

Trabajo Fin de Grado

DISEÑO DE LENTES INTRAOCULARES TÓRICAS Y EVALUACIÓN DE SU CALIDAD ÓPTICA EN OJO MODELO / TORIC INTRAOCULAR LENS DESIGN AND ITS QUALITY EVALUATION IN A MODEL EYE

Autor/es

KEVIN MOLDVAI

Director/es

LAURA REMÓN MARTÍN
JESÚS PÉREZ GRACIA

ÍNDICE

1.INTRODUCCIÓN	2
1.1 ESTRUCTURAS DEL OJO HUMANO Y CARACTERÍSTICAS	2
1.2 ENVEJECIMIENTO OCULAR Y SUS REPERCUSIONES	3
1.3 SOLUCIÓN A LA CATARATA: EL OJO PSEUDOFÁQUICO	4
1.4 LIOs TÓRICAS	4
1.5 EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN	6
2. OBJETIVOS	7
3. MATERIALES Y MÉTODOS	7
3.1 OJO MODELO	7
2.2 DISEÑO DE LIOs-T	8
3.3 SIMULACIONES NUMÉRICAS	10
4. RESULTADOS	11
5. DISCUSIÓN	17
5.1 CONCLUSIÓN	18
6. BIBLIOGRAFÍA	18
7. ANEXO	22

1.INTRODUCCIÓN

1.1 ESTRUCTURAS DEL OJO HUMANO Y CARACTERÍSTICAS

Un 80% de la información que se recibe es visual, eso hace que el ojo humano sea uno de los órganos más importantes del cuerpo. Está compuesto por diferentes estructuras: córnea, humor acuoso (HA), iris (pupila), cristalino, humor vítreo (HV) y retina finalmente, desde más externo a más interno respectivamente. Todas estas estructuras intraoculares componen el sistema visual, el cual permite detectar estímulos luminosos (ondas electromagnéticas), que a su vez las podemos separar en 2 diferentes cualidades propias de la luz: intensidad y longitud de onda (λ). Para que este fenómeno ocurra, la luz debe de seguir un recorrido que atraviese estas estructuras hasta llegar a la retina que es la porción neurosensorial del ojo, que, gracias a ella, la energía luminosa que llega a los fotorreceptores (conos y bastones) se convierte en potenciales eléctricos que viajan al cerebro a través del nervio óptico, de manera que el cerebro interpreta esta información en forma de imágenes. Tampoco hay que olvidarse de las estructuras externas que componen el ojo humano tales como los párpados, las pestañas, la lágrima, esclerótica y conjuntiva, cuya función, en la mayor parte, es la de proteger y mantener lubricada la córnea.

La córnea es la primera superficie refractiva del ojo. Está compuesta por diferentes capas, la primera capa de esta es el epitelio corneal que, sumado a las demás capas que la conforman: membrana de Bowman, estroma, membrana de Descemet y el endotelio corneal. La suma de grosores de estas capas determina el grosor de la córnea, que de media abarca alrededor de 0,54 mm [1] en la zona central de la misma, siendo mayor en la zona periférica de la córnea.

Desde un punto de vista óptico, la córnea puede ser considerada como un menisco positivo formado por dos dioptrios convexos con un índice de refracción (n) de 1,376, con un radio de curvatura anterior de 7,8 mm y un radio posterior de 6,5 mm [2]. Aunque la diferencia entre la medida de los radios no es muy notoria, es el primero de ellos el que soporta el mayor eso de la refracción de la luz debido a la diferencia de medios de índice de refracción que separa. A partir de los radios de curvatura de la córnea y teniendo en cuenta la separación de índices de refracción, se puede calcular el poder refractor total corneal utilizando la ecuación de lente gruesa, dando un resultado aproximado de 42-43 D. Es bien conocido, que la córnea no es una superficie esférica sino que el radio de curvatura es variable desde el centro a la periferia, y que se puede definir como una elipse prolata, es decir, la geometría de la córnea es tal que se va aplanando a medida que nos vamos alejando hacia la periferia de la misma, presentando así un parámetro de asfericidad promedio, en una población joven, de $Q \cong -0,26$ [3], lo que le confiere una aberración esférica (AE) de la cara anterior de la córnea positiva de, aproximadamente, +0,30 μm cuando el diámetro pupilar es de 6 mm [4].

El próximo elemento con poder refractor que se encuentra, si nos adentramos más en profundidad en el ojo, es el cristalino. Es una lente gruesa biconvexa, flexible, transparente y sin vasos con un espesor central que puede variar entre los 3,64 mm hasta 5,40 mm y con unos radios anterior y posterior, aproximadamente, de 11 y -6 mm respectivamente [5]. Se encuentra situado justo de detrás del iris, entre el HA por delante y el HV por detrás.

En cuanto al índice de refracción, el cristalino, no tiene un índice de refracción uniforme en toda su anatomía como lo tiene la córnea, varía de forma gradual desde el centro a la periférica, encontrándose unos valores de $n=1,40$ -1,41 en la zona central y de $n=1,36$ en la zona periférica (lente GRIN, “gradient-index” lens). Conociendo ahora los datos propios del cristalino, se puede calcular el poder refractor del mismo, que aproximadamente será de 20 D. Este valor, sumado al poder refractor de la córnea, nos permitirá focalizar los rayos en la retina permitiéndonos apreciar los objetos debidamente.

El cristalino es el responsable de la acomodación, lo que permite aumentar su potencia dióptrica para enfocar objetos cercanos [6].

Al contrario que la córnea el cristalino de una persona joven tiene AE con un valor negativo, el cual, en valor absoluto, es ligeramente inferior a la de la córnea. Todo esto en conjunto da como resultado una AE total del ojo positiva, aproximadamente de $(+0.036 \pm 0.04 \mu\text{m})$ [7].

El iris se encuentra entre 3 y 4.5 mm por detrás de la córnea, está altamente pigmentado, delimitando la pupila y por lo tanto controla la cantidad de luz que entra en el ojo. Su tamaño depende de muchos factores como la intensidad de luz, la vergencia del objeto y la edad. Además, tiene una influencia en la calidad de las imágenes formadas por el ojo. Con tamaños pequeños de pupila predominan los efectos de difracción sobre las aberraciones. Por el contrario, los efectos de las aberraciones sobre la calidad visual se hacen más patente con pupilas grandes.

La retina es la parte posterior del ojo donde las imágenes producidas por la óptica son proyectadas. En ella se encuentra la mácula, que es la porción anatómica retiniana en donde, si los rayos focalizan en ese punto, más en concreto en la fovea, se consigue una visión detallada o nítida del objeto que se está observando. Esto es por la aparición de una mayor densidad de un tipo de fotorreceptores, los conos, que se encargan de este tipo de visión en detalle.

1.2 ENVEJECIMIENTO OCULAR Y SUS REPERCUSIONES

Los diferentes aspectos del rendimiento visual se degradan continuamente con la edad, incluso en sujetos normales y sanos. La visión espacial, evaluada por la agudeza visual y la sensibilidad al contraste, disminuye a lo largo de la vida. Este deterioro puede suceder a causa de la degradación puramente óptica (incremento de las aberraciones), pérdidas retinianas y también neuronales. El empeoramiento de la óptica con la edad puede ser causa del deterioro de la córnea, del cristalino o de una combinación de los dos. Sin embargo, los cambios que se producen en la córnea con la edad no son muy significativos comparados con lo que se producen en el cristalino. Se ha comprobado que existen cambios muy apreciables en la aberración esférica del cristalino con la edad. El cristalino presenta una reducción progresiva de la AE interna negativa con el envejecimiento hacia valores cercanos a cero o incluso pequeñas contribuciones positivas [8], es decir, la AE del cristalino pasa de ser negativa en los jóvenes, a valores con tendencia positiva a partir de los 35-40 años. Por lo tanto, con la edad existe un aumento de las aberraciones que influye en la calidad óptica del ojo debido a que la aberración esférica positiva de la córnea no es compensada por la del cristalino.

Además, por el envejecimiento en el cristalino se producen dos efectos importantes: la pérdida de la función de acomodación (presbicia) y más tarde la pérdida de transparencia (catarata).

La presbicia empieza a ocurrir a edades cercanas a los 40 años y se define como la pérdida progresiva de la flexibilidad del cristalino, perdiendo así esa cualidad propia de poder enfocar a distancias cercanas.

La catarata, es una opacificación progresiva del cristalino, habitualmente se da en ambos ojos, aunque puede que no posean el mismo grado de afectación. La catarata afecta a la función visual, reduciendo la AV y la sensibilidad al contraste como consecuencia de la dispersión (scattering). El único tratamiento que existe en la actualidad es el reemplazo del cristalino opacificado por una lente artificial denominada lente intraocular (LIO). Actualmente la cirugía de cataratas es considerada una cirugía refractiva que además de sustituir el cristalino opacificado intenta corregir el error refractivo previo a la cirugía, eligiendo la potencia correspondiente teniendo en cuenta los parámetros anatómicos de cada paciente.

1.3 SOLUCIÓN A LA CATARATA: EL OJO PSEUDOFÁQUICO

El mercado actual de LIOs es muy amplio y encontramos mucha variedad a la hora de elegir una lente intraocular. Las LIOs monofocales calculadas para compensar sólo la visión de lejos del paciente y las LIOs multifocales que proporcionan buena visión tanto de lejos como de cerca, lo que hace que no se requiera el uso de gafas para visión cercana como es en el caso de las LIOs monofocales. Sin embargo, las LIOs monofocales manifiestan una ventaja en cuanto a calidad de imagen frente a las multifocales, al presentar solamente un foco, estos no producen ningún efecto de halos luminosos ni disminuciones en la sensibilidad al contraste en el portador de la LIO [9]. Recientemente, ha aparecido en el mercado las LIOs tóricas (LIO-T) para compensar el astigmatismo corneal preoperatorio.

Los diferentes modelos de LIO inducen diferentes tipos de patrones de aberración de frente de onda Z_4^0 , que se corresponde con el polinomio de Zernike de AE de cuarto orden. Las LIO convencionales tienen superficies esféricas y una aberración esférica positiva [10] y, por lo tanto, aumentan la aberración esférica ocular positiva de un ojo en una persona promedio, teniendo un efecto secundario útil, como es la profundidad de enfoque. Por otro lado, están los diseños de LIOs asféricas de AE negativa o AE neutra que intentan aumentar la calidad de visión y la sensibilidad al contraste, tanto en condiciones escotópicas como mesópicas con respecto a una LIO esférica [11]. Las LIO asféricas típicas se han diseñado con aberración esférica negativa para compensar la AE positiva promedio de la córnea humana, mientras que otros diseños corrigieron parcialmente la AE corneal dejando una AE ocular total ligeramente positiva. La principal desventaja de estas LIO es que los niveles de aberración corneal son variables, por ejemplo, después de que la corrección refractiva miope AE corneal cambia a un valor más positivo, mientras que después de la corrección refractiva hipermetrópica, la AE corneal cambia de un valor positivo a un valor negativo [12]. En ambos casos, la AE negativa de la LIO puede no ser beneficiosa para el paciente. Recientemente, algunas LIO asféricas se han diseñado para estar libres de aberraciones, es decir, sin ninguna aberración esférica. No agregan ninguna aberración a la que ya existe en el ojo y, por lo tanto, permanece con la AE corneal original. La principal ventaja de este tipo de lentes es que están menos afectados por la descentración errores en comparación con las LIO de aberración esférica negativa [13].

1.4 LIOs TÓRICAS

Bien es sabido que en la cirugía de cataratas se cambia el estado refractivo del paciente y, como se ha mencionado anteriormente, hay LIOs que corrigen solamente el componente esférico y otras que modifican tanto el esférico como el cilíndrico de la persona. Alrededor del 20% de pacientes que presentan un astigmatismo preoperatorio de 1.25 D o superior [14], además de que puede existir astigmatismos residuales postoperatorios que impiden la emetropía, lo que se convierte en una razón de peso para utilizar gafas después de la cirugía. Corregir este astigmatismo residual puede significar una gran mejoría de la agudeza visual además de la sensibilidad al contraste para ambas distancias, de lejos y de cerca. Este astigmatismo se puede corregir con LIOs tóricas o con incisiones corneales relajantes. Sin embargo, las incisiones solamente pueden llegar a corregir un valor bajo de astigmatismo y son muy impredecibles. Esto hace, que las LIOs-T sean la mejor opción de tratamiento para corregir el astigmatismo corneal preoperatorio. El principal inconveniente que presenta este tipo de LIOs es que pueden rotar dentro del saco capsular y por lo tanto afecta a los resultados visuales, reduciendo la agudeza visual y la sensibilidad al contraste. Por lo que es de suma importancia la correcta implantación de la LIO-T es el eje propuesto. Según el teorema de Euler, la rotación de la LIO en 1° con respecto al eje puede llegar a significar una pérdida de la potencia cilíndrica de un 3.3% [15]. El efecto de corrección astigmática se elimina si la LIO se gira 30°. Las LIO tóricas muestran la mayor rotación en el postoperatorio precoz con una poca rotación pasada la primera semana [16,17].

Existen en el mercado gran cantidad de LIOs tóricas, disponibles tanto en diseños monofocales como multifocales [18,19]. En el anexo 1 se muestran características de algunas LIO-T que actualmente se encuentran en el mercado. Cada una de estas lentes presentan características diferentes dentro del mismo grupo, los materiales en los que están fabricados y la más diversa forma de hápticos [20] (véase **Figura 1**). Las LIOs pueden ser fabricadas en dos materiales (acrílico y silicona), permitiendo así implantar LIOs plegadas en inyectores para su fácil introducción dentro del ojo sin realizar incisiones muy grandes, que favorecen el tiempo de recuperación y reducen el astigmatismo generado durante la cirugía. En cuanto a los materiales acrílicos, existen básicamente dos materiales de fabricación: hidrofílicos e hidrófobos. Los materiales hidrofílicos se caracterizan por presentar una mayor probabilidad de opacificación de la cápsula posterior frente a los hidrófobos [24]. Sin embargo, las lentes hidrofílicas presentan unos mejores resultados en cuanto a calidad visual [21].

La toricidad de estas LIOs puede presentarse tanto en la superficie anterior donde, en el caso de las LIOs esféricas, aparece simultáneamente con superficies esféricas. También, puede aparecer en la superficie posterior de la lente, o incluso en ambas caras, creando lentes bitóricas. La mayoría de las casas comerciales disponen de un abanico enorme de posibilidades para todos los pacientes y un rango de potencias cilíndricas amplio. Estéticamente la principal diferencia de las LIOs tóricas con las LIOs de potencia esférica viene dada por las marcas de los ejes de la potencia cilíndrica situadas en la periferia de la óptica junto a los hápticos, que son de gran importancia para la correcta colocación de la LIO-T dentro del ojo. Para ello, en el preoperatorio, el oftalmólogo realiza, a modo de guía, unas marcas en el exterior del ojo del paciente para que en el intraoperatorio el cirujano la pueda situar adecuadamente.

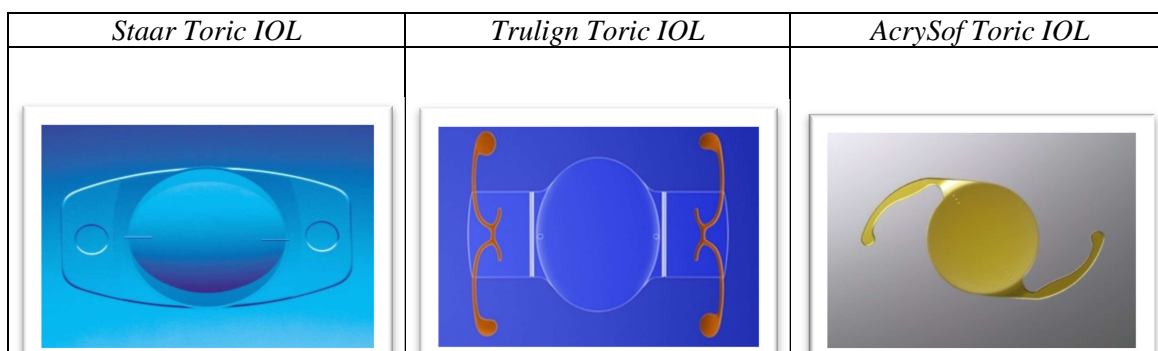


Figura 1. *Diferentes diseños de hápticos de diferentes LIOs-T comerciales.*

Numerosos estudios clínicos han valorado la eficacia de LIO-T tras cirugía de cataratas. En un estudio clínico [22] se comparó la calidad visual en pacientes con un astigmatismo corneal de al menos 1,25 D, a los que se les implantó LIOs-T y LIOs monofocales esféricas de manera aleatoria. Los modelos de LIOs utilizados para este estudio fueron *Acrysoft aspherical toric IOL (model SN6AT3-T9)* para la lente tórica y la *AcrySof aspherical IOL (model SN60WF)* para la LIO control. Los resultados obtenidos muestran una gran independencia del uso de gafas después de ser sometidos a la operación tras la implantación de LIOs-T. Se encontró un mejor UDVA (del inglés *uncorrected distance visual acuity*, que se traduce como la agudeza visual a distancia no corregida) y un menos astigmatismo refractivo después de la implantación de LIO tórica en comparación con la implantación de la LIO control. Sin embargo, no se encontraron diferencias sustanciales en la calidad de la visión después de la implantación de LIO tórica o de control. La calidad de visión se evaluó mediante la sensibilidad al contraste (tabla CSV-1000), la aberrometría y el error refractivo. A los 6 meses después de la operación, la sensibilidad al contraste había mejorado en ambos grupos hasta valores para una población con visión normal. Estos resultados son similares a los resultados obtenidos en estudios clínicos semejantes [23,24]. En todos los estudios se realizaron las pruebas con las mismas LIOs tóricas y las mismas LIOs control dando, también, porcentajes muy altos de independencia a las gafas con las LIOs tóricas.

En otro estudio se analiza la calidad de imagen en un ojo simulado variando la rotación de la lente intraocular tórica [25]. Se utilizó una apertura pupilar de 3 mm para evitar las HOAs (del inglés, *High Order Aberrations*, que significa aberraciones de alto orden) que puedan causar pupilas de mayor tamaño. Se utilizó una córnea libre de aberraciones junto con una lente tórica (*Acrysoft IQ IOL*) con AE negativa, creando así un sistema con una AE negativa total. Hay que decir que los valores de AE no se alteran con las rotaciones de la LIO dentro del ojo, siempre van a ser las mismas.

Los resultados muestran un deterioro progresivo de la calidad de imagen a medida que el ángulo de descentramiento rotacional aumenta, además, el deterioro de la imagen no era el mismo para cada paso de 5° de rotación. Es decir, una rotación de 5° no provocaba el mismo deterioro de imagen que un descentramiento de 10°, sino que éste era mayor.

1.5 EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE LA IMAGEN

La implantación de una LIO es un procedimiento invasivo y por lo tanto es de suma importancia evaluar la calidad de imagen de una LIO antes de que ésta sea implantada en un paciente.

Para poder cuantificar las aberraciones de un determinado sistema óptico se emplean diferentes métricas. Una de ellas es la MTF (del inglés, *Modulation Transfer Function*, traducido como la función de transferencia de modulación), que se define como la capacidad de un sistema óptico de reproducir los niveles de detalle de una imagen. Dicho de otro modo, la MTF es la reducción del contraste en función de la frecuencia espacial de la imagen cuando pasa por un determinado sistema óptico [26]. El tipo de objeto que se utiliza para calibrar la calidad de un determinado sistema óptico es la mira de Foucault. Consta de una serie de barras negras y blancas alternadas con una frecuencia espacial (líneas/mm) como en (**Fig. 2 izquierda**).

La MTF se puede representar como una curva frente a la frecuencia espacial del objeto y a su vez representa la calidad de un sistema óptico considerado (**Fig. 2 derecha**). La curva A muestra el desempeño de un sistema perfecto (limitado por difracción). En cambio, en un sistema limitado por aberraciones la curva se situará en valores inferiores (curvas B y C) [27].

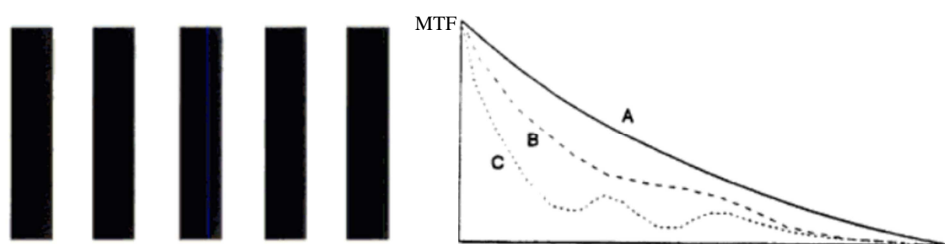


Figura 2. Izquierda) Mira de Faucault. **Derecha)** Curva MTF frente a la frecuencia espacial: sistema A: limitado por difracción; sistemas B y C limitado por aberraciones.

Otra métrica utilizada para valorar la calidad de imagen de un determinado sistema óptico es la aberrometría del frente de onda. La aberración del frente de onda (diferencia entre el frente de onda ideal y el frente de onda real) es posible descomponerla a través de los polinomios de Zernike [28]. Cada polinomio queda nombrado conforme al sistema de doble índice (Z_n^m), donde n representa el orden radial y m la frecuencia angular.

Como se ha comentado anteriormente, la calidad del ojo se ve influenciada por la difracción y las aberraciones. Las aberraciones se pueden dividir en dos categorías: las aberraciones de bajo orden (denominadas también de segundo orden) y las aberraciones de alto orden (HOA). Las aberraciones de segundo orden son aquellas que tienen un mayor impacto en la agudeza visual

(AV), como son el desenfoque esférico y el astigmatismo. Sin embargo, estas aberraciones pueden ser compensadas con lentes en gafa, lentes de contacto (LC) o incluso con la cirugía refractiva, como pueden ser el láser “in situ keratomileusis” (LASIK) o la “photorefractive keratectomy”, que se traduce como la queratectomía fotorrefractiva (PRK). Dentro de las HOA se incluyen las aberraciones de tercer orden y superior y, a pesar de que son el tipo de aberración menos frecuente dentro del ojo, las más frecuentes son la AE y el coma. La AE ocurre cuando los rayos marginales y los rayos paraxiales no enfocan en el mismo plano y depende fuertemente del tamaño de la apertura. El coma que ocurre para rayos fuera de eje y se caracteriza porque la imagen de un punto a través de un sistema óptico es una imagen con forma de cometa. La diferencia entre estas dos aberraciones es que la AE mejora con la miosis pupilar, mientras que el coma no [29]. Aunque bien es sabido que todas las HOA sí son dependientes al diámetro pupilar, a mayor diámetro de la pupila mayores serán estos valores de HOA.

Otro parámetro a tener en cuenta es el error cuadrático medio del frente de onda o RMS (del inglés *root mean square*), que proporciona un valor numérico, frecuentemente en micras, de la desviación del frente de onda que se ha medido respecto al frente de onda ideal [30]. En su forma matemática figura como la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de los coeficientes de Zernike.

2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este estudio es evaluar la calidad de imagen que proporcionan diferentes diseños de LIOs-T y su tolerancia ante inclinaciones, descentramientos y rotaciones dentro del saco capsular de un ojo modelo.

Para llevar a cabo este objetivo, es preciso diseñar LIOs-T con diferente valor de toricidad, y con geometría asférica de dos tipos: AE negativa, para compensar totalmente la aberración corneal, y AE neutra, para no alterar la aberración corneal. A su vez es preciso la generación de una toricidad corneal, en el ojo modelo pseudofáquico, que compense la toricidad de las LIOs. Los resultados solamente se han llevado a cabo numéricamente y no se han obtenido experimentalmente.

Finalmente, se presentan y comparan los resultados de rendimiento óptico obtenidos para los diferentes valores de toricidad y asfericidad de LIO, además de incluir en la comparación las LIOs tóricas con superficies esféricas, generados ante las inclinaciones, descentramientos y rotaciones.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 OJO MODELO

Para el diseño de las LIOs tóricas y para la evaluación de sus respectivos efectos en el rendimiento óptico, producidos por descentramientos, rotaciones e inclinaciones se implementó un modelo numérico de un ojo pseudofáquico con un software de diseño óptico ZEMAX® (OpticsStudio; edición 2005). El ojo modelo se basó en el ojo esquemático de Atchinson (ver **Tabla 1**) con el cristalino sustituido por una lente intraocular tórica de potencia variable para cada diseño (véase **Tabla 2**). La córnea modelo tiene una potencia de 42,36 D y una aberración esférica de 0,02178 μm para una pupila de 3 mm y 0,3539 μm para un tamaño pupilar de 6 mm. La retina se colocó en dos posiciones diferentes para cada una de las lentes diseñadas. La primera posición fue en la posición paraxial y la segunda en el mínimo RMS, ambas posiciones calculadas con la lente centrada y sin inclinaciones. La razón por la que utilizar estas dos posiciones de la retina del ojo modelo en este estudio fue que se estima insuficiente el criterio de posicionarla en el foco paraxial. La hipótesis es que, con la retina en posición paraxial, se

obtiene mejor calidad óptica con las LIOs centradas, pero esta calidad óptica disminuye drásticamente conforme se aplican descentramiento, inclinaciones y rotaciones a la lente. Sin embargo, se estima obtener una calidad óptica ligeramente inferior con la retina colocada en la posición de mínimo RMS cuando la lente se encuentra centrada. Pero esta calidad se ve menos alterada por los diferentes descentramientos, inclinaciones y rotaciones de la lente.

Tabla 1. Datos geométricos ojo modelo Atchinson.

Superficie	Radio (mm)	Espesor (mm)	Índice de refracción para $\lambda=550\text{nm}$	Constante cónica
Córnea anterior	7,77	0,55	1,376	-0,15
Córnea posterior	6,40	2,72	1,3374	-0,275
Pupila	Inf,	1,78*	1,3374	--
LIO anterior	<i>A determinar según potencia</i>	<i>A determinar según potencia</i>	1,460	<i>A determinar según diseño</i>
LIO posterior	<i>A determinar según potencia</i>	<i>Según potencia de LIO</i>	1,336	0,00
Retina	-12,0	--	--	+0,26

*Se considera una distancia de 4,5 mm desde la cara posterior de la córnea hasta la superficie anterior de la LIO.

2.2 DISEÑO DE LIOs-T

Se han evaluado múltiples diseños de LIOs tóricas con potencia astigmática en la cara anterior de 1,5; 4,5 y de 7,5 D e índice de refracción $n=1,406$. la potencia esférica de cada LIO-T es de 20,00 D. En la **Tabla 2** se muestran los radios de curvatura para cada una de las potencias astigmáticas consideradas. Como se puede observar el radio posterior y el espesor central es constante para las diferentes LIOs-T.

Se han diseñado tres geometrías diferentes para cada LIO-T, usando una pupila en el ojo modelo de 3,00 mm. En primer lugar, se considera una lente esférica, esto es que la AE es inherente a la propia superficie de la lente. Las otras dos lentes poseen una asfericidad además de la toricidad. Esta asfericidad es controlada para diseñar así una lente con AE neutra (libre de AE) y otra con AE negativa. Para diseñar la superficie esférica se utilizó la siguiente expresión:

$$z(r) = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1 + k)c^2r^2}} \quad (1)$$

Donde $z(r)$ representa la sagita, r es la superficie de coordenadas radiales, c es la curvatura en el ápex y k es la constante cónica. Para $-1 < k < 0$, la superficie se vuelve cada vez más plana hacia la periferia, $k = 0$ es una esfera, y para $k > 0$ la superficie se vuelve más curvada hacia la periferia. La conicidad se ha considerado en la superficie anterior de la LIO-T y en ambos meridianos. En la **Tabla 2** se muestran los valores de la constante cónica para cada uno de los diseños. La Lente A representa las LIOs de AE neutra y la Lente B las LIOs con AE negativa. Se observa que la lente B presenta un mayor valor de constante cónica que la Lente A para todas las potencias astigmáticas consideradas.

En la **Figura 3** se muestra gráficamente una LIO-T y los parámetros propios de esta. En este caso se optó por LIOs con toricidad y con dos constantes cónicas en la cara anterior, tanto en el meridiano vertical como en el horizontal, variables (véase **Tabla 2**). Cada una de las lentes cuenta con un espesor de centro constante.

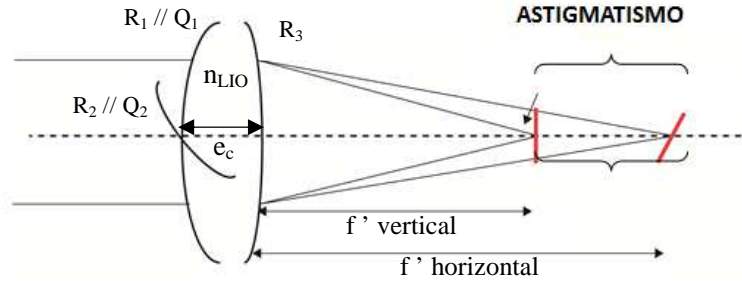


Figura 3. Parámetros de una LIO-T con asfericidad en la superficie anterior.

Tras una comparación entre el valor de AE proporcionado por el programa de diseño óptico ZEMAX® (**Tabla 3** izquierda), el valor normalizado de la AE de Zernike (**Tabla 3** derecha), se observa que la aberración esférica de cuarto orden (Z_0^4) se corresponde con el undécimo polinomio de Zernike en ZEMAX (Z11). Sin embargo, para obtener el valor de Z11 en micras siguiendo la normalización de los polinomios de Zernike es preciso aplicar la siguiente fórmula al valor de Z11:

$$Z_0^4(\mu m) = Z11_{(ZEMAX)} * \lambda \quad (2)$$

Tras la multiplicación del valor de Z11 en ZEMAX por la longitud de onda, se obtiene el valor de la AE en micras. Una vez conocida la AE de cuarto orden (Z_0^4) en micras de la córnea del ojo humano modelo desde ZEMAX®, es posible ajustar dicha AE mediante la inserción de la LIO y aplicando una cierta asfericidad (**Ecuación 1**) a cada uno de los meridianos de la superficie anterior de la LIO hasta alcanzar el valor de aberración deseada.

Tabla 2. Parámetros de la LIOs tóricas utilizadas para el estudio.

LIOs (según cilindro, en D)	Radio de Curvatura (mm)			Espesor Central (mm)	Diseño de LIO	Constante cónica cara anterior			
	Anterior		Posterior			Retina en Paraxial		Retina mínimo RMS	
	Meridiano Vertical	Meridiano Horizontal				Meridiano Vertical	Meridiano Horizontal	Meridiano Vertical	Meridiano Horizontal
1,5	8,615	7,800	-25,3	0,9	Lente A	-0,834	-0,471	-0,853	-0,495
					Lente B	-4,246	-3,137	-4,157	-3,059
					Esférica	0,00	0,00	0,00	0,00
4,5	9,622	7,125	-25,3	0,9	Lente A	-0,927	-0,369	-0,934	-0,350
					Lente B	-5,776	-2,125	-5,735	-2,154
					Esférica	0,00	0,00	0,00	0,00
7,5	10,893	6,558	-25,3	0,9	Lente A	-1,228	-0,25	-1,234	-0,267
					Lente B	-8,081	-1,54	-8,200	-1,524
					Esférica	0,00	0,00	0,00	0,00

Tabla 3. Comparación entre la aberración esférica proporcionada por el software de diseño óptica ZEMA y por la normativa ANSI.

Aberración esférica (Z_0^4) según Zemax y la notación standard ANSI					
#	Polinomio de Zernike en ZEMAX	n	m	Polinomio de Zernike Ortogonal	Nombre de la Aberración
Z11	$\sqrt{5} (6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	4	0	$\sqrt{5} (6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Aberración esférica primaria

3.3 SIMULACIONES NUMÉRICAS

Una vez que diseñada cada LIO, se evaluó su rendimiento óptico dentro del modelo de ojo (véase apartado 3.1) utilizando el software de diseño óptico ZEMAX® para diferentes condiciones de alineación. En primer lugar, se estudia el descentramiento desde 0,00 hasta 1,00 mm (en el eje) en pasos de 0,25 mm con relación al centro de la pupila. En segundo lugar, el eje de las LIOs ópticas se inclina con respecto al eje óptico del sistema, con vértice en el centro de la pupila. La inclinación va de 0,00 grados hasta 5,00 grados, en pasos de 1,00 grados. Para cada descentramiento e inclinación se estudia su comportamiento tanto con respecto al eje horizontal como en el eje vertical. Por último, se les ejecuta una rotación desde la posición de 0,00 grados hasta 15,00 grados, en sentidos positivo y negativo respecto al eje óptico corneal, en pasos de 5,00 grados.

La calidad de imagen en cada una de las situaciones, y para un objeto situado en el eje del sistema a una distancia infinita, se evaluó mediante los siguientes exámenes:

- 1) MTF tangencial y sagital, con un objeto de 100 ciclos por grado para un tamaño de pupila de 3,00 mm.
- 2) Coeficientes de Zernike. Se estudiaron los valores de los coeficientes de Zernike correspondientes al desenfoque, astigmatismo y coma. A partir de los coeficientes se calculó el RMS.

4. RESULTADOS

Para determinar el rendimiento óptico de los diferentes diseños, se determinaron los valores de MTF en el eje y tangencial y sagital para cada descentramiento, inclinación y rotación a 100 ciclos por grado con una pupila de 3.00 mm de diámetro. Además, se determinaron los valores de RMS de aberración de frente de onda correspondientes al desenfoque, astigmatismo y coma para las condiciones anteriormente nombradas de descentramiento, inclinación y rotación. La **figura 4** muestra los MTF para descentramiento horizontal (izquierda) y descentramiento vertical (derecha).

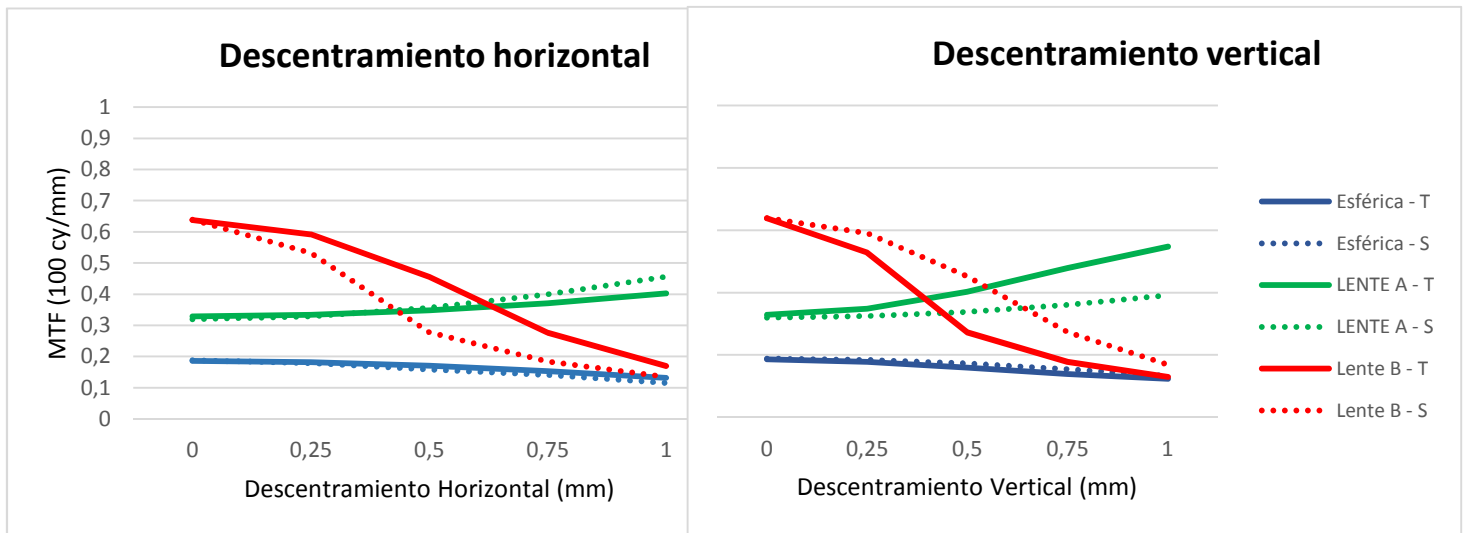


Figura 4. Variación de la MTF tangencial (línea continua) y sagital (línea de puntos) para diferentes descentramientos de los distintos diseños de la LIO-T con potencia esférica +20,00 D y cilindro +1.50 D y diámetro pupilar de 3 mm.

Se observa que para descentramientos de 0,00 mm (o centrada) la LIO-T que proporciona la mejor MTF es la lente B. La lente B es la que presenta también una caída de MTF más brusca a medida que aumentamos los valores de descentramiento, a partir de 0,25 mm la calidad decrece más rápidamente. La lente esférica y la lente A tienen una calidad óptica inferior en situaciones centradas, pero no tienen un comportamiento tan sensible en situaciones de descentramiento. Incluso la lente A presenta una tendencia ascendente de los valores de MTF a medida que el descentramiento aumenta. En resumen, se puede concluir que la Lente B es la que presenta una mayor sensibilidad al descentramiento que las demás lentes.

En la **Figura 5** se observa la variación de MTF en función de la inclinación respecto al eje horizontal (columna izquierda) y según el eje vertical (columna derecha) para la LIO-T de cilindro +1,50 D y todos los diseños de lentes considerados en este estudio.

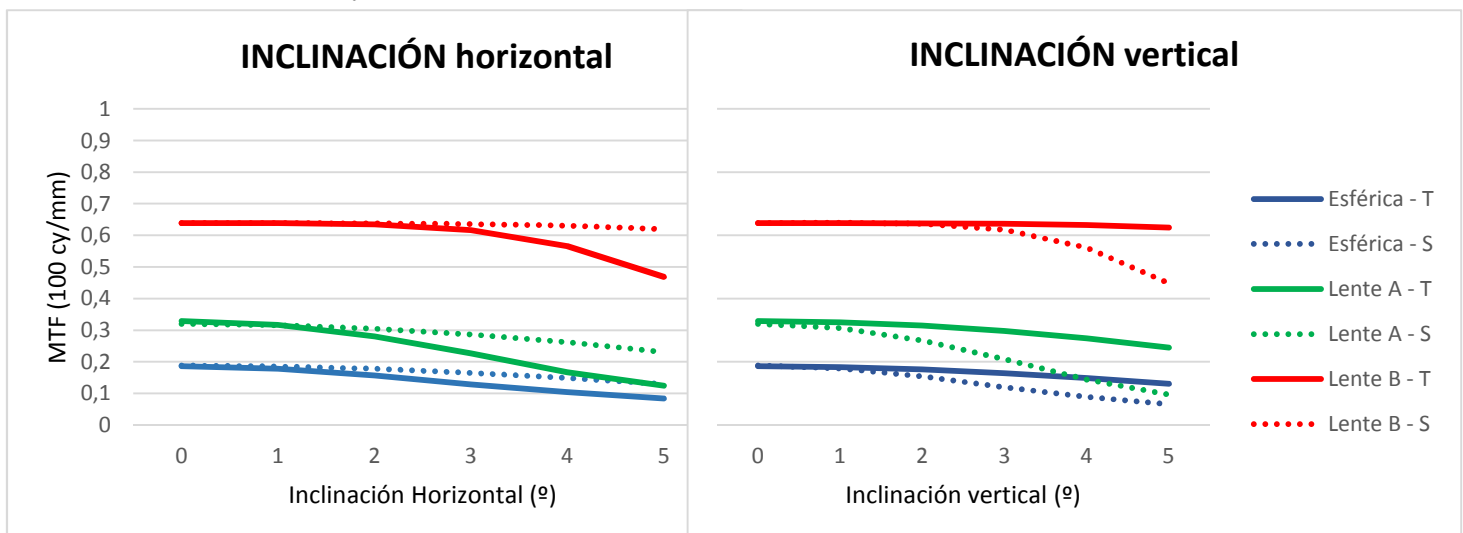


Figura 5. Variación de la MTF tangencial (línea continua) y sagital (línea de puntos) ante la inclinación de los distintos diseños de la LIO-T de potencia +20,00 D y cilindro +1,50 D y diámetro pupilar de 3 mm.

En esta figura se observa que el efecto de las inclinaciones verticales es de igual medida que las horizontales con la diferencia de que las MTF sagitales y tangenciales se intercambian. La disminución de la MTF fue casi independiente de la inclinación para los diferentes diseños. La MTF, hasta inclinaciones de 3° se mostraba constante para la lente B. Además, esta lente sugiere ser la mejor opción, ya que es la que presenta mejores resultados de MTF tanto en estado centrado como en situaciones donde la LIO-T se ha inclinado. Para esa lente la MTF se mantiene por encima de un valor de 0,5 para cualquier posición mientras que la lente A y la esférica están por valores de MTF cercanos a 0,3 y 0,2, para posiciones centradas e inclinadas, respectivamente.

En la **Figura 6** se observa la variación de MTF en función de la rotación; en casos de rotación en sentido dextrógiro o positivo (columna izquierda) y de rotación en sentido levógiro o negativo (columna derecha) para la LIO-T de cilindro +1,50 D y todos los diseños de lentes considerados en este estudio.

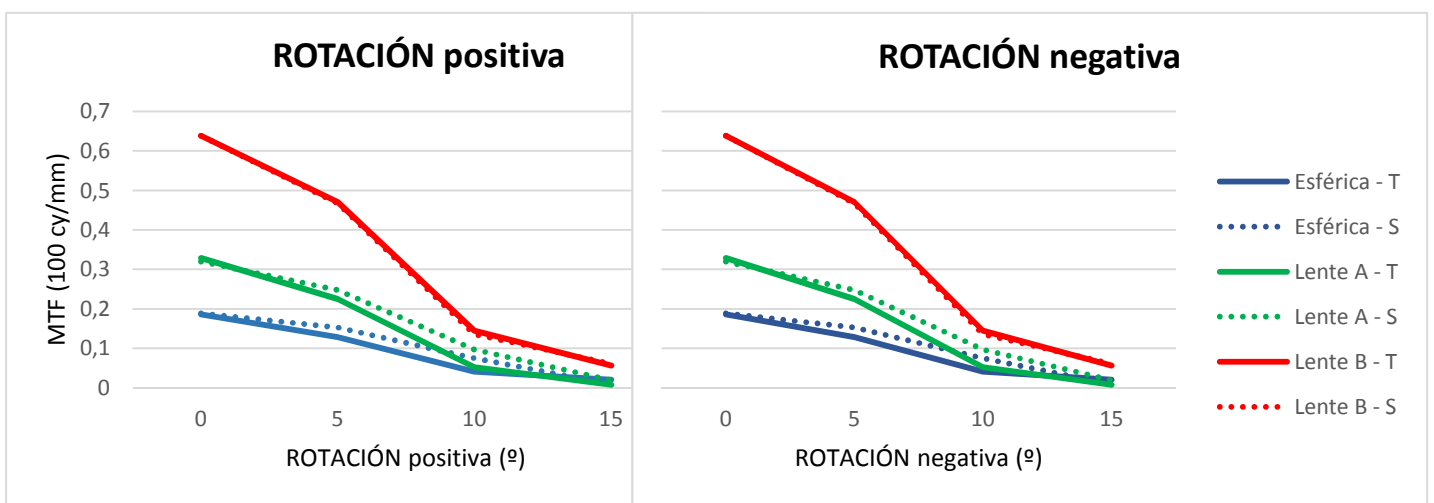
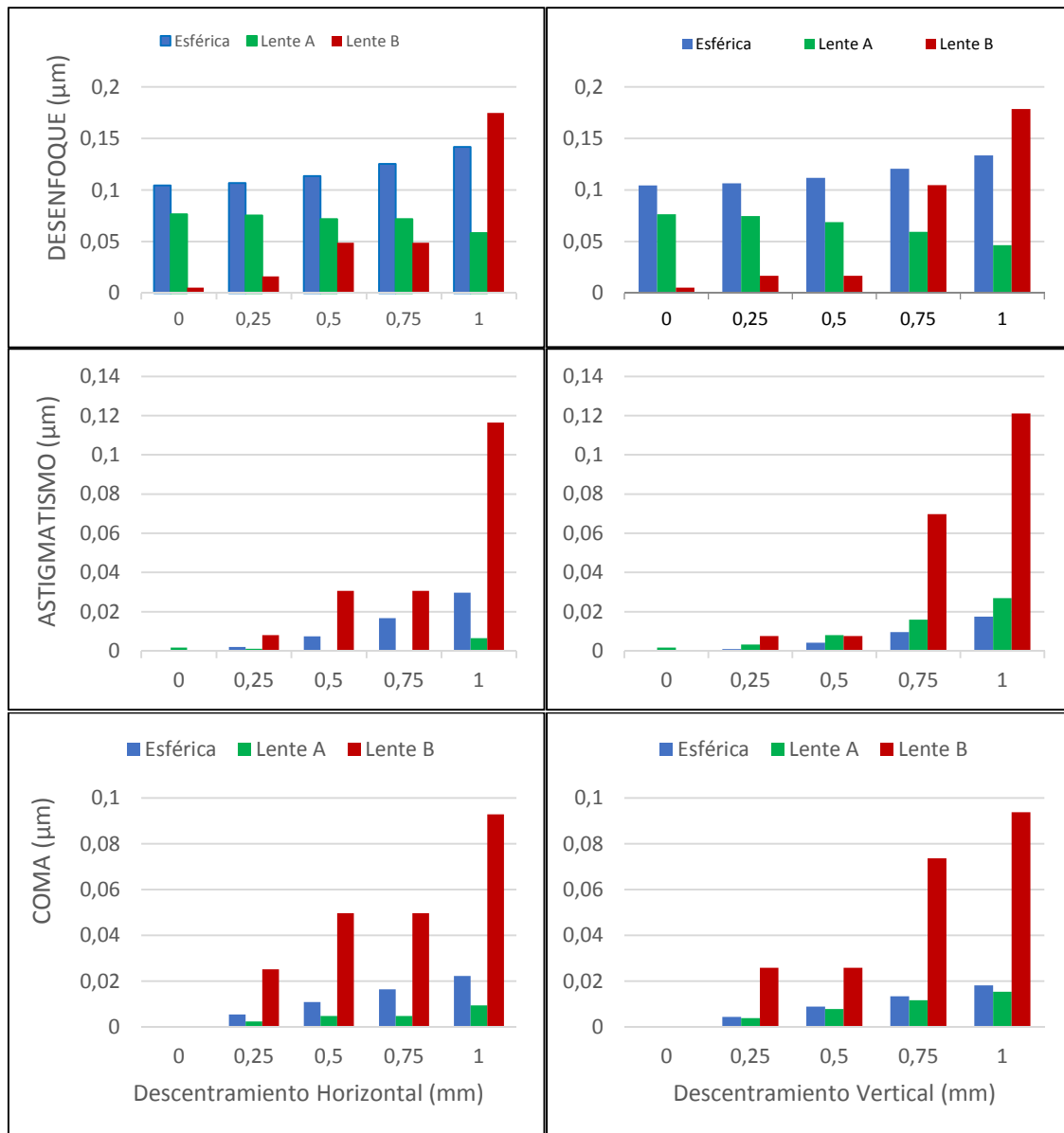


Figura 6. Variación de la MTF tangencial (línea continua) y sagital (línea de puntos) ante la rotación de los distintos diseños de la LIO-T con potencia +20,00 D cilindro +1,50 D y diámetro pupilar de 3 mm.

En el caso de las rotaciones, el efecto es el mismo, ya sea en sentido positivo como en el negativo, para el valor de la MTF. Se observa que las rotaciones son las que más afectan a las MTFs en comparación con los demás movimientos estudiados anteriormente. Existen cambios significativos negativos en la calidad óptica a medida que las lentes aumentan su grado de rotación, más concretamente la MTF sufre una disminución más notoria en los 5° de rotación. Estos cambios son más visibles en donde la conicidad es mayor, como es el caso de la lente B, mostrando una disminución de la MTF más brusca, siendo la disminución de MTF más suave en las lentes A y esférica.

Una vez estudiado el rendimiento óptico en términos de MTF, se evalúan en las siguientes figuras la calidad visual de las lentes esférica, lente A y lente B a partir de los coeficientes de aberración del frente de onda de Zernike asociados con el desenfoque (Z_0^2), el astigmatismo (Z_2^{-2} y Z_2^2) y el coma primario (Z_3^{-1} y Z_3^1). Se calculó el RMS para un diámetro de pupila de 3.00 mm para todas las LIOs diseñadas. La **Figura 7** muestra el RMS para el descentramiento horizontal (columna izquierda) y vertical (columna derecha) para un poder de refracción de +20,00 D y cilindro +1,50 D. La **Figura 7a)**, **7b)** y **7c)** muestran el RMS de desenfoque, el RMS de astigmatismo y el RMS de coma, respectivamente.

A.



B.

C.

Figura 7. Variación del RMS de las aberraciones de desenfoco (A.), astigmatismo (B.) y coma (C.) ante el descentramiento de los distintos diseños de la LIO-T con potencia +20,00 D y cilindro +1,50 D sobre una pupila de 3 mm de diámetro.

Al igual que en términos de MTF, las aberraciones de lente B se muestran mucho más sensibles a los cambios en el descentramiento, tanto en descentramientos horizontales como en verticales. La lente B proporciona unos valores de desenfoco, astigmatismo y coma muy por encima que la lente esférica y que la lente A en estados donde se ha producido movimiento. Sin embargo, en la aberración de desenfoco, en situaciones centradas, la lente B tiene valores muy próximos a 0. Véase que las lentes sin descentramientos el RMS de astigmatismo y coma son insignificantes. Claramente la LIO esférica inducen el valor más alto de RMS de desenfoco que la lente A, y ésta fue mayor que para la lente B.

En la **Figura 8** se muestran también las RMS de las distintas aberraciones a analizar en función de la inclinación horizontal (columna izquierda) y vertical (columna derecha). Las figuras **8a**), **8b**) y **8c**) proporcionan información de RMS de desenfoco, astigmatismo y coma, respectivamente.

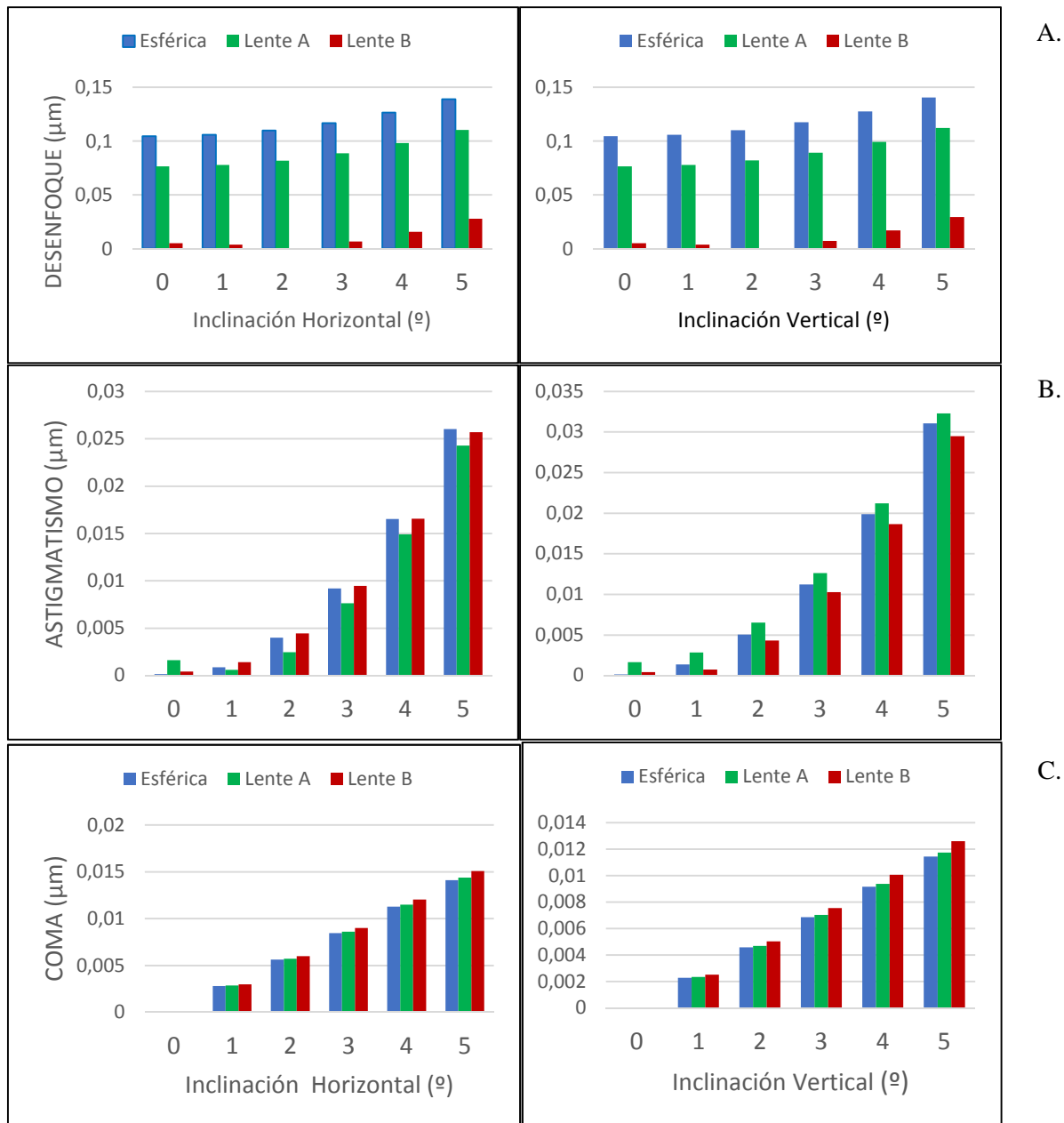


Figura 8. Variación del RMS de las aberraciones de desenfoque (A.), astigmatismo (B.) y coma (C.) ante la inclinación de los distintos diseños de la LIO-T con potencia +20,00 D cilindro +1,50 D, con. Diámetro pupilar 3 mm.

Se observa que, en el caso del desenfoque, la lente B es la que mejor comportamiento proporciona, obteniendo valores muy bajos (muy cercanos a 0 μm) en comparación con las demás lentes, siendo la esférica la que peor RMS presenta (valores por encima de 0,1 μm). En cuanto a las aberraciones de astigmatismo y coma, las tres lentes (esférica, A y B) poseen valores muy similares. Lo que sugiere que con la inclinación las aberraciones del frente de onda aumentan independientemente del diseño de las LIOs.

En la **Figura 9** se muestra la variación de los RMS de desenfoque y astigmatismo, **Figura 9a)** y **9b)** respectivamente, con las rotaciones. En la columna de izquierda se muestran las rotaciones en sentido dextrógiro o positiva y la derecha en sentido levógiro o negativa.

Nótese la ausencia de la gráfica de aberración de coma. El coma al no aparecer en situaciones centradas (véase figuras anteriores) tampoco se ve alterada para movimientos rotacionales, manteniendo su valor nulo para cualquier grado de rotación.

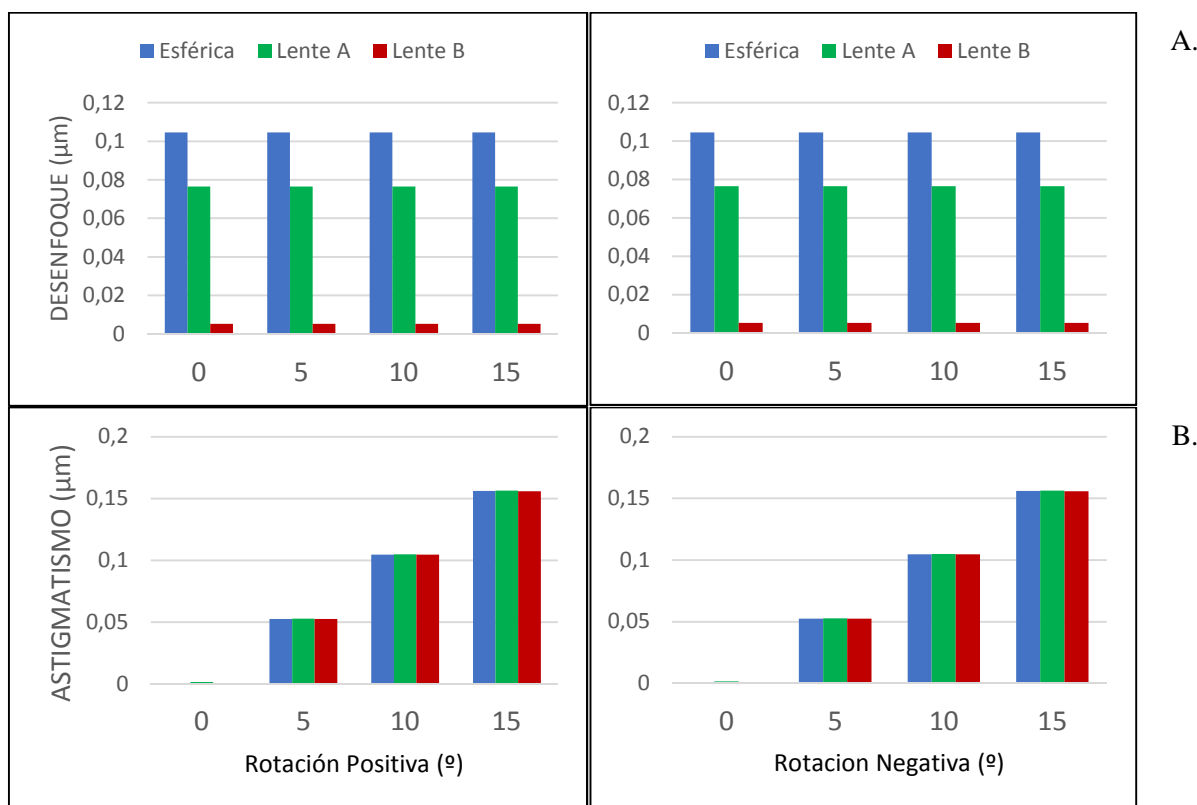
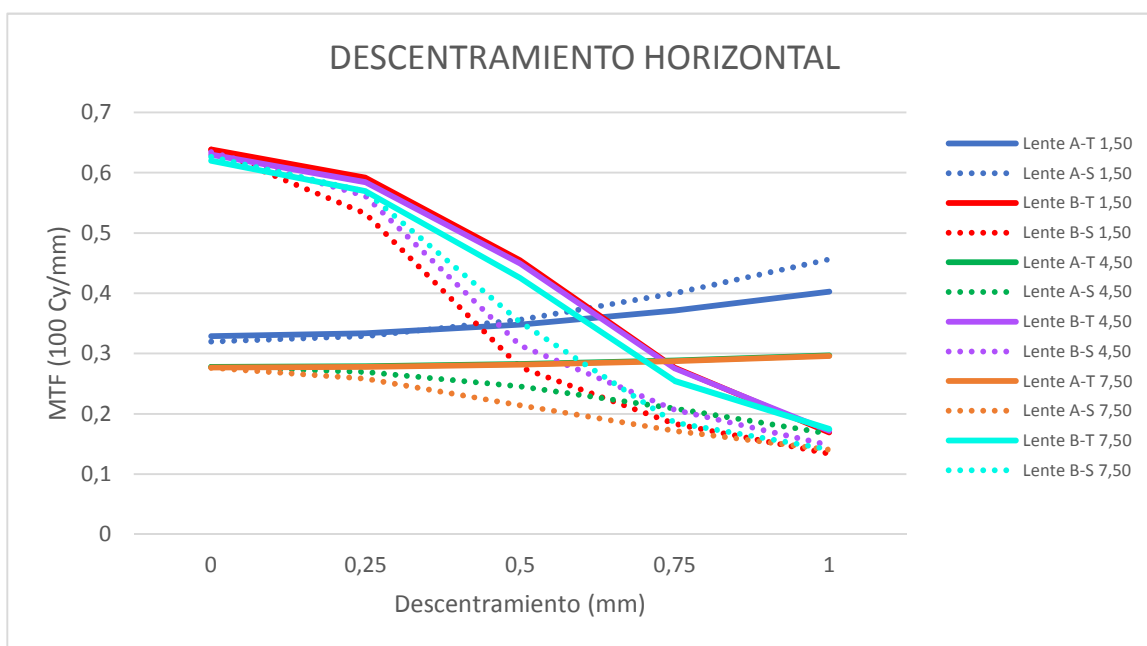


Figura 9. Variación del RMS de las aberraciones de desenfoque (A.) y astigmatismo (B.) ante la rotación de los distintos diseños de la LIO-T con potencia +20,00 D y cilindro +1,50 D para una pupila de 3 mm.

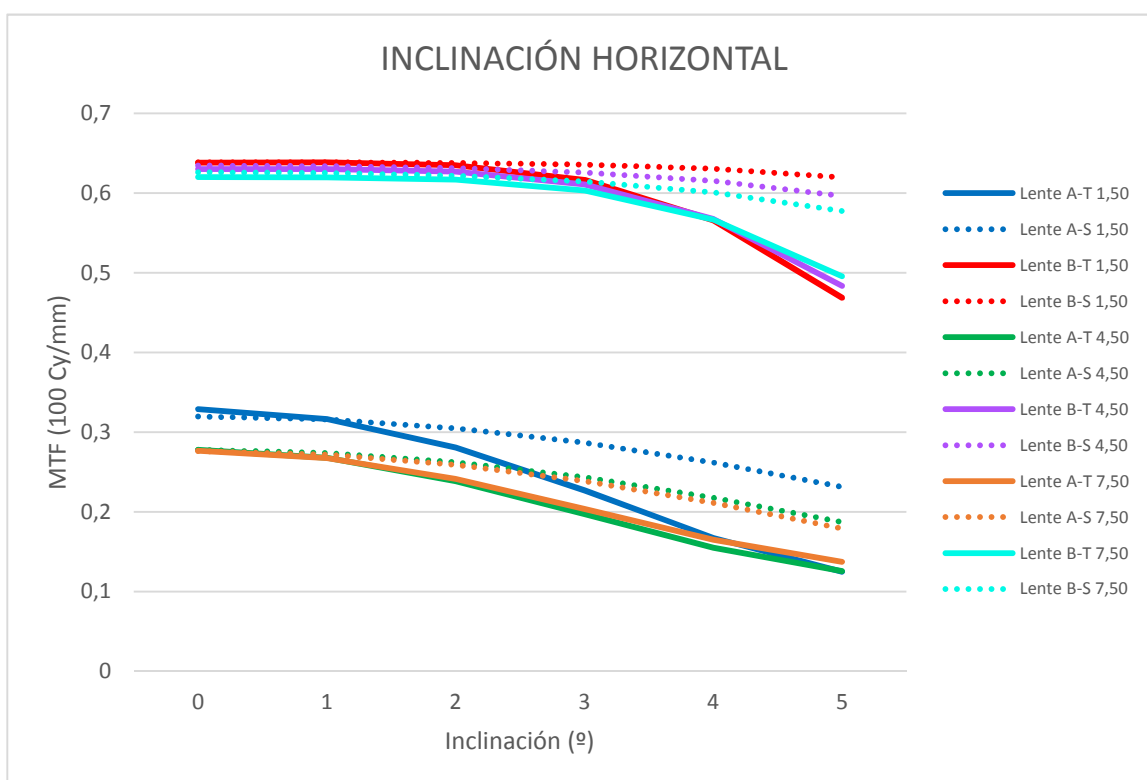
En situaciones de rotación positiva como negativa el efecto es el mismo para todas las lentes menos para la lente B en donde, el desenfoque, tiene muy poco protagonismo al realizar rotación (prácticamente 0 μm). En cambio, el astigmatismo tiene un efecto igual para las tres lentes, aumentando de manera constante con la rotación. El astigmatismo tiene un efecto independiente a los movimientos de rotación.

Los resultados obtenidos para los demás valores de cilindro son parecidos a los obtenidos para el valor de cilindro +1,50 D mostrados en las figuras anteriores. En la última figura a observar **Figura 10** se muestra comparación de MTF tangenciales (línea continua) y MTF sagitales (línea de puntos) a 100 ciclos por grado para una pupila de 3 mm de diámetro.

La comparación se realizó entre las lentes A y B de potencias esféricas de +20,00 D y cilindros +1,50 D; +4,50 D y +7,50 D. En las **figuras 10a**) y **10b**) se muestran la variación de MTF según el descentramiento horizontal e inclinación según el eje horizontal, respectivamente.



A.



B.

Figura 10. Comparación de la variación del MTF entre las lentes A y B, para las tres potencias de cilindro (+1,50; +4,50; +7,50), ante descentramientos e inclinaciones horizontales.

En la **Figura 10a)** se comprueba que la MTF tiene el mismo efecto en la lente B para todas las potencias cilíndricas al realizar descentramientos, más concretamente a partir de los 0,25 mm de descentramiento es en donde la MTF sufre un descenso más importante, teniendo más efecto en la MTF sagital que en la tangencial. Al igual que también sugieren tener la mejor calidad óptica en situaciones de descentramiento de 0,00 mm. En caso de que existan inclinaciones (**Figura 10b)**, la lente B parece ser la mejor opción, porque a pesar de que también disminuye la MTF es la que proporciona valores más altos, por encima de 0,6 hasta inclinaciones de 4°, a partir de ahí

la MTF disminuye a valores cercanos a 0,5. El resto de lentes tienen MTF cercanos a 0,3 con inclinaciones pequeñas (1° - 2°), con disminución de MTF hasta valores entre 0,1 y 0,3 para inclinaciones superiores. Estos resultados quieren decir que la variación de la MTF para situaciones de descentramientos e inclinaciones es independiente de la cantidad de potencia cilíndrica que se le presente.

5. DISCUSIÓN

La estabilidad postoperatoria de la LIO es una característica decisiva para garantizar un procedimiento quirúrgico exitoso. La estabilidad de la LIO dentro de la bolsa capsular depende de algunos factores, incluyendo el diámetro de la LIO versus el diámetro de la bolsa, la técnica quirúrgica, las propiedades del material y el diseño del háptico. Para las LIO premium como asféricas, tóricas, multifocales o acomodativas, la posición final de la LIO es más crítica que para las esféricas para garantizar el rendimiento óptico óptimo. En este trabajo, se diseñan y fabrican diferentes LIO tóricas y se evalúa el efecto del descentramiento, inclinación y rotación de las LIOs en el rendimiento óptico. Se diseñaron tres LIOs-T: Lente A (sin corrección de la AE o con AE neutra), Lente B (con una AE negativa) y por último una lente tórica esférica (sin constante de conicidad en ninguno de sus meridianos). Todas estas lentes se diseñaron con tres potencias cilíndricas diferentes, +1,50 D; +4,50 D y +7,50 D, además de la potencia esférica de +20,00 D, véase **Tabla 2**.

Los cálculos se realizaron para una luz de longitud de onda de 550 nm utilizando un software de diseño óptico comercial y el modelo teórico del ojo de Atchinson, donde se reemplazó el cristalino con una lente particular. Se calculó la MTF tangencial y sagital a 100 ciclos por grado para una pupila de 3 mm de diámetro y se calculó el RMS a partir de los diferentes coeficientes de aberración.

En el estudio se consideraron 5 valores de descentramiento (de 0,00 mm (centrado en eje) hasta 1,00 mm, en pasos de 0,25 mm), 6 de inclinación (de 0° (centrado en eje) hasta 5° , en pasos de 1°) y, por último, 4 valores de rotación (de 0° (centrado en eje) hasta 15° , en pasos de 5°).

Los resultados obtenidos se van a comparar con trabajos similares [13], en donde también se estudió numéricamente (en un ojo teórico modelo, ojo de Navarro) y experimentalmente (usando el banco óptico PMTF) la calidad óptica de LIOs, pero con la diferencia de que se consideraban lentes monofocales con diseño asférico. En donde se diseñaron y fabricaron 3 diferentes LIOs asféricas de 3 potencias distintas y con diferentes cantidades de AE (AE negativa, neutra y otra con corrección parcial de la AE de la córnea de Navarro (solamente para una potencia)) para un modelo específico de córnea. La calidad óptica se determinó en función del descentramiento y la inclinación. No se calculó su efecto en rotaciones, ya que, al tratarse de lentes monofocales con la misma potencia en todos sus meridianos, no se encontraría ningún cambio en su calidad óptica. También se estudiaron las variaciones de RMS de las aberraciones de frente de onda del desenfoque, astigmatismo y coma primario para descentramientos e inclinaciones, además de observar en qué medida afectaban estas desalineaciones en la MTF a 100 ciclos por grado para una pupila de 3 mm de diámetro.

Si se observan ambos estudios, en los dos, la degradación de MTF dependía de la cantidad de corrección de aberración esférica. Sin embargo, el efecto de la inclinación de la LIO fue menos sensible al diseño de la LIO que el efecto del descentramiento.

Además, en comparación con modelos de LIO con superficies asféricas, las LIO esféricas proporcionan un peor rendimiento de MTF en posiciones perfectamente centradas.

En este caso, la lente B es la más afectada por el descentramiento para todas las potencias de refracción cilíndrica, su MTF decae rápidamente en comparación con la lente A o la lente esférica, en las cuales la MTF eran casi independientes del descentramiento (**Figura 10a**). Sin embargo, cuando la lente B estaba centrada, la MTF es más alta que el resto de las lentes.

Con respecto al efecto de inclinación, la MTF fue casi independiente de la inclinación para los diferentes diseños (**Figura 10 b**). La lente B nunca pasa de valores menores a 0,4 estando centrada o para cualquier inclinación, mientras que el resto de lentes poseen valores cercanos a 0,3 o inferiores en estando perfectamente centrada o en estados de inclinación.

En una situación donde exista una rotación de la LIO en el saco capsular, la calidad óptica en términos de MTF disminuye drásticamente para todo tipo de lente. Siendo este efecto más sensible para correcciones de la AE más altas. Este efecto se correlaciona con el teorema de Euler nombrado anteriormente, que afirma que la rotación de la LIO en 1° con respecto al eje puede llegar a significar una pérdida de la potencia cilíndrica de un 3,3%, y para rotaciones de 5°, 10° y 15° puede significar una pérdida de la efectividad cilíndrica de un 16%, 33% y 50%, respectivamente. Además, hay que recordar que las LIOs tóricas muestran la mayor rotación en el postoperatorio precoz.

En adición, se vio que, en términos de aberración de frente de onda, más en concreto en desenfoque, astigmatismo y coma, aumentan con el descentramiento para cualquier diseño. Aunque, por el contrario, los efectos de la inclinación y de la rotación sobre el RMS de astigmatismo y coma dependían poco del diseño de la LIO, siendo en el RMS de desenfoque en donde, la lente B mostraba unos valores más bajos. Estos resultados son similares al estudio anterior [13], donde también se observaron aumentos de la RMS de desenfoque, astigmatismo y coma con los descentramientos, además de que, sin desalineación e inclinación, el astigmatismo RMS y el coma son insignificantes. En descentramientos la lente B (**Figura 7b y 7c**) tiene unos efectos mucho más sensibles, obteniendo valores mucho más altos de RMS de astigmatismo a partir de los 0,50 mm y coma a partir de 0,25 mm de descentramiento. En el caso del RMS de desenfoque, en inclinaciones y rotaciones, los valores fueron más altos en las esféricas y RMS mayores en la lente A que en la lente B, siendo la lente B la que menos RMS mostraba.

5.1 CONCLUSIÓN

En conclusión, se vio que, con respecto al análisis de MTF de imagen en posición centrada, las LIO tóricas con mayor constante de conicidad proporcionan un mejor rendimiento óptico que las LIO esféricas, este efecto también ocurre en términos de aberración de frente de onda. El rendimiento de la MTF es independiente a la cantidad de potencia de cilindro, comportándose de manera muy similar ante cualquier desalineación (descentramiento, inclinación o rotación). Estos hallazgos concuerdan con los resultados obtenidos en [13], cuando la LIO se descentraba, la cantidad de degradación de la MTF dependía en gran medida del diseño de la LIO. La lente B es más sensible al descentramiento que la lente A o la esférica, siendo estos últimos casi independientes del descentramiento, es decir el efecto era más sensible en correcciones de AE más altas. Por el contrario, el efecto de la inclinación en el rendimiento óptico fue menos sensible al diseño de la LIO.

Para inclinaciones como rotaciones, las aberraciones de astigmatismo y coma, son numéricamente muy similares (con la misma tendencia ascendente) para cualquier tipo de diseño de lente, ya tengan superficies esféricas o asféricas, siendo el desenfoque peor en diseños donde la constante cónica es menor o esféricas.

De modo que, para finalizar, los resultados obtenidos sugieren que, si no se puede garantizar la alineación, las LIO sin aberraciones pueden ser la mejor opción para un paciente específico a fin de proporcionar una imagen aceptable incluso con cierta desalineación, inclinación o rotación.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Doughty MJ, Zaman ML. *Human corneal thickness and its impact on intraocular pressure measures: a review and meta-analysis approach*. Surv Ophthalmol. abril de 2000;44(5):367-408.]
- [2]. Marín P, Cinta M. *Óptica Fisiológica: el sistema óptico del ojo y la visión binocular*. :307.]
- [3]. Yebra-Pimentel E, González-Méijome JM, Cerviño A, Giráldez MJ, González-Pérez J, Parafita MA. *Asfericidad corneal en una población de adultos jóvenes: Implicaciones clínicas*. Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología. agosto de 2004;79(8):385-91.]
- [4]. Dr. Alejandro del Castillo Ruiz DrEHQ. *Aberraciones corneales de alto orden. ¿Un método para graduar al queratocono?* Revista Mex Oftal. diciembre de 2008;82(6):369-75.]
- [5]. Satou T, Shimizu K, Tsunehiro S, Igarashi A, Kato S, Koshimizu M, et al. *Relationship between Crystalline Lens Thickness and Shape and the Identification of Anterior Ocular Segment Parameters for Predicting the Intraocular Lens Position after Cataract Surgery*. BioMed Research International. 8 de julio de 2019;2019:1-9.]
- [6]. Aggarwala KRG. *Ocular Accommodation, Intraocular Pressure, Development of Myopia and Glaucoma: Role of Ciliary Muscle, Choroid and Metabolism*. Med Hypothesis Discov Innov Ophthalmol. 2020;9(1):66-70.]
- [7]. Philip K, Martinez A, Ho A, Conrad F, Ale J, Mitchell P, et al. *Total ocular, anterior corneal and lenticular higher order aberrations in hyperopic, myopic and emmetropic eyes*. Vision Research. 1 de enero de 2012;52(1):31-7.]
- [8]. Berrio E, Tabernero J, Artal P. *Optical aberrations and alignment of the eye with age*. Journal of Vision. 1 de diciembre de 2010;10(14):34-34.]
- [9]. Calladine D, Evans J, Shah S, Leyland M. *Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction*. Sao Paulo Medical Journal. 1 de febrero de 2015;133:68-68.]
- [10]. A Piers P, A Weeber H, Artal P, Norrby S. *Theoretical Comparison of Aberration-correcting Customized and Aspheric Intraocular Lenses*. J Refract Surg. 1 de abril de 2007;23(4):374-84.]
- [11]. Rosés JF, Vega F, Alba-Bueno F, García-Varela MSM. *Estudio comparativo de la calidad óptica de lentes intraoculares de diseño esférico y esférico en presencia de errores de inclinación*. Gaceta de optometría y óptica oftálmica. 2015;(503):24-8.]
- [12]. Sánchez OEP. *Predictibilidad en la inducción de aberración esférica basada en la asfericidad corneal post LASIK en miopes*. Revista Sociedad Colombiana de Oftalmología. 27 de agosto de 2017;49(4):262-7.]

- [13]. Pérez-Gracia J, Varea A, Ares J, Vallés JA, Remón L. *Evaluation of the optical performance for aspheric intraocular lenses in relation with tilt and decenter errors*. PLoS One [Internet]. 4 de mayo de 2020 [citado 27 de mayo de 2020];15(5). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7197786/>
- [14]. Mateo Gabás J, Ascaso Puyuelo FJ, Cristóbal Bescós JÁ. *Tratamiento del astigmatismo moderado en pacientes con cataratas*. [Zaragoza]: Universidad de Zaragoza, Prensas de la Universidad; 2013. (Tesis de la Universidad de Zaragoza).]
- [15]. Razmjoo H, Ghoreishi M, Milasi AM, Peyman A, Jafarzadeh Z, Mohammadinia M, et al. *Toric Intraocular Lens for Astigmatism Correction in Cataract Patients*. Advanced Biomedical Research. 1 de enero de 2017;6(1):123.]
- [16]. Kessel L, Andresen J, Tendal B, Erngaard D, Flesner P, Hjortdal J. *Toric Intraocular Lenses in the Correction of Astigmatism During Cataract Surgery: A Systematic Review and Meta-analysis*. Ophthalmology. febrero de 2016;123(2):275-86.]
- [17]. Mozayan E, Lee JK. *Update on astigmatism management*. Curr Opin Ophthalmol. julio de 2014;25(4):286-90.]
- [18]. *Toric IOLs - EyeWiki* [Internet]. [citado 10 de abril de 2020]. Disponible en: https://eyewiki.aao.org/Toric_IOLs
- [19]. <http://fyra.io>. *Compare IOLs / Beye* [Internet]. Beye | The Eye Care Market Research Engine. Beye.com; [citado 22 de abril de 2020]. Disponible en: <https://www.beye.com/r/co/22>
- [20]. Sen P, Kshetrapal M, Shah C, Mohan A, Jain E, Sen A. *Posterior capsule opacification rate after phacoemulsification in pediatric cataract: Hydrophilic versus hydrophobic intraocular lenses*. Journal of Cataract & Refractive Surgery. 1 de octubre de 2019;45(10):1380-5.]
- [21]. Badoza D. *Lentes intraoculares de acrílico hidrofóbico: seguimiento entre 2 y 10 años* [Internet]. Javier Casiraghi; [citado 10 de abril de 2020]. Disponible en: <https://www.oftalmologos.org.ar/oce/items/show/247>
- [22]. Visser N, Beckers HJM, Bauer NJC, Gast STJM, Zijlmans BLM, Berenschot TTJM, et al. *Toric vs aspherical control intraocular lenses in patients with cataract and corneal astigmatism: a randomized clinical trial*. JAMA Ophthalmol. diciembre de 2014;132(12):1462-8.]
- [23]. Holland E, Lane S, Horn JD, Ernest P, Arleo R, Miller KM. *The AcrySof Toric intraocular lens in subjects with cataracts and corneal astigmatism: a randomized, subject-masked, parallel-group, 1-year study*. Ophthalmology. noviembre de 2010;117(11):2104-11.]
- [24]. Lane SS, Ernest P, Miller KM, Hileman KS, Harris B, Waycaster CR. *Comparison of clinical and patient-reported outcomes with bilateral AcrySof*

- toric or spherical control intraocular lenses*. J Refract Surg. octubre de 2009;25(10):899-901.]
- [25]. Tognetto D, Perrotta AA, Bauci F, Rinaldi S, Antonuccio M, Pellegrino FA, et al. *Quality of images with toric intraocular lenses*: Journal of Cataract & Refractive Surgery. marzo de 2018;44(3):376-81.]
- [26]. Marcos S. *Conocer la calidad óptica del ojo humano es importante en física, oftalmología, optometría, psicología... Qué es, cómo se mide o cómo mejorarla se cuentan entre las cuestiones centrales que la ciencia empieza a desentrañar*. INVESTIGACIÓN Y CIENCIA. 2005;9.]
- [27]. Bueno JM. *Introducción a la óptica instrumental*. EDITUM; 1999. 130 p.]
- [28]. Tomás-Juan J. *Aberrometría ocular: aplicaciones clínicas y limitaciones de los sensores de frente de onda*. Cienc Tecnol Salud Vis Ocul. 1 de junio de 2014;12(1):93.]
- [29]. Mr C, Rr K. *Correlation of aberrations with visual acuity and symptoms*. Ophthalmol Clin North Am. 1 de junio de 2004;17(2):135-42, v.]
- [30]. Solomon KD, Fernández de Castro LE, Sandoval HP, Vroman DT. *Comparison of wavefront sensing devices*. Ophthalmol Clin North Am. junio de 2004;17(2):119-27, v.]
- [31]. *The STAAR Toric IOL* [Internet]. CRSToday. [citado 21 de abril de 2020]. Disponible en: https://crstoday.com/articles/2006-may/crst0506_14-html/]

7. ANEXO

Tabla 4. Mercado actual LIOs tóricas. Disponibles tanto con potencias monofocal como multifocal.

TÓRICAS / MONOFOCALES				
<i>LIOs</i>	Fabricante	Material	Rango de potencia esférica D	Rango de potencia cilíndrica D
<i>Hoya iSert Toric 351</i>	HOYA	Acrílico Hidrofóbo	+10.0 D hasta + 30.00	1.50 hasta +6.00
<i>AcrySof Toric IOL</i>	ALCON	Acrílico Hidrofóbo con hápticos de PMMA	+6.00 hasta +30.00	Hasta +4.50
<i>Staar Toric IOL</i>	STAAR SURGICAL	Silicona	Dos modelos: 10.8 mm de longitud (+21.50 hasta +28.50) 11.2 mm (+9.00 hasta +23.50)	Dos potencias: +2.00 (corrige astig. entre +1.40 hasta +2.30) +3.50 (astigmatismo > +2.30) [31]
<i>AMO Tecnis Toric IOL</i>	ABBOTT MEDICAL OPTICS	Acrílico Hidrofóbo	+5.00 hasta +34.00	+1.50 hasta +4.00
TÓRICAS / MULTIFOCALES				
<i>TECNIS Symphony Toric</i>	ABBOTT MEDICAL OPTICS	Acrílico Hidrofóbo	+5.00 hasta +34.00	+1.50 hasta +3.75
<i>AcrySof IQ ReSTOR</i>	ALCON	Acrílico Hidrofóbo	+6.00 hasta +30.00 Add: +3.00	+1.00 hasta +3.00
<i>EnVista toric IOL</i>	BAUSCH + LOMB	Acrílico Hidrofóbo	+6.00 hasta +30.00	+1.25 hasta +5.75
<i>Trulign Toric IOL</i>	BAUSCH + LOMB	Silicona y hápticos de poliamida	+4.00 hasta +33.00	Tres opciones de potencia: +1.25, +2.00 y +2.75