciente respecto a función visual y cuales de sus funciones visuales alteradas (agudeza visual, sensibilidad al contraste y defectos campimétricos) pudieran ser o no reversibles. No menos imprescindible es conocer las posibilidades existentes en lentes intraoculares monofocales. Y deberíamos hacer también una valoración predictiva sobre las posibles complicaciones futuras respecto a pronóstico visual, necesidad de procedimientos quirúrgicos futuros, progresión de la enfermedad y riesgo de descentramiento de las lentes intraoculares.

Como recomendación inicial general, en la cirugía de catarata de un paciente con glaucoma deberíamos evitar lentes intraoculares que pudieran comprometer más los déficits funcionales propios del glaucoma. Entre los defectos funcionales que presentan los pacientes con glaucoma, los defectos campimétricos no pueden ser solucionados pero la mala agudeza visual, la pérdida de sensibilidad al contraste o los déficits de percepción de colores pueden no verse agravados si seleccionamos adecuadamente la lente intraocular monofocal a implantar.

Con toda la información previa, pasamos a manifestar unas opiniones que deseáramos fueran tomadas como tales según el estilo de práctica actual (2012), con los modelos de lentes monofocales actualmente disponibles y en base a nuestra propia experiencia.

En un paciente con glaucoma, deseáramos que el implante monofocal cumpliera los siguientes requisitos:

Material

Respecto a los materiales, una lente acrílica hidrófoba proporciona una excelente biocompatibilidad, bajo riesgo de contracción capsular anterior y baja tasa de opacificación capsular. Además, el elevado índice de refracción habitual en este tipo de lentes hace que sean más delgadas y, en diseños equiconvexos, la cara anterior es menos curva que con siliconas o acrílicos hidrófilos; por ello, también presentarán menor riesgo de contracción capsular anterior. Sin olvidar la adhesividad demostrada por tal tipo de lentes con las cápsulas, adhesividad que disminuye la tasa de opacificación de cápsula posterior.

La duda, con algunos materiales acrílicos hidrófobos, es el efecto que pudiera suponer sobre la función visual el desarrollo de *glistering*.

Diseño

Mejor los diseños monobloque de hápticos abiertos o tres piezas y con borde posterior cuadrado (menor riesgo de opacificación de cápsula posterior). Evitaríamos los diseños de plato, por su mayor riesgo de contracción de la cápsula anterior.

Filtro amarillo

Respecto al filtro, en pacientes con glaucomas avanzados y donde ya pueden ser patentes los defectos en la percepción de colores recomendaríamos lentes sin filtro amarillo. Pensamos que sus hipotéticos beneficios no superan algunos de sus teóricos inconvenientes en estos casos: si no empeoran la sensibilidad al contraste, o existen dudas al respecto, si empeoran la percepción de colores en condiciones de baja iluminación.

Asfericidad

En general, de todos los apartados precedentes, en casos en los que no existe riesgo de contracción capsular o descentramiento tardío de la lente, las recomendaciones irían orientadas hacia la selección de

una lente libre de aberración esférica o con corrección esférica; el objetivo sería lograr una aberración esférica total de +0,10 μm tras la cirugía de catarata. El lograrlo, exigiría conocer la aberración esférica de una determinada córnea, asumir que la cirugía de catarata o de glaucoma no fuera a influir en ella y seleccionar una lente que compensara tal aberración para lograr una aberración esférica total de +0,10 μm . Demasiados supuestos: posibilidad de medir la aberración esférica corneal, no inducción de aberraciones sobre la córnea por la cirugía y disponibilidad de lente adecuada con la corrección deseada. Además, el beneficio clínico esperado (mejor agudeza visual y mejor sensibilidad al contraste) sólo es patente en pupilas de más de 4 mm y si no existe ningún grado de descentramiento o *tilting*. Por todo lo mencionado, pensamos sería suficiente recomendar una lente libre de aberraciones.

Anillos

Serían necesarios en todos los casos con cierta inestabilidad zonular, pues mejorará la distribución de fuerzas, y en los que pudiera suceder un descentramiento tardío de la lente (pseudoexfoliación), donde el anillo permitiría un mejor anclaje.

CONCLUSIONES

Ante un paciente con glaucoma en el que nos planteamos una cirugía de catarata, se hace especialmente imprescindible un detallado estudio de la función visual y del estado evolutivo del glaucoma (agudeza visual, sensibilidad al contraste y campo visual). Y sería conveniente conocer las aberraciones corneales, el estado pupilar y el posible riesgo de descentramiento postquirúrgico de la lente.

Si la córnea no tiene una aberración positiva excesiva o si el paciente presenta una pupila menor de 4 mm, el implantar una lente esférica o libre de aberración puede ser irrelevante. Si existe un elevado riesgo de inestabilidad capsular o descentramiento postquirúrgico (como en la pseudoexfoliación, por ejemplo), una lente esférica, tórica o esférica-tórica puede estar contraindicada.

La elección de la lente intraocular monofocal la plantearíamos tras responder a tres preguntas básicas:

1. ¿Se trata de un glaucoma avanzado? Si la respuesta es afirmativa, evitaríamos las lentes amarillas que, entendemos, pueden comprometer la percepción de colores en baja iluminación.

2. ¿Existe una alta probabilidad de precisar un procedimiento filtrante en el futuro? Si el riesgo es alto, evitaremos las lentes intraoculares tóricas pues es im-

previsible la evolución del astigmatismo tras un procedimiento filtrante.

3. ¿Existe riesgo de descentramiento de la lente, como por ejemplo en la pseudoexfoliación? En tal caso, evitaremos las lentes esféricas y tóricas y asociaremos la implantación de un anillo intracapsular.

En resumen, en presencia de glaucoma, puede ser importante implantar una lente acrílica hidrófoba, monobloque o en tres piezas, y libre de aberración esférica o esférica. Sin embargo, no es menos importante una depurada técnica que asegure una capsulorrexia de tamaño suficiente, un mínimo daño zonular y una mínima inflamación postquirúrgica, factores asociados a la contracción de la cápsula anterior y a la opacificación de la cápsula posterior. También pudiera ser aconsejable un anillo capsular que distribuirá fuerzas, evitará los descentramientos de la lente y que facilitará las recolocaciones o los recambios en casos de luxaciones tardías del complejo saco-lente.

BIBLIOGRAFÍA

- Hawkins AS, Szlyk JP, Ardickas Z, et al. Comparison of contrast sensitivity, visual acuity and Humphrey visual field testing in patients with glaucoma. *J Glaucoma* 2003; 12: 134-8.
- Shingleton BJ, Crandall AS, Ahmed IK. Pseudoexfoliation and the cataract surgeon: preoperative, intraoperative, and postoperative issues related to intraocular pressure, cataract, and intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1101-20.
- Cheng JW, Wei RL, Cai JP, et al. Efficacy of different intraocular lens materials and optic edge designs in preventing posterior capsular opacification: a meta-analysis. *Am J Ophthalmol* 2007; 143: 428-36.
- Auffarth GU, Brezin A, Caporossi A, et al. European PCO Study Group. Comparison of Nd:YAG capsulotomy rates following phacoemulsification with implantation of PMMA, silicone or acrylic intraocular lenses in four European Countries. *Ophthalmic Epidemiology* 2004; 11: 319-29.
- Werner L, Pandey SK, Escobar-Gomez M, et al. Anterior capsule opacification: a histopathological study comparing different IOL styles. *Ophthalmology* 2000; 107: 463-71.
- Werner L, Pandey SK, Apple DJ, et al. Anterior capsule opacification: correlation of pathologic findings with clinical sequelae. *Ophthalmology* 2001; 108: 1675-81.
- Oshika T, Nagata T, Iishii Y. Adhesion of lens capsule to intraocular lenses of polymethylmethacrylate, silicone, and acrylic foldable materials: an experimental study. *Br J Ophthalmol* 1998; 82: 549-53.
- Nagata T, Minakata A, Watanabe I. Adhesiveness of AcrySof to a collagen film. *J Cataract Refract Surg* 1998; 24: 367-70.
- Linnola RJ. Sandwich theory: bioactivity-based explanation for posterior capsule opacification. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23: 1539-42.
- Linnola RJ, Sund M, Ylönen R, Pihlajaniemi T. Adhesion of soluble fibronectin, laminin and collagen type IV to intraocular lens materials. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25: 1486-91.
- Werner L. Glistenings and surface light scattering in intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 1398-420.
- Morcillo R, Durán S. Lentes monofocales: características generales. LIOs para incisiones sub-2mm. In: Lorente R, Mendicute J, eds. *Cirugía del Cristalino*. Madrid: Mac Line SL; 2008: 798-814.
- Nejima R, Miyata K, Honbau MM, et al. A prospective, randomized comparison of single and three piece acrylic foldable intraocular lenses. *Br J Ophthalmol* 2004; 88: 746-9.
- Zemaitiene R, Jasinkas V, Auffarth G. Influence of three-piece and single-piece designs of two sharp-edge optic hydrophobic

- acrylic intraocular lenses on the prevention of posterior capsule opacification: a prospective, randomized, long-term clinical trial. *Br J Ophthalmol* 2007; 91: 644-8.
15. Bender LE, Nimsgern C, Jose R, et al. Effect of 1-piece and 3-piece AcrySof intraocular lenses on the development of posterior capsule opacification after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 786-9.
 16. Sacu S, Findl O, Menapace R, et al. Comparison of posterior capsule opacification between the 1-piece and 3-piece AcrySof intraocular lenses. *Ophthalmology* 2004; 111: 1840-6.
 17. Leydolt C, Davidovic S, Sacu S, et al. Long-term effect of 1-piece and 3-piece hydrophobic acrylic intraocular lens on posterior capsule opacification; a randomized trial. *Ophthalmology* 2007; 114: 1663-9.
 18. Bilge AH, Aykan Ü, Akin T, Ünsal U. The effects of three-piece or single-piece acrylic intraocular lens implantation on posterior capsule opacification. *Eur J Ophthalmol* 2004; 14: 375-80.
 19. Nejima R, Miyai T, Kataoka Y, et al. Prospective inpatient comparison of 6.0-millimeter optic single-piece and 3-piece hydrophobic acrylic foldable intraocular lenses. *Ophthalmology* 2006; 113: 585-90.
 20. Ness PJ, Werner L, Maddula S, et al. Pathology of 219 human cadaver eyes with 1-piece or 3-piece hydrophobic acrylic intraocular lenses: Capsular bag opacification and sites of square-edged barrier breach. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 923-30.
 21. Wejde G, Kugelberg M, Zetterström C. Position of anterior capsulorrhexis and posterior capsule opacification. *Acta Ophthalmol Scand* 2004; 82: 531-4.
 22. Aykan Ü, Bilge AH, Karadayi K, et al. The effect of capsulorrhexis size on development of posterior capsule opacification: small (4.5 to 5.0 mm) versus large (6.0 to 7.0 mm). *Eur J Ophthalmol* 2003; 13: 541-5.
 23. Smith SR, Daynes T, Hinckley M, et al. The effect of lens edge design versus anterior capsule overlap on posterior capsule opacification. *Am J Ophthalmol* 2004; 138: 521-6.
 24. Werner L, Mamalis N, Izak AM, et al. Posterior capsule opacification in rabbit eyes implanted with 1-piece and 3-piece hydrophobic acrylic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 805-11.
 25. Vargas LG, Izak AM, Apple DJ, et al. Implantation of a single-piece, hydrophilic, acrylic, minus-power foldable posterior chamber intraocular lens in a rabbit model; clinicopathologic study of posterior capsule opacification. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 1613-20.
 26. Werner L, Mamalis N, Pandey SK, et al. Posterior capsule opacification in rabbit eyes implanted with hydrophilic acrylic intraocular lenses with enhanced square edge. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 2403-9.
 27. Vasavada AR, Raj SM. Anterior capsule relationship of the AcrySof intraocular lens optic and posterior capsule opacification; a prospective randomized clinical trial. *Ophthalmology* 2004; 111: 886-94.
 28. Crnej A, Hirschschall N, Nishi Y, et al. Impact of intraocular lens haptic design and orientation on decentration and tilt. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 1768-74.
 29. Taketani F, Yukana E, Ueda T, et al. Effect of tilt of 2 acrylic intraocular lenses on high-order aberrations. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 1182-6.
 30. Hayashi K, Hayashi H, Nakao F, Hayashi F. Comparison of decentration and tilt between one piece and three piece polymethyl methacrylate intraocular lenses. *Br J Ophthalmol* 1998; 82: 419-22.
 31. Lane SS, Burgi P, Milios GS, et al. Comparison of the biomechanical behavior of foldable intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 2397-402.
 32. Menapace RM. Prevention of posterior capsule opacification. In: Kohner T, Koch DD, eds. *Cataract and refractive surgery*. Berlin: Springer-Verlag; 2005: 101-22.
 33. Miyata K, Kato S, Nejima R, et al. Influences of optic edge designs on posterior capsule opacification and anterior capsule contraction. *Acta Ophthalmol Scand* 2007; 85: 99-102.
 34. Davison JA. Capsule contraction syndrome. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19: 582-9.
 35. Hayashi H, Hayashi K, Nakao F, Hayashi F. Anterior capsule contraction and intraocular lens dislocation in eyes with pseudoexfoliation syndrome. *Br J Ophthalmol* 1998; 82: 1429-32.
 36. Werblin TP. Do three-piece PMMA IOLs rotate after implantation in the capsular bag? *J Refract Surg* 1995; 11: 468-71.
 37. Weinand F, Jung A, Stein A, et al. Rotational stability of a single-piece hydrophobic acrylic intraocular lens: a new method for high-precision rotation control. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 800-3.
 38. Buehl W, Findl O, Menapace R, et al. Effect of an acrylic intraocular lens with a sharp posterior optic edge on posterior capsule opacification. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 1105-11.
 39. Nishi O, Nishi K, Mano C, et al. The inhibition of lens epithelial cell migration by a discontinuous capsular bend created by a band-shaped circular loop or a capsule-bending ring. *Ophthalmic Surg Lasers* 1998; 29: 119-25.
 40. Prinz A, Neumayer T, Buehl W, et al. Rotational stability and posterior capsule opacification of a plate-haptic and an open-loop-haptic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 251-7.
 41. Patel CK, Omonde S, Rosen PH, Bron AJ. Postoperative intraocular lens rotation; a randomized comparison of plate and loop haptic implants. *Ophthalmology* 1999; 106: 2190-95; discussion by Apple DJ, 2196.
 42. Till JS, Yoder PR Jr, Wilcox TK, Spielman JL. Toric intraocular lens implantation: 100 consecutive cases. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 295-301.
 43. Ruhsurm I, Scholz U, Zehetmayer M, et al. Astigmatism correction with a foldable toric intraocular lens in cataract patients. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 1022-7.
 44. Mester U, Sauer T, Kaymak H. Decentration and tilt of a single-piece aspheric intraocular lens compared with the lens positioning in young phakic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 485-90.
 45. Findl O, Menapace R, Sacu S, et al. Effect of optic material on posterior capsule opacification in intraocular lenses with sharp-edge optics: randomized clinical trial. *Ophthalmology* 2005; 112: 67-72.
 46. Boyce JF, Bhermi GS, Spalton DJ, et al. Mathematic modeling of the forces between an intraocular lens and the capsule. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 1853-59.
 47. Nishi O, Yamamoto N, Nishi K, Nishi Y. Contact inhibition of migrating lens epithelial cells at the capsular bend created by a Sharp-edged intraocular lens after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 1065-70.
 48. Abela-Formanek C, Amon M, Schild G, et al. Uveal and capsular biocompatibility of hydrophilic acrylic hydrophobic acrylic, and silicone intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 50-61.
 49. Hayashi K, Hayashi H. Posterior capsule opacification in the presence of an intraocular lens with a sharp versus rounded optic edge. *Ophthalmology* 2005; 112: 1550-6.
 50. Shah A, Spalton DJ, Gilbert C, et al. Effect of intraocular lens edge profile on posterior capsule opacification after extracapsular cataract surgery in developing country. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 1259-66.
 51. Buehl W, Findl O. Effect of intraocular lens design on posterior capsule opacification. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 1976-85.
 52. Maddula S, Werner L, Ness P, et al. Pathology of 157 human cadaver eyes with round-edged or modern square-edged silicone intraocular lenses: analyses of capsule bag opacification. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 740-8.
 53. Buehl W, Findl O, Menapace R, et al. Long-term effect of optic edge design in an acrylic intraocular lens on posterior capsule opacification. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 954-61.
 54. Ellis MF. Sharp-edged intraocular lens design as a cause of permanent glare. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 1061-4.
 55. Holladay JT, Lang A, Portney V. Analysis of edge glare phenomena in intraocular lens edge designs. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25: 748-52.
 56. Erie JC, Bandhauer MH, McLaren JW. Analysis of postoperative glare and intraocular lens design. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 614-21.
 57. Barbero S, Marcos S, Jimenez-Alfaro I. Optical aberrations of intraocular lenses measure in vivo and in vitro. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 2003; 20: 1841-51.

58. Montes-Mico R, Ferrer-Blasco T, Cerviño A. Analysis of the possible benefits of aspheric intraocular lenses: Review of the literature. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 172-81.
59. Paletta Guedes RA, Paletta Guedes VM, Aptel F. Implants multifocaux, toriques et asphériques pour les patients glaucomateux. *J Fr Ophtalmol* 2011; 34: 387-91.
60. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Piers PA. Prospective randomized trial of an anterior surface modified prolate intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2002; 18: 692-6.
61. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Piers PA. Improved functional vision with a modified prolate intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 986-92.
62. Mester U, Dillinger P, Anterist N. Impact of a modified optic design on visual function: clinical comparative study. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 652-60.
63. Kershner RM. Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric, silicone, and acrylic intraocular lenses; prospective evaluation. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 1684-96.
64. Bellucci R, Scialdone A, Buratto L, et al. Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses; a multicenter randomized study. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 712-7.
65. Mendicutie J, Úbeda M, Gutiérrez E. Incisiones corneales enfrentadas y aberraciones corneales. In: Cristóbal JA, ed. *Corrección del astigmatismo*. Madrid: Mac Line SL; 2006: 179-90.
66. Holladay JT, Piers PA, Koranyi G, et al. A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2002; 18: 683-91.
67. Beiko GH, Haigis W, Steinmueller A. Distribution of corneal spherical aberration in a comprehensive ophthalmology practice and whether keratometry can predict aberration values. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 848-58.
68. Thiagarajan M, McClenaghan R, Anderson DF. Comparison of visual performance with an aspheric intraocular lens and a spherical intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 1993-2000.
69. Levy Y, Segal O, Avni I, Zadok D. Ocular higher-order aberrations in eyes with supernormal vision. *Am J Ophthalmol* 2005; 139: 225-8.
70. Grimson JM, Schallhorn SC, Kaupp SE. Contrast sensitivity: establishing normative data for use in screening prospective naval pilots. *Aviat Space Environ Med* 2002; 73: 28-35.
71. Beiko GH. Personalized correction of spherical aberration in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 1455-60.
72. Marron JA, Bailey IL. Visual factors and orientation-mobility performance. *Am J Optom Physiol Opt* 1982; 59: 413-26.
73. Turano KA, Dagnelie G, Herdman SJ. Visual stabilization of posture in persons with central visual field loss. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1996; 37: 1483-91.
74. Rubin GS, Bandeen-Roche K, Huang G, et al. The Association of Multiple Visual Impairments with Self-Reported Visual Disability: SEE Project. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001; 41: 64-72.
75. Ginsburg AP. Visual information processing based on spatial filters constrained by biological data. Technical Report, USAF Aerospace Medical Research Laboratory, AMRL-TR-78-129; 1980; 1-2.
76. Tieger T, Ganz L. Recognition of faces in the presence of two-dimensional sinusoidal masks. *Perception and Psychophysics* 1979; 26: 163-7.
77. Fiorentini A, Maffei L, Sandini G. The role of high spatial frequencies in face perception. *Perception* 1983; 12: 195-201.
78. Taketani F, Matsuura T, Yukuwa E, Hara Y. Influence of intraocular lens tilt and decentration on wavefront aberrations. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 2158-62.
79. Piers PA, Weeber HA, Artal P, Norrby S. Theoretical comparison of aberration-correcting customized and aspheric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2007; 23: 374-84.
80. Baumeister M, Bühren J, Kohlen T. Tilt and decentration of spherical and aspheric intraocular lenses: Effect on higher-order aberrations. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1006-12.
81. Eppig T, Scholz K, Löffler A, et al. Effect of decentration and tilt on the image quality of aspheric intraocular lens designs in a model eye. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1091-100.
82. Marcos S, Barbero S, Jiménez-Alfaro I. Optical quality and depth-of-field of eyes implanted with spherical and aspheric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2005; 21: 223-35.
83. Fukuoka S, Amano S, Honda N, et al. Effect of trabeculectomy on ocular and corneal higher order aberrations. *Jpn J Ophthalmol* 2011; 55: 460-6.
84. Hugkulstone CE. Changes in keratometry following trabeculectomy. *Br J Ophthalmol* 1991; 75: 217-8.
85. Cunliffe IA, Dapling RB, West J, Longstaff S. A prospective study examining the changes in factors that affect visual acuity following trabeculectomy. *Eye* 1992; 6: 618-22.
86. Egrilmez S, Ates H, Nalcaci S, et al. Surgically induced corneal refractive change following glaucoma surgery: nonpenetrating trabeculectomy versus trabeculectomy. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 1232-9.
87. Dietze PJ, Oram O, Kohlen T, et al. Visual function following trabeculectomy: effect on corneal topography and contrast sensitivity. *J Glaucoma* 1997; 6: 99-103.
88. Cunliffe IA, Dapling RB, West J, Longstaff S. The effect of trabeculectomy on corneal topography [letter]. *Ophthalmic Surg* 1993; 24: 57-65.
89. Claridge KG, Galbraith JK, Karmel V, Bates AK. The effect of trabeculectomy on refraction, keratometry and corneal topography. *Eye* 1995; 9: 292-8.
90. Kadowaki H, Mizoguchi T, Kuroda S, et al. Surgically-induced astigmatism following single-site phacotrabeculectomy, phacotrabeculectomy and advanced non-penetrating phacotrabeculectomy. *Semin Ophthalmol* 2001; 16: 158-61.
91. Hong YJ, Choe CM, Lee YG, et al. The effect of mitomycin-C on postoperative corneal astigmatism in trabeculectomy and a triple procedure. *Ophthalmic Surg Lasers* 1998; 29: 484-9.
92. Gaillard ER, Zheng L, Merriam JC, Dillon J. Age-related changes in the absorption characteristics of the primate lens. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2000; 41: 1454-9.
93. Mellerio J. Yellowing of the human lens: nuclear and cortical contributions. *Vision Res* 1987; 27: 1581-7.
94. Thapan K, Arendt J, Skene DJ. An action spectrum for melatonin suppression: evidence for a novel non-rod, non-cone photoreceptor in humans. *J Physiology* 2001; 535: 261-7.
95. Berson DM, Dunn FA, Takao M. Phototransduction by retinal ganglion cells that set the circadian clock. *Science* 2002; 295: 1070-3.
96. Albert JA. The physiology of scotopic vision, contrast vision, color vision, and circadian rhythmicity. Can these parameters be influenced by blue-light-filter lenses? *Retina* 2008; 28: 1179-87.
97. Van den Kraats J, van Norren D. Sharp cut-off filters in intraocular lenses to optimize the balance between light reception and light protection. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 879-87.
98. Espindle D, Crawford B, Maxwell A, et al. Quality of life improvements in cataract patients with bilateral blue light filtering intraocular lenses: clinical trial. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 1952-9.
99. Muftuoglu O, Karel F, Duman R. Effect of a yellow intraocular lens on scotopic vision, glare disability and blue color perception. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 658-66.
100. Mainster MA, Sparrow JR. How much blue light should an IOL transmit? *Br J Ophthalmol* 2003; 87: 1523-8.
101. Leibovitch I, Lai T, Porter N, et al. Visual outcomes with the yellow intraocular lens. *Acta Ophthalmol Scan* 2006; 84: 95-9.
102. Raj SM, Vasavada AR, Nanavaty MA. AcrySof Natural SN60AT versus AcrySof SA60AT intraocular lens in patients with color vision defects. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 2324-8.
103. Rodríguez-Galietero A, Montés-Micó R, Muñoz G, Albarrán-Diego C. Blue-light filtering intraocular lens in patients with diabetes: contrast sensitivity and chromatic discrimination. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 2088-92.
104. Yuan Z, Reinach P, Yuan J. Contrast sensitivity and color vision with a yellow intraocular lens. *Am J Ophthalmol* 2004; 138: 138-140.
105. Bhattacharjee H, Bhattacharjee K, Medhi J. Visual performance: comparison of foldable intraocular lenses. *J Cat Refract Surg* 2006; 32: 451-5.
106. Mester U, Holz F, Kohlen T, et al. Intraindividual comparison of a blue-light filter on visual function: AF-1 (UY) versus AF-1 (UV) intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 608-15.

107. Kara-Junior N, Espindola RF, Gomes BAF, et al. Effects of blue light-filtering intraocular lenses on the macula, contrast sensitivity, and color vision after a long-term follow-up. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 2115-9.
108. Wang H, Wan J, Fan W, Wang W. Comparison of photochromic, yellow, and clear intraocular lenses in human eyes under photopic and mesopic lighting conditions. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 2080-6.
109. Werner L, Mamalis N, Romanic N, et al. New photochromic foldable intraocular lens: preliminary study of feasibility and biocompatibility. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 1214-21.
110. Pierre A, Wittich W, Faubert J, Overbury O. Luminance contrast with clear and yellow-tinted intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 1248-52.
111. Mainster MA. Violet and blue-light blocking intraocular lenses: photoprotection versus photoreception. *Br J Ophthalmol* 2006; 90: 784-92.
112. Hammond B, Renzi L, Sachak S, Brint S. Contralateral comparison of blue-filtering and non-blue-filtering intraocular lenses: glare disability, heterochromatic contrast and photostress recovery. *Clin Ophthalmol* 2010; 4: 1465-73.
113. Gray R, Perkins S, Suryakumar R, et al. Reduced effect of glare disability on driving performance in patients with blue light-filtering intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 38-44.
114. Ohhama K, Ohta Y, Saiki W, et al. The effect of tinted posterior chamber IOLs on vision. *Doc Ophthalmol Proc Ser* 1993; 56: 135-42.
115. Rodríguez-Galíetero A, Montés-Micó R, Muñoz G, Albarrán-Diego C. Comparison of contrast sensitivity and color discrimination after clear and yellow intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 1736-40.
116. Vuori M, Mantjarvi M. Color vision and retinal nerve fibre layer photography in patients with an AcrySof Natural intraocular lens. *Acta Ophthalmol Scand* 2006; 84: 92-4.
117. Mester U, Behr J, Kaymak H. Intraindividuelle Untersuchung von Farbwahrnehmung und Kontrastempfindlichkeit bei Intraokularlinsen mit und ohne Blaulichtfilter. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2007; 224. DOI: 10.1055/ 976240.
118. Cionni RJ, Tsai JH. Color perception with AcrySof natural and AcrySof single-piece intraocular lenses under photopic and mesopic conditions. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 236-42.
119. Greenstein V, Chiosi F, Baker P et al. Scotopic sensitivity and color vision with a blue light absorbing intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 667-72.
120. Hayashi K, Hayashi H. Visual function in patients with yellow tinted intraocular lenses compared with non-tinted intraocular lenses. *Br J Ophthalmol* 2006; 90: 1019-23.
121. Marshall J, Cionni RJ, Davison J, et al. Clinical results of the blue-light-filter AcrySof Natural foldable acrylic intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 2319-23.
122. Walter S, Kuchenbecker J, Müller S, Behrens-Baumann W. Vergleich zweier Intraokularlinsen HOYA AF-1 VA 60BB und HOYA AF-1 YA60BB-vorläufige Ergebnisse. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2005; 222: S8.
123. Wohlfahrt C, Tschuschnig K, Fellner P, et al. Visual function with blue light filter IOLs. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2007; 224: 23-7.
124. Price FW, Mackool RJ, Miller KM, et al. Interim results of the United States investigational device study of Ophtec capsular tension ring. *Ophthalmology* 2005; 112: 460-5.
125. Jacob S, Agarwal A, Agarwal A, et al. Efficacy of a capsular tension ring for phacoemulsification in eyes with zonular dialysis. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 315-21.
126. Bayraktar S, Alton T, Kucuksumer Y, et al. Capsular tension ring implantation after capsulorhexis in phacoemulsification of cataracts associated with pseudoexfoliation syndrome: intraoperative complications and early postoperative findings. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 1620-8.
127. Gimbel HV, Sun R, Heston JP. Management of zonular dialysis in phacoemulsification and IOL implantation using the capsular tension ring. *Ophthalmic Surg Lasers* 1997; 28: 273-81.
128. Moreno-Montañés J, Rodríguez-Conde R. Capsular tension ring in eyes with pseudoexfoliation. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 2241-2.
129. Menapace R, Findl O, Georgopoulos M, et al. The capsular tension ring: designs, applications, and techniques. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 898-912.
130. Waheed K, Eleftheriadis H, Liu C. Anterior capsular phimosis in eyes with a capsular tension ring. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 1688-90.
131. Moreno-Montañés J, Sánchez-Tocino H, Rodríguez-Conde R. Complete anterior capsule contraction after phacoemulsification with acrylic intraocular lens and endocapsular ring implantation. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 717-9.
132. Faschinger CW, Eckhardt M. Complete capsulorhexis opening occlusion despite capsular tension ring implantation. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25: 1013-5.
133. Lee DH, Shin SC, Joo CK. Effect of a capsular tension ring on intraocular lens decentration and tilting after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 843-6.