



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Óptica y Optometría

Diseño de lentes intraoculares esféricas

Autora

Alejandra Varea Béjar

Directores

Laura Remón Martín

Juan Antonio Vallés Brau

Facultad de Ciencias

Año 2018

Contenido

1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.2. LIOs ESFÉRICAS.	3
1.3. LIOs ASFÉRICAS.....	4
1.3.1. LIOs MONOFOCALES ASFÉRICAS COMERCIALES.	5
1.4. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN.....	6
2. HIPÓTESIS.....	7
3. OBJETIVOS.....	7
4. METODOLOGÍA.....	7
4.1. DISEÑO DE LIOs CON GEOMETRÍA ESFÉRICA PARA DIFERENTES FACTORES DE FORMA.	7
4.2. DISEÑO DEL OJO MODELO.....	9
4.3. DISEÑO DE LIOs CON GEOMETRÍA ASFÉRICA.	10
4.3.1. LIO ASFÉRICA CON AE NEGATIVA.....	10
4.3.2. LIO ASFÉRICA LIBRE DE ABERRACIÓN ESFÉRICA.....	10
4.4. VARIACIÓN DE LA ASFERICIDAD CORNEAL.	10
4.5. ANÁLISIS DE LA IMAGEN.....	11
5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	12
5.1. ABERRACIÓN ESFÉRICA OBTENIDA DURANTE EL DISEÑO DE LIOs [10,21, 32 (D)] CON GEOMETRÍA ESFÉRICA PARA DIFERENTES FACTORES DE FORMA.	12
5.2. ANÁLISIS DE LA ABERRACIÓN ESFÉRICA CORNEAL DEL OJO MODELO DE ATCHISON.	13
5.3. DISEÑO DE LIOs [10,21, 32 (D)] CON GEOMETRÍA ASFÉRICA A PARTIR DE SU FACTOR DE FORMA ÓPTIMO ($X=+0,25$).	13
5.3.1. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN DE LAS LIOs AISLADAS.	14
5.3.2. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN DE LAS LIOs IMPLANTADAS EN EL OJO MODELO DE ATCHISON.....	15
5.4. EVALUACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE LAS LIOs ASFÉRICAS ANTE DESCENTRAMIENTOS E INCLINACIONES.	16
5.4.1. DESCENTRAMIENTOS.....	16
5.4.2. INCLINACIONES.....	18
5.3. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN ANTE CAMBIOS EN LA ASFERICIDAD CORNEAL.....	20
6. CONCLUSIÓN.....	22
7. REFERENCIAS.....	24

ABREVIATURAS

AE: aberración esférica.

EE: equivalente esférico.

ELP: distancia de la posición efectiva de la lente.

HOA: aberraciones de alto orden.

LASIK: queratomileusis in situ con láser.

LIOS: lentes intraoculares.

MTF: función de transferencia por modulación.

OMS: organización mundial de la salud.

OSLO: optics software for layout and optimization.

PMMA: polimetilmetacrilato.

RMS: error cuadrático medio.

1. INTRODUCCIÓN.

Alrededor del 80% de la información sensorial que recibe el ser humano llega a él en forma de imágenes. Helmholtz estableció tres grandes etapas en las que se puede dividir el estudio del sistema visual: óptico, retiniano y neuronal ^[1]. El sistema óptico está compuesto por la córnea, el humor acuoso, el iris, el cristalino y el humor vítreo. Si bien, aunque todas estas estructuras se consideran como el límite físico más importante de la percepción visual, en este trabajo se analizarán de manera más crítica únicamente dos de ellas: la córnea y el cristalino.

La *córnea* es la primera superficie refractiva del globo ocular. Está compuesta por diversas capas concéntricas que, desde la cara más externa a la más interna, se diferencian en el epitelio corneal, membrana basal, membrana de Bowman, estroma, membrana de Descemet y endotelio. Los espesores individuales de cada una de estas capas son los que, unidos, constituyen el grosor total de la córnea, el cual, generalmente, varía entre 0.4 y 0.7 (mm) ^[2]. Desde un punto de vista óptico, la córnea puede ser considerada como un menisco positivo formado por dos dioptrios convexos de parecido radio de curvatura, y de índice 1.376. No obstante, aunque la diferencia entre la medida de los radios de curvatura de los dos dioptrios no sea muy notoria (7.8 (mm) de radio de curvatura anterior frente a 6.50 (mm) de radio de curvatura posterior) ^[3] es el primero de ellos el que, al separar dos medios de índice de refracción muy distinto, soporta el mayor peso de la refracción de la luz. Así pues, si se calculase la potencia total corneal como la suma de los poderes refractores de ambos dioptrios, el resultado obtenido sería de unas 42 (D). Bien es sabido que la cara anterior de la córnea no se asemeja a una superficie puramente esférica, sino que presenta una clara analogía con una elipse problata (con $Q = -0,26$ en el 90% de la población) ^[4]. La aberración esférica (AE) de la cara anterior de la córnea toma valores positivos de, aproximadamente, +0.30 (μm) cuando el diámetro pupilar es de 6 (mm) ^[5].

Medidas aberrométricas realizadas mediante un sensor de frente de onda Hartmann-Shack tras la queratomileusis in situ con láser (LASIK) de ojos miópicos y/o astigmáticos miópicos simples revelan que, a pesar de que el desenfoque o el astigmatismo suelen corregirse con éxito (reducción del equivalente esférico en un 94% a -0.27 ± 0.31 D al año de la cirugía) ^[6] existe un incremento de las aberraciones corneales de alto orden (HOA). Concretamente, la AE postoperatoria aumenta hacia valores más positivos debido a que la ablación miópica genera una superficie oblata e incrementa la asfericidad corneal (Q) ^[6, 7]. Por el contrario, las cirugías refractivas corneales hipermetrópicas, generaran una córnea «hiperprolata», disminuyen la asfericidad corneal (Q) y, por ende, inducen un aumento de la AE hacia valores más negativos ^[8,9]. El aumento de las HOA es directamente proporcional al error esférico corregido, de manera que cuanto mayor sea la corrección de la ametropía, mayor será el valor de la AE (ya sea hacia valores positivos o negativos) manifestado tras la intervención. Para evitar la inducción de HOA parece, pues, preciso una mejoría en los algoritmos de ablación y una mayor comprensión de la interacción láser-tejido corneal, al mismo tiempo que de la respuesta biomecánica de la córnea ^[10].

¹ La implantación de LIOs asféricas con AE negativa se encuentran contraindicadas tras la cirugía refractiva corneal hipermetrópica debido a que, en lugar de compensar, incrementan la aberración esférica negativa existente, deteriorando la calidad de la imagen retiniana. ^[8]

Por otro lado, el *cristalino* es el segundo elemento óptico que constituye el globo ocular. Puede ser definido como un cuerpo transparente, avascular y biconvexo situado en el eje anteroposterior que, junto a la córnea y, en menor medida, junto al humor acuoso y el cuerpo vítreo, enfoca la luz incidente sobre los elementos sensoriales de la retina. Está compuesto por diversas capas concéntricas que, desde la más externa a la más interna, se diferencian en cápsula, epitelio, corteza y núcleo. Igualmente, el cristalino puede describirse como una lente biconvexa cuyo radio anterior y posterior abarca valores medios entorno a 10.2 (mm) y -6.0 (mm), respectivamente. La separación entre ambos dioptrios es de 4 (mm) y el diámetro de los mismos ronda los 9.4 (mm). Además, su índice de refracción varía, de forma gradual, a lo largo de toda la estructura cristaliniana, de manera que el valor máximo encontrado en la zona nuclear (1.40-1.41) se reduce progresivamente hasta alcanzar la superficie cortical (1.36)^[1, 11]. Todas las anteriores características físico-ópticas mencionadas proporcionan al cristalino un poder refractor de, aproximadamente, 20(D).

En individuos sanos y jóvenes, cuando el sistema acomodativo no está activado, la AE del cristalino es negativa y de similar magnitud a la aberración esférica positiva de la superficie corneal anterior. Por lo tanto, en estas condiciones, ambas fuentes de aberración tienden a cancelarse, alcanzándose una AE ocular más baja que la corneal. Sin embargo, los cambios sufridos en el radio de curvatura de los vértices, grosor e índice de refracción del cristalino durante todo el ciclo vital provocan que, a partir de los 45 años de edad, la AE negativa del mismo se torne hasta alcanzar un valor positivo, con el que no solamente la aberración corneal no será compensada, sino que se verá incrementada, reduciéndose, así, la sensibilidad al contraste en condiciones escotópicas y aumentándose los efectos ópticos secundarios, como son el resplandor o los halos^[10, 4].

El término «catarata» fue introducido y definido por Constatinus Africanus en el año 1017DC como «algo depositado sobre algo». En castellano la palabra «catarata» se utiliza desde 1250, y fue descrita por Cajal como «un telón que ocultaba el mágico teatro de la vida»^[12]. Aunque bien es cierto que la definición de Cajal evidencia una lírica capaz de transmitir al lector unas sensaciones ausentes en la descripción de Constantinus, ambos llegaron a una misma conclusión en diferentes momentos del tiempo: la catarata se trataba de una opacificación de alguna de las estructuras que constituían el globo ocular. Actualmente, es sabido que la catarata es una opacificación del cristalino debida a la pérdida de la disposición y organización de las fibras cristalinianas, y no es esta afección algo que carezca de relevancia, pues, según la Organización Mundial de la Salud (OMS), las cataratas no operadas son la principal causa de ceguera a nivel mundial^[13]. Si bien no existe ningún tratamiento médico que haya demostrado su eficacia para impedir su desarrollo o progresión, la intervención quirúrgica mediante facoemulsificación ha resultado ser una de las soluciones más idóneas, constituyendo el 70-80% de toda cirugía ocular y siendo la intervención más frecuente de todas las que se practican en el área oftalmológica^[14]. No obstante, el simple hecho de retirar el cristalino implica eliminar su contribución al poder refractor del globo ocular, al mismo tiempo que comprometer la capacidad acomodativa del sistema visual. Atendiendo a ello, una de las soluciones a las que se puede recurrir es a la implantación de lentes intraoculares (LIOs).

El mercado actual pone a disposición del usuario diferentes tipos de LIOs. Entre ellas, se encuentran las LIOs monofocales de geometría esférica o esférica cuyo objetivo es neutralizar el error refractivo en visión lejana. Por otro lado, las LIOs multifocales refractivas permiten la corrección de la ametropía del paciente tanto en visión lejana como en visión próxima, pues, al presentar dos o más potencias distintas a lo largo de su zona óptica, tanto las imágenes enfocadas fuera de foco como las proyectadas sobre el mismo, se presentan simultáneamente sobre la retina. Es en el cerebro donde reside la función de filtrar el componente borroso e interpretar únicamente el de mayor nitidez con el fin de proporcionar una visión adecuada para las diferentes distancias ^[14]. Por último, debido a que el astigmatismo corneal es una consideración a tener en cuenta, se han descrito LIOs tóricas capaces de compensarlo. El requisito más importante de una LIO esferocilíndrica radica en su capacidad de estabilidad rotacional ^[16], pues aproximadamente 1 grado de rotación fuera de eje resulta en una pérdida de hasta el 3.3% de la potencia del cilindro de la LIO ^[17]. No obstante, la implantación de una LIO tórica es más efectiva y predecible que las incisiones corneales, ya que presenta mejores resultados refractivos y visuales y, consiguientemente, una mayor libertad visual con respecto a esta última opción ^[14]. Estos dos últimos grupos mencionados también pueden confeccionarse con superficies esféricas o asféricas, dando lugar a LIOs multifocales y/o tóricas de geometría esférica o asférica.

1.2. LIOs ESFÉRICAS.

Este tipo de diseño introduce una AE positiva que, al igual que ocurría en presencia del cristalino envejecido, se suma a la AE positiva de la córnea, la cual se mantiene invariable a lo largo de la vida, y reduce, de esta forma, la sensibilidad al contraste ^[18]. La geometría de una LIO esférica viene definida por su factor de forma (ec.1), es decir, por la relación existente entre los radios de la superficie anterior (R_1) y posterior (R_2):

$$X = \frac{R_2 + R_1}{R_2 - R_1} \text{ (ec.1)}$$

Este parámetro es importante pues, aunque la AE de una lente esférica no pueda ser eliminada por completo, puede minimizarse cuando se toma una lente con la curvatura apropiada de sus superficies, o lo que es lo mismo: con su factor de forma óptimo. Resultados de diversos estudios ^[19,20] revelan que el factor de forma óptimo capaz de reducir al máximo la AE se encuentra entre 0 y +1, valores que se corresponden con una lente equiconvexa y con una lente convexpoplana, respectivamente (fig.1).

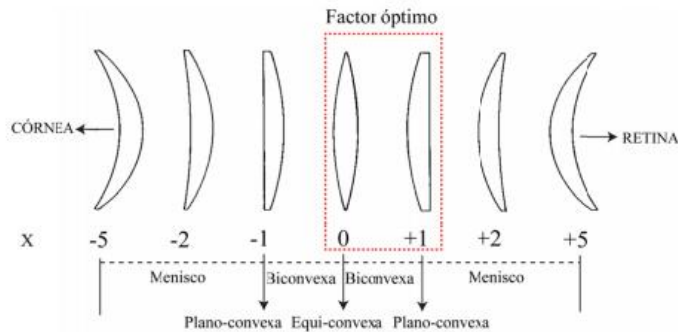


Fig. 1: Relación entre el factor de forma, X, y la geometría de una lente monofocal. En el cuadro rojo se muestran las formas de la lente que proporcionan los valores de AE más bajos: lente equiconvexa ($X=0$) y lente convexpoplana ($X=+1$), con su cara convexa orientada hacia la córnea. ^[21]

Igualmente, para obtener la AE mínima de una lente esférica se ha de tener en cuenta, además, la distancia existente desde el punto objeto hasta el plano principal objeto de la lente y desde la imagen hasta el plano principal imagen de la lente. De ahí que entre en juego otro factor, esta vez, llamado factor de posición de Conddington (ec.2), que depende de la relación de las distancias objeto (S) e imagen (S') medidas desde los respectivos planos principales de la LIO.

$$Y = \frac{S'+S}{S'-S} \text{ (ec.2)}$$

Dado que el objeto para la LIO es la imagen generada por la córnea del objeto que realmente está siendo observado, el factor de posición está relacionado con las características del ojo en el que la LIO va a ser implantada. Es decir, en el caso de las LIOs esféricas dicho factor depende de la potencia de la córnea, la posición de la lente en el ojo y del tamaño y posición del diafragma del iris.

1.3. LIOs ASFÉRICAS.

Con el fin de no incrementar la AE total del globo ocular mediante la introducción de una lente esférica positiva (fig.2.a), se han desarrollado LIOs esféricas de AE negativa (Fig. 2.b) o AE neutra (Fig. 2.c). La primera de ellas es capaz de neutralizar de forma parcial o total la AE positiva proveniente de la córnea, de forma que la AE total sea nula o mínima tras su implantación. En contraste, la LIO libre de AE sigue otro parámetro de diseño con el fin de que la AE final sea igual al valor de la AE corneal, es decir, la LIO libre de AE no introduce AE de ningún tipo en el sistema ^[18].

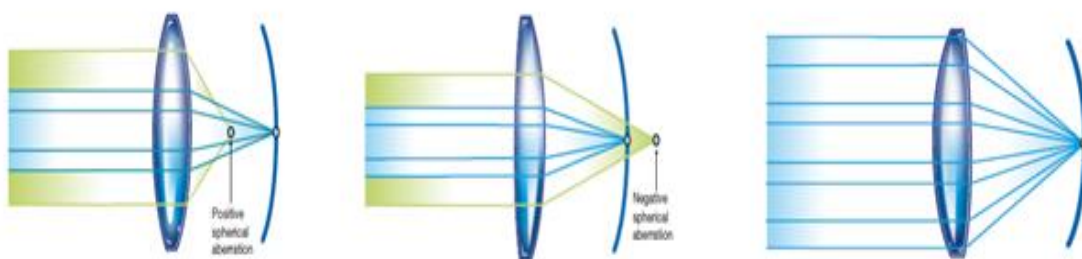


Fig.2. a) LIO monofocal esférica que genera AE positiva. b) LIO monofocal esférica que genera AE negativa. c) LIO monofocal esférica libre de AE.

Ambos diseños esféricos, en comparación con los esféricos, reducen la aberración AE total del globo ocular ^[22,23] y aumentan la sensibilidad al contraste, tanto en condiciones escotópicas ^[23] como mesópicas ^[18]. No obstante, la profundidad de foco generada por las lentes esféricas es menor a la producida por las esféricas, lo que se traduce en una disminución teórica de la agudeza visual (AV) para diferentes distancias. Rocha y asociados ^[24] evidenciaron que la AE residual después de la cirugía de cataratas puede mejorar la profundidad del foco y, también, que la tolerancia al desenfoque parece ser menor en los ojos implantados con LIOs esféricas (AcrySof IQ) que con las LIOs esféricas (Sensar AR40 y AcrySof SN60AT).

Dentro del grupo de las LIOs esféricas, se ha puesto de manifiesto que existe un mayor rendimiento visual en los pacientes implantados con LIOs esféricas que generan AE negativa, frente a los que lo han sido con LIOs esféricas libre de AE. En el estudio realizado por Ahmad et al. [25] se afirmó que la sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas y mesópicas a frecuencias espaciales de 1, 2, 5, 10 y 20 ciclos por grado fueron mejor en el grupo Tecnis Z900 en comparación con el grupo Akreos AO (Tabla. 1). Este hecho fue debido a que el grupo Tecnis Z900 introduce una AE negativa de $-0.27 \text{ (}\mu\text{m)}$ que neutraliza la AE positiva de la córnea, aumentando, de esta manera, la calidad visual y sensibilidad al contraste [25]. Los resultados obtenidos en este estudio son coherentes con los de otros anteriormente realizados [26,27, 28].

Es de destacar que la mayor sensibilidad al contraste y la menor AE de las LIOs esféricas que generan AE negativa sólo se pueden lograr cuando la lente se encuentra centrada correctamente en la bolsa capsular, pues el descentramiento de la superficie lenticular puede incrementar la AE total y disminuir la sensibilidad al contraste en mayor cuantía a la introducida por un diseño esférico convencional. Por lo tanto, en casos donde el centrado adecuado de la LIO sea dudoso, se debe evitar la implantación de lentes de AE negativa y optar por diseños esféricos libres de AE [25].

1.3.1. LIOs MONOFOCALES ESFÉRICAS COMERCIALES.

A continuación se exponen algunas de las LIOs esféricas que oferta el mercado actual (tabla.1). Éstas serán clasificadas en función de la AE que generan, diferenciándose, así, dos grupos que ya fueron antes mencionados: LIOs de AE negativa y LIOs de AE neutra.

Tabla.1: Exposición de algunas de las lentes esféricas ofertadas por el mercado actual.

LIOs MONOFOCALES ESFÉRICAS					
LIOs DE AE NEGATIVA			LIOs DE AE NEUTRA		
Compañía	Modelo	AE	Compañía	Modelo	AE
ALCON	Acrysof IQ Aspheric SN6CWF	$-0.20 \text{ (}\mu\text{m)}$	Rayner	C-flex® and Superflex®	$0 \text{ (}\mu\text{m)}$
	TECNIS Z9000	$-0.27 \text{ (}\mu\text{m)}$	B&L	SofPort®	$0 \text{ (}\mu\text{m)}$
			Human Optics AG	Aspira®	$0 \text{ (}\mu\text{m)}$
Myalcon	Acrysof® IQ	$-0.20 \text{ (}\mu\text{m)}$	Bausch+Lomb	AKREOS® AO	$0 \text{ (}\mu\text{m)}$
PrecisionLens	Tecnis ZCB00	$-0.27 \text{ (}\mu\text{m)}$			

1.4. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN.

La calidad de la imagen de un sistema óptico está determinada por la capacidad que éste tiene para representar fielmente un objeto. Evaluar la calidad de imagen de una LIO antes de que ésta sea implantada en un paciente, es hoy elemento de interés [18, 22, 23, 24, 28]. Tanto los bancos ópticos como los programas informáticos proporcionan información físico-óptica relevante. Algunos de los parámetros ofrecidos por éstos últimos permiten evaluar, de forma teórica, la calidad de imagen de cualquier sistema óptico:

Función de Transferencia por Modulación (MTF). La MTF ofrece el grado de detalle, esto es, la reducción del contraste en función de la frecuencia espacial de la imagen a su paso por el sistema óptico [10]. Cuando frente a un sistema óptico se sitúa una mira de Foucault con una cierta frecuencia espacial (número de líneas por milímetro), la distribución de la intensidad de luz de la imagen es diferente a la del objeto debido a la difracción y las aberraciones generadas tras el paso por el sistema óptico (Fig.3). Así, cuanto mayor es la frecuencia espacial (más estrechas y juntas se encuentren las líneas) más patente es el fenómeno, es decir, una mayor parte de la luz de las zonas claras pasa a las zonas oscuras.

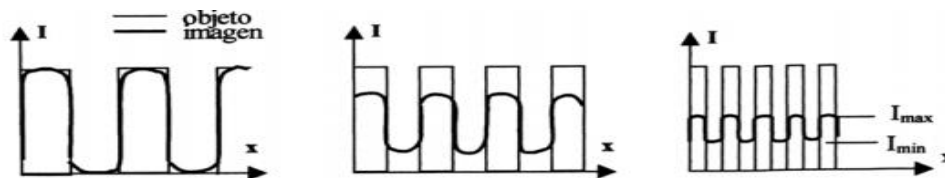


Fig.3: Cuanto mayor es la frecuencia espacial, mayor es la intensidad de luz que se transfiere de las zonas claras a las oscuras en un sistema óptico real.

La MTF suele representarse como una curva frente a la frecuencia espacial del objeto. Su valor es 1 para una frecuencia espacial cero, y decrece hasta llegar a valer cero para una frecuencia espacial correspondiente al límite de resolución. En la figura 4 se muestra la representación gráfica de la MTF de un sistema perfecto y un sistema limitado por aberraciones.

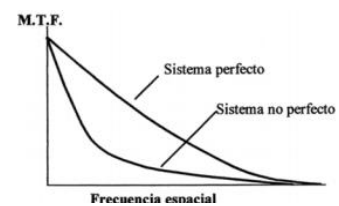


Fig. 4: Representación de la MTF de un sistema perfecto (limitado por difracción) y un sistema no perfecto (limitado por aberración).

Aberrometría del frente de onda. La diferencia entre el frente de onda ideal y el frente de onda aberrado es lo que comúnmente se denomina aberración de frente de onda. El frente de onda puede describirse por medio de los polinomios de Zernike para especificar las aberraciones oculares, pudiendo cualquier aberración representarse mediante dichos polinomios [29]. Cada polinomio queda nombrado conforme al sistema de doble índice (Z_n^m), donde n representa el orden radial y m la frecuencia angular [30]. En la literatura se suelen diferenciar dos grupos de aberraciones, las de bajo orden y las de alto orden. Las aberraciones de bajo orden, también llamadas aberraciones de segundo orden, son el desenfoque y astigmatismo, éste en sus dos componentes: horizontal y vertical. A partir del tercer orden, las aberraciones se consideran de alto orden (trefoil, coma, AE...).

Error cuadrático medio del frente de onda. Para compactar toda la información del frente de onda y emplear un solo número se utiliza, por lo general, el concepto de error cuadrático medio o RMS (*root mean square*). La RMS brinda una estimación sobre la variación del frente de onda ideal y el de referencia o real. Matemáticamente, se define como la raíz cuadrática media de la suma de los cuadrados de los coeficientes de Zernike.

2. HIPÓTESIS.

Hipótesis 1: «Para un objeto en eje el factor de forma óptimo capaz de reducir al máximo la AE de unas LIOs esféricas de potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D) se encuentra entre 0.00 y +1.00».

Hipótesis 2: «La calidad de imagen cuando el objeto se encuentra en el eje del sistema, se ve mayormente comprometida ante descentramientos en el saco capsular de LIOs esféricas de AE negativa con potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D) que ante descentramientos de LIOs esféricas libres de AE con potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D)».

Hipótesis 3: «La calidad de imagen cuando el objeto se encuentra en el eje del sistema, se ve mayormente comprometida ante inclinaciones en el saco capsular de LIOs esféricas de AE negativa de potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D) que ante inclinaciones de LIOs esféricas libres de AE de potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D)».

Hipótesis 4: «La calidad de imagen tras la implantación de una LIO esférica, ya sea ésta con AE o libre de AE, en pacientes sometidos a una cirugía refractiva corneal previa, depende de la asfericidad (Q) de la LIO implantada».

3. OBJETIVOS.

- Diseñar LIOs con geometría esférica ($P=+10.00$, $+21.00$ y $+32.00$ (D)), índice de refracción 1.4930, espesor de borde 0.25 (mm) y con diferentes factores de forma (± 2.00 ; ± 1.00 ; ± 0.50 ; ± 0.25 y 0.00). Además, determinar qué factor de forma es el proporciona la menor AE para cada una de las potencias elegidas.
- A partir del factor de forma óptimo, diseñar LIOs con geometría esférica que presenten AE negativa y AE neutra. Estudiar la calidad de imagen proporcionada por las LIOs esféricas, tanto antes como después de ser implantadas en el ojo modelo. Evaluar la tolerancia que presentan ambos modelos de LIOs ante inclinaciones y descentramientos en el saco capsular.
- Estudiar cómo influye la variación de la asfericidad corneal (Q) en la calidad de imagen de cada uno de los diseños esféricos.

4. METODOLOGÍA.

4.1. DISEÑO DE LIOs CON GEOMETRÍA ESFÉRICA PARA DIFERENTES FACTORES DE FORMA.

Aunque la AE de una lente con geometría esférica no pueda eliminarse por completo, puede llegar a minimizarse hasta un valor óptimo. La variación de la relación entre los radios de curvatura de la superficie anterior y posterior de una lente, es decir, la variación de su factor de forma, conlleva la modificación de su AE^[31]. En base a ello, y con el fin de determinar el valor del factor de forma de una LIO esférica, implantada entre el humor vítreo y acuoso, que proporcione una AE mínima, se ha planteado un sistema de ecuaciones en el que el radio de curvatura de cara anterior y posterior (ec.3 y ec.4, respectivamente) han sido calculados en función de la potencia total de la LIO y el factor de forma (ec.5 y ec.1, respectivamente). Se hallaron los correspondientes radios de curvatura a partir de diferentes factores de forma (± 2 ; ± 1 ; ± 0.5 ; ± 0.25 y 0), y se eligió la relación de radios que proporcionó la menor AE para, a posteriori, diseñar las LIOs esféricas.

En la siguiente tabla (Tabla.2) quedan resumidos los parámetros de diseño seguidos para las LIOs monofocales esféricas con diferentes factores de forma.

Tabla.2: Resumen de los parámetros de diseño de la LIO monofocal esférica.

PARÁMETROS DE ENTRADA		PARÁMETROS DE SALIDA
$P_{LIO} = P_1 + P_2 - \frac{ec}{n_{lio}} * P_1 * P_2$ (ec.5)	$P_1 = \frac{n_{LIO} - n_{ac}}{R_1}$ $P_2 = \frac{n_v - n_{LIO}}{R_2}$	$R_1 = \frac{2*f_{LIO}*(n_{LIO}-n_{ac})}{X+1}$ (ec.3)
El factor de forma se encuentra expresado en la ec.1.		$R_2 = \frac{2*f_{LIO}*(n_{LIO}-n_{ac})}{X-1}$ (ec.4)

Donde R_1 es el radio de curvatura de la cara anterior de la LIO, R_2 el radio de curvatura de la cara posterior de la LIO, n_{LIO} el índice de refracción de la LIO, n_{ac} el índice de refracción del humor acuoso, n_v el índice de refracción del humor vítreo, f_{LIO} la focal imagen la LIO, P_1 la potencia de cara anterior de la LIO, P_2 la potencia de la cara posterior de la LIO, P_{LIO} la potencia total del la LIO, ec espesor de centro de la LIO y X el factor de forma de la LIO.

Todos nuestros diseños se realizaron en OSLO²; parten de una potencia total de +10.00, +21.00 y +32.00 (D), espesor de borde (eb) de 0.25 (mm) e índice de refracción correspondiente al polimetilmetacrilato (PMMA). El diámetro de la zona óptica (Φ_{zop}) se estableció en concordancia con la mayoría de los diseños ofertados en el catálogo comercial de ALCON[®] [32]. Por último, el índice de refracción del medio circundante se consideró 1.336 y 1.337, índices correspondientes al humor acuoso y vítreo del modelo de ojo de Atchison, con el que se trabaja en los siguientes diseños. Tanto estos, como los otros datos necesarios para el diseño en OSLO quedan expuestos en la tabla 3.

Tabla 3. Datos tomados para el diseño de la LIO.

DATOS ESCOGIDOS	
P_{LIO}	10.00 (D), +21.00 (D) y +32.00 (D)
n_{LIO}	1.4930
n_{ac}	1.336
n_v	1.337
eb	0.25 (mm)
ec	Al dejar el eb fijado, ec dependerá de R_1 y R_2 .
Φ_{zop}	6 (mm)
X	± 2.00 ; ± 1.00 ; ± 0.50 ; ± 0.25 y 0.00

² **Optics Software for Layout and Optimization** (OSLO) es un software de diseño óptico desarrollado originalmente en la Universidad de Rochester en la década de 1970. Desde entonces, ha sido reescrito varias veces gracias al avance de la tecnología informática. Hoy por hoy, es utilizado tanto por científicos e ingenieros como por alumnos para diseñar y optimizar diseños ópticos.

4.2. DISEÑO DEL OJO MODELO.

El ojo modelo elegido fue el ojo de Atchison ^[33] (Tabla.4). Este modelo no presenta un valor fijo para la curvatura de la cara posterior de la córnea, sino que, en su lugar, propone una ecuación dependiente de la edad para calcularlo. Sabiendo que la prevalencia de cataratas aumenta con la edad, y afecta a más del 40% de las personas caucásicas cuya edad está comprendida entre los 70-75 años, el radio de curvatura obtenido para una edad elegida de 70 años según la ec.6 fue de 6.43 (mm).

$$R_2 = 6.609 - 0.00247 * edad \text{ (ec.6)}$$

Por otro lado, debido a que la asfericidad apenas varía con la edad, se tomó un valor constante, previamente establecido por Navarro, de $Q = -0.26$. Tanto estos como el resto de los parámetros del ojo de modelo de Atchison, una vez introducida la LIO, se exponen a continuación:

Tabla.4. Parámetros del ojo modelo de Atchison. Los parámetros que presentan un asterisco (*) son los valores a determinar. El espesor de cada de cada superficie significa la distancia desde su vértice al vértice de la siguiente superficie.

	Radio [mm]	Espesor [mm]	Índice de refracción	Constante de conicidad
Córnea anterior	7.79	0.54	1.376	-0.26
Córnea posterior	6.43	2.46	1.376	0.00
Pupila	1.5	1.40	---	---
Humor acuoso	---	---	1.336	---
C. Ant. LIO	R_{1LIO}	*	1.4930	*
C. Post. LIO	R_{2LIO}	*	1.4930	---
Humor vítreo	---	---	1.337	---
Retina	-12.00	---	---	---

Durante la evaluación de la calidad de imagen producida por las diferentes LIOs, la distancia de la posición efectiva de la lente (ELP) se mantuvo constante (ELP= 4.40 (mm)), mientras que la longitud axial se varió en función de la potencia total de la LIO. La longitud axial correspondiente a cada una de las potencias fue hallada de forma automática cuando se activó la opción *Axial ray height* con valor nulo sobre el espesor (*Thickness*) de la cara posterior de la LIO en el programa OSLO.

Por otro lado, la AE corneal del modelo de ojo de Atchison fue hallada cuando se realizó una aberrometría tras haber igualado el índice de refracción del cristalino y vítreo al del humor acuoso. Se utilizó la opción *autoparaxial focus* con el fin de disminuir la probabilidad de error durante el cálculo aberrométrico. No se tuvo en cuenta que la AE corneal no fuera de una magnitud similar a la de la población normal (+0.30 (μm) cuando el diámetro pupilar es de 6 (mm)) ^[5].

4.3. DISEÑO DE LIOs CON GEOMETRÍA ASFÉRICA.

A partir de las LIOs esféricas con factor de forma óptimo, se diseñaron las respectivas lentes asféricas siguiendo dos criterios de asferización. El primero consistió en modificar la constante cónica hasta compensar la AE corneal, y el segundo hasta conseguir que la AE inducida por la LIO fuese nula.

4.3.1. LIO ASFÉRICA CON AE NEGATIVA.

La LIO esférica con factor de forma óptimo se implantó en el modelo de ojo de Atchison y, una vez en él, se varió la longitud axial de forma automática mediante la opción *Axial ray height* sobre el espesor (*Thickness*) de la cara posterior de la LIO. Se verificó que, una vez activada esta opción, el desenfoque era igual o menor a ± 0.25 (D). Después se asferizó la primera superficie de la lente hasta que el valor de la AE del sistema ocular (córnea+LIO) fue nulo (con una tolerancia de $\pm 0.05(\mu m)$ de error).

4.3.2. LIO ASFÉRICA LIBRE DE ABERRACIÓN ESFÉRICA.

Con el fin de que la AE final del sistema ocular fuera igual al valor de la AE corneal, es decir, con el fin de que la AE generada por la LIO fuera nula, se siguió un criterio de diseño en el que se minimizó la totalidad de la AE de la LIO por sí sola. La LIO con factor de forma óptimo no fue implantada en el ojo modelo de Atchison, sino que se simuló la vergencia que deberían tener los rayos tras atravesar la córnea del ojo modelo sin que éste estuviera presente. Una vez modificada la vergencia de los rayos, posicionando el objeto en la imagen que debería generar la córnea del ojo modelo, se asferizó la primera superficie de la lente hasta que el valor de la AE de la LIO fue nulo (con una tolerancia de $\pm 0.05(\mu m)$ de error).

4.4. VARIACIÓN DE LA ASFERICIDAD CORNEAL.

Las cirugías refractivas corneales, al alterar la asfericidad del perfil corneal, implican un cambio en la AE de esta superficie óptica. En concreto, la cirugía refractiva corneal miópica, que aumenta la asfericidad corneal generando una superficie oblata, induce un aumento de la AE hacia valores positivos; mientras que, por otro lado, la cirugía refractiva corneal hipermetrópica, que disminuye la asfericidad corneal y genera una córnea «hiperprolata», induce un aumento de la AE, esta vez, hacia valores negativos. Dado que la AE total del ojo se define como la suma de la AE corneal y la AE del cristalino, cuando un paciente se ha sometido a una cirugía refractiva corneal y, posteriormente, pasa a someterse a una cirugía cristaliniana y, por ende, la AE del cristalino pasa a ser la AE generada por la LIO, saber qué tipo de AE es la que genera esa lente se convierte en algo fundamental... Pues, ¿Qué podría pasar si a un paciente que se ha sometido a una cirugía corneal miópica se le implantase una LIO que genera una AE negativa? y, si, por lo contrario ¿Ésta se le implantase a un paciente que se ha sometido a una cirugía corneal hipermetrópica? Y, ¿si en vez de implantar una LIO asférica que induzca AE negativa se le implanta una LIO asférica libre de AE?

Estudiar el comportamiento de los modelos anteriormente diseñados en cuatro córneas intervenidas es el fundamento de este apartado. Dos de esas córneas fueron diseñadas simulando una previa cirugía miópica ($Q=+0.95$ y $Q=+0.475$)^[34]; y las otras dos simulando una previa cirugía hipermetrópica ($Q=-1.47$ y $Q=-0.735$). Dado que los resultados fueron similares para todas las potencias, en este trabajo sólo se expondrán los de una de ellas: los de la LIO de potencia 21 (D). Todas las variaciones de la asfericidad corneal se realizaron cuando la posición de las LIOs era la adecuada.

4.5. ANÁLISIS DE LA IMAGEN.

Todas las lentes diseñadas se sometieron a descentramientos e inclinaciones de 0 (mm) a 2 (mm) en pasos de 0.5 (mm), y de 0 (°) a 10 (°) en pasos de 2.5 (°), respectivamente. Tanto los descentramientos como las inclinaciones se realizaron con la opción *Wide Angle Mode* activada. 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:

- *Función de contraste o Función de Transferencia de la Modulaci3n (MTF)*. La valoraci3n de la calidad de imagen en funci3n de la MTF se bas3 en la norma ISO 11979-2 (1999). La norma ISO 11979-2 decreta que para una frecuencia de 100 ciclos/ mm (aproximadamente 30ciclos/grado) y un radio de pupila de entrada de 3(mm) el valor de la MTF ha de ser igual o mayor a 0.43 ^[35].
- *Aberraci3n de frente de onda*. La valoraci3n, en este caso, se hizo conforme el criterio de Marechal. Éste establece que un sistema 3ptico est3 limitado por difracci3n cuando el valor de su RMS es menor a $\lambda/14$ ^[36].
- *Equivalente esférico (EE)*. El error refractivo producido fue calculado en funci3n del EE (ec.7) y obtenido a partir del desarrollo de la aberraci3n de frente de onda en polinomios de Zernike. Todas las LIOs se valoraron conforme a La norma ISO 11979-2(1999), la cual permite una tolerancia de EE no mayor a ± 0.40 (D).

$$EE = \frac{-(4\sqrt{3}C_2^0 - 12\sqrt{5}C_4^0 + 24\sqrt{7}C_6^0 - 40\sqrt{9}C_8^0)}{r_{PS}^2} \text{ (ec.7)}$$

Donde C_2^0 se corresponde con el coeficiente de desenfoque, C_4^0 con el de la AE de tercer orden, C_6^0 y C_8^0 con el de la AE de alto orden y r con el radio de la pupila de salida. El radio de la pupila de salida fue calculado a partir de un diafragma de apertura (iris) cuyo diámetro era de 3 (mm).

- *Coeficientes de Zernike*. Se estudiaron los valores de los coeficientes de Zernike correspondientes al desenfoque (C_2^0) y AE (C_4^0) cuando la LIO se encontraba aislada e incluida dentro del ojo modelo.

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.1. ABERRACIÓN ESFÉRICA OBTENIDA DURANTE EL DISEÑO DE LIOs [10,21, 32 (D)] CON GEOMETRÍA ESFÉRICA PARA DIFERENTES FACTORES DE FORMA.

Nótese que la variación de la relación entre los radios de curvatura de la superficie anterior y posterior de una lente, es decir, la variación de su factor de forma, conlleva la modificación de su AE. El **factor de forma que minimiza mayormente la AE de las LIOs esféricas descritas en la tabla 3 alcanza un valor de +0.25** para cada una de ellas. En contraste, el factor de forma que aumenta notoriamente la AE toma un valor de -2.00 (Tabla.5). A medida que el factor de forma se aleja del valor óptimo ($X=+0.25$), la AE se ve incrementada para cada una de las potencias. A destacar es que, **dentro de un mismo factor de forma, este incremento no se produce de manera idéntica para cada una de las potencias estudiadas, sino que, a medida que aumenta la potencia, aumenta, también, la AE.** Así pues, póngase, por ejemplo, especial atención en la AE generada por las LIOs de potencia 10 y 32 (D) y factor de forma -2.00; en ellas, claramente se puede observar que, dentro de ese mismo factor de forma, la AE generada por la LIO de mayor potencia es superior a la producida por la LIO de menor potencia

Tabla 5: Valores numéricos de la AE para cada una de las potencias y factores de forma. El factor de forma que conlleva una reducción de la AE queda subrayado en verde ($X=+0.25$). Por otro lado, el que genera un aumento considerable de la misma queda subrayado en rojo ($X=-2.00$). Para los factores de forma más extremos, se ve notoriamente incrementada la AE conforme también aumenta la potencia de la LIO.

X	AE ANSI (μm)		
	P= +10.00 (D)	P=+21.00 (D)	P=+32.00 (D)
+2.00	+0.089	+1.058	+8.702
+1.50	+0.051	+0.557	+2.882
+1.00	+0.026	+0.264	+1.139
+0,50	+0.012	+0.121	+0.467
+0.25	+0.009	+0.095	+0.354
+0.00	+0.010	+0.098	+0.359
-0.25	+0.013	+0.130	+0.483
-0.50	+0.019	+0.191	+0.738
-1.00	+0.040	+0.417	+1.778
-1.50	+0.073	+0.816	+4.078
-2.00	+0.119	+1.474	+15.990

5.2. ANÁLISIS DE LA ABERRACIÓN ESFÉRICA CORNEAL DEL OJO MODELO DE ATCHISON.

Por cuanto que en este apartado sólo tiene cabida el diseño de dos dioptrios y un diafragma de apertura (la córnea y el iris), las superficies consecutivas a éste fueron neutralizadas durante su diseño en OSLO. La evaluación de la calidad de imagen de la córnea del ojo de Atchison culmina con un valor de la MTF de 0.362 para una frecuencia objeto de 100 ciclos/mm, o lo que es lo mismo, de 30 ciclos/grado. El valor de la frecuencia espacial correspondiente al límite de resolución del sistema es mayor a 200 ciclos/mm (Fig.5).

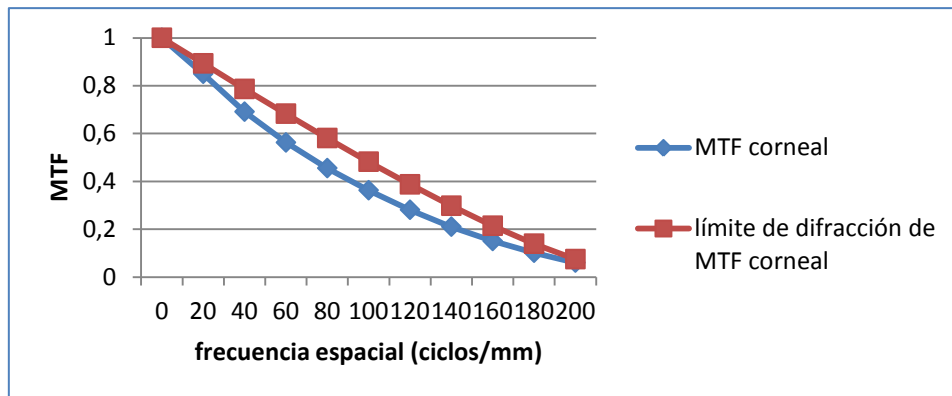


Fig. 5: Representación de la MTF de la córnea del ojo modelo de Atchison (línea azul) y de la MTF limitada por difracción del mismo (línea roja).

Los Coeficientes de Zernike significativos fueron, únicamente, el desenfoque y la AE, cuyos valores, en notación ANSI, ascienden a +0.045 (μm) y **+0.012 (μm)**, respectivamente. Aunque las aberraciones parecen ser muy bajas, no lo son lo suficiente como para que el sistema córnea quede limitado por difracción, y no por aberración. El valor del error cuadrático medio ($RMS_{corneal} = 0.081$) es superior a $\frac{\lambda}{14}$, de manera que, aunque sea ligeramente, el sistema córnea se encuentra limitado por aberración.

5.3. DISEÑO DE LIOs [10,21, 32 (D)] CON GEOMETRÍA ASFÉRICA A PARTIR DE SU FACTOR DE FORMA ÓPTIMO ($X=+0,25$).

A partir de las ecuaciones 3 y 4, y los parámetros de diseño anteriormente mostrados en la Tabla 3, se calcularon los radios de curvatura de la cara anterior y posterior de las LIOs esféricas [10,21 y 32 (D)] con el valor del factor de forma que minimizó la AE de las mismas ($X=+0.25$). El proceso de asferización de cada diseño, a priori, esférico, tuvo lugar tal y como se describe en la sección de métodos. En la tabla 6 se muestran los valores de los radios de curvatura de la cara anterior y posterior de cada una de las LIOs, así como el coeficiente de la asfericidad para cada modelo.

Tabla. 6: Resultados de los radios de curvatura y de las asfericidades correspondientes a un factor de forma de +0,25 y potencias 10,21 y 32 (D).

POTENCIAS (D)	Radios de curvatura para $X=0.25$		Q AE negativa	Q AE neutra
	R ant. (mm)	R post. (mm)		
+10.00	24.960	-41.600	-40.300	-6.652
+21.00	11.855	-19.759	-5.690	-2.181
+32.00	7.800	-13.000	-2.496	-1.493

Cada diseño de LIO fue evaluado tanto de forma aislada como una vez implantado en el ojo modelo:

5.3.1. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN DE LAS LIOs AISLADAS.

En la gráfica que se expone a continuación (Fig. 6) se representan los valores de la MTF para cada uno de los diseños de la LIO de 21 (D), ambos dos fueron evaluados de forma aislada, es decir, sin aún ser insertados en el ojo modelo. Obsérvese que la **LIO esférica neutra, que tiene un valor nulo de AE, presenta una MTF que coincide con el límite de difracción**. De forma aislada, este diseño está, por ende, limitado por difracción, y no por aberración. En contraste, la **LIO esférica que genera AE negativa presenta una MTF que se encuentra por debajo de su límite de difracción y por debajo, también, de la MTF de la LIO esférica con AE neutra**. Evidente es en este último diseño la presencia de una AE negativa que no compensa ninguna que haya sido generada previamente, y que, en consecuencia, y en comparación con la LIO libre de AE, disminuye la calidad de la imagen final.

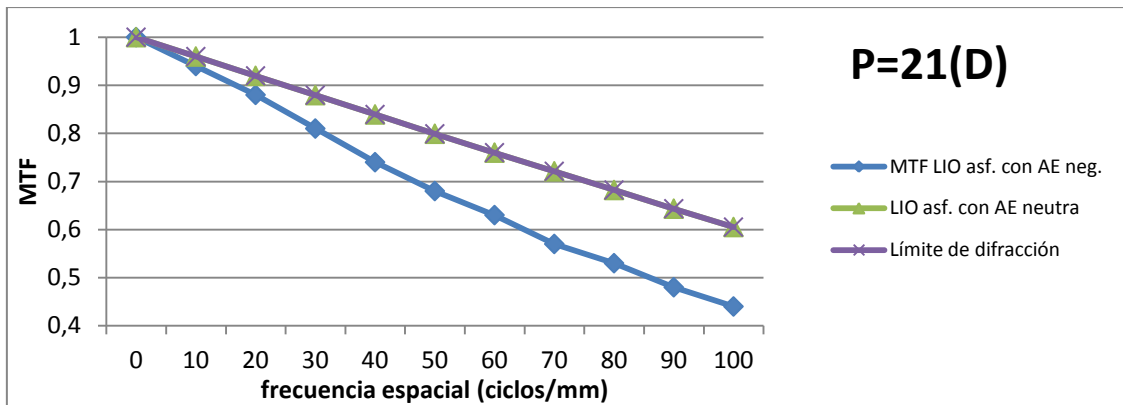


Fig.6: Valores de la MTF correspondientes a los dos modelos esféricos (LIO esférica que genera AE negativa y LIO esférica libre de AE), con potencia igual a 21 (D), cuando fueron evaluados de forma aislada. Obsérvese que la MTF de la LIO esf. que genera AE neutra es coincidente con su límite de difracción, mientras que la MTF de la LIO esf. que genera AE negativa queda por debajo del mismo.

Un comportamiento similar se evidencia para las LIOs de potencia más extrema. Para comprender mejor el comportamiento óptico de cada uno de los modelos estudiados de forma aislada, se realizó una evaluación a través de los coeficientes de Zernike. Los resultados obtenidos quedan expuestos en la siguiente tabla (Tabla.7). Nótese que **las LIOs con AE negativa, como su propio nombre indica, generan una AE negativa que compensa a la AE positiva corneal** (recuérdese que la AE corneal tomaba un valor de **+0.012**). Por su parte, **las LIOs libres de AE, no generan AE**.

Tabla. 7: Valores de los coeficientes de Zernike en notación ANSI para cada potencia y tipo de diseño AISLADO. No se muestran los coeficientes de Zernike que presentaron un valor nulo (a excepción de la AE).

Tipo de diseño		DISEÑO ASFÉRICO CON AE NEGATIVA		DISEÑO ASFÉRICO LIBRE DE AE	
Coef. de Zernike (μm)		Desenfoque (C_2^0)	AE (C_4^0)	Desenfoque (C_2^0)	AE (C_4^0)
Potencia	+10.00	-0.047	-0.012	0.000	0.000
	+21.00	-0.047	-0.012	0.000	0.000
	+32.00	-0.047	-0.012	-0.001	0.000

5.3.2. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN DE LAS LIOs IMPLANTADAS EN EL OJO MODELO DE ATCHISON.

Una vez evaluada la calidad óptica de cada una de las LIOs aisladas, se procedió a hacer lo mismo cuando éstas fueron implantadas en el ojo modelo de Atchison. Con lo que respecta a la LIO de 21 (D), ambos diseños superaron la norma ISO 11979-2 decretada para la valoración de la MTF (Fig.9). Además, **la calidad de imagen del modelo esférico con AE negativa es inmejorable**, pues su MTF es coincidente con el límite de difracción. Aunque no corre la misma suerte **la LIO esférica neutra, cuya MTF se dibuja por debajo del límite de difracción**, la lente supera, igualmente, el valor de 0.43 para 100ciclos/mm ($MTF_{LIO\ P.21\ (D)ASF.NEUTRA} = 0.492$) (Fig.7).

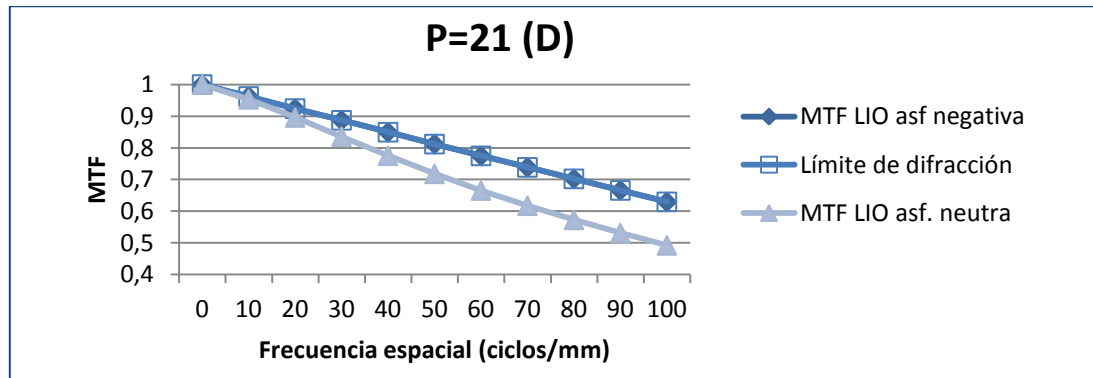


Fig. 7: Representación de la MTF para los dos tipos de diseño de una lente de potencia 21 (D). La MTF de la LIO esférica que genera AE negativa es coincidente con el límite de difracción, mientras que la MTF de la LIO libre de AE se mantiene subyacente.

El comportamiento óptico para las LIOs de potencia más extrema (32 y 10 (D)) es similar al de la LIO anteriormente estudiada. Ambos modelos de estas LIOs, también, superaron la norma ISO 11979-2 decretada para la valoración de la MTF. Para comprender mejor el comportamiento óptico de cada uno de los modelos estudiados, esta vez, ya habiendo sido implantados en el ojo modelo, se realizó una evaluación a través de los coeficientes de Zernike. Los resultados obtenidos quedan expuestos en la siguiente tabla (Tabla.8).

Tabla. 8: Valores correspondientes TRAS LA IMPLANTACIÓN de los coeficientes de Zernike en notación ANSI, para cada potencia y tipo de diseño. No se muestran los coeficientes de Zernike cuyo valor fue nulo.

Tipo de diseño		DISEÑO ASFÉRICO CON AE NEGATIVA		DISEÑO ASFÉRICO LIBRE DE AE	
Coef. de Zernike (μm)		Desenfoque (C_2^0)	AE (C_4^0)	Desenfoque (C_2^0)	AE (C_4^0)
Potencia	+10.00	-0.002	0.000	+0.045	+0.012
	+21.00	-0.002	0.000	+0.045	+0.012
	+32.00	-0.003	0.000	+0.044	+0.012

Nótese que **la AE total del ojo modelo es nula cuando las LIOs esféricas negativas han sido implantadas**. Por otro lado, **la AE corneal** ($AE_{corneal}=+0.012$) **es igual a la AE córnea+LIO esférica neutra**. Por lo tanto, se corrobora que la LIO esférica neutra no produce AE.

5.4.EVALUACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DE LAS LIOs ASFÉRICAS ANTE DESCENTRAMIENTOS E INCLINACIONES.

Una vez evaluada la calidad de las LIOs aisladas y dentro del ojo modelo se han generado, en esta última condición inclinaciones y descentramientos. Los resultados se muestran a continuación:

5.4.1. DESCENTRAMIENTOS.

5.4.1.1.EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN MENDIANTE LA MTF.

Cuando las LIOs se evalúan como un sistema centrado (descentramiento=0), los resultados de la MTF de las LIOs esféricas con AE negativa son mayores que los de las LIOs libres de AE. Sin embargo, a medida que se introducen los descentramientos, el comportamiento óptico y, por tanto, la calidad de imagen final varía dependiendo del modelo de la LIO examinada (Fig.8). Tanto es así que **la MTF de las LIOs esféricas que generan AE negativa decae con creces a medida que el descentramiento aumenta**, y aunque es cierto que la MTF para la LIO de 32 (D) era mayor que para la LIO de 21 y 10 (D) cuando el descentramiento era nulo, ahora, cuando el descentramiento aumenta hasta tomar valores de 2 (mm), la MTF de la LIO esférica con AE negativa y potencia de 32 (D) subyace por debajo de la MTF de las LIOs de menor potencia, 21 y 10 (D), del mismo modelo. **Es decir, a medida que el descentramiento aumenta, disminuye en mayor medida la MTF para las LIOs esféricas negativas de mayor potencia.** En este caso (LIOs esf. con AE neg.), la norma ISO 11979-2 se cumple para todas las potencias sólo cuando se generan descentramientos de 0 (mm) y 0.5 (mm).

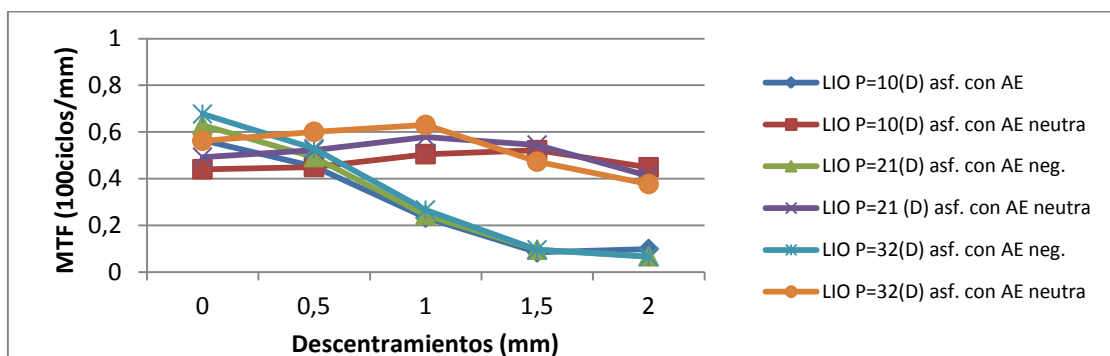


Fig.8: valores de la MTF obtenidos cuando ambos diseños esféricos se someten a descentramientos de 0, 0.5, 1, 1.5 y 2 (mm).

Por otro lado, muy diferentes son los resultados obtenidos de la misma experiencia para las LIOs de igual potencia, pero con diferente diseño. Todas las lentes que generan AE nula muestran una MTF más o menos constante que oscila con respecto al valor de partida. Característica es la mejoría de la MTF durante el descentramiento de 0.5, 1 y 1.5 (mm), para una potencia de LIO de 10 y 21 (D); y durante el descentramiento de 0.5 y 1 (mm) para una potencia de LIO de 32 (D). En este modelo, al igual que en el modelo que generaba AE negativa, se observa una mayor MTF para la LIO de mayor potencia cuando el descentramiento es nulo, pero que, al igual que antes, subyace por debajo de las LIOs de menor potencia cuando el descentramiento se corresponde con el más extremo (2(mm)). **Es decir, a medida que el descentramiento alcanza valores mayores a 1 (mm), la MTF disminuye en mayor medida en las LIOs esféricas libres de AE de mayor potencia.** En este caso, la norma ISO 11979-2 fue superada por la LIO de 10 (D) en todos los descentramientos, y por la LIO de 21 y 32 (D) en los descentramientos de 0, 0.5, 1 y 1.5 (mm).

5.4.1.2.EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN MENDIANTE LA RMS.

A medida que aumenta el descentramiento, la RMS del diseño esférico con AE negativa aumenta en mayor medida que la RMS del diseño esférico libre de AE (Fig.9). Esta diferencia se ve motivada por un mayor incremento de las aberraciones, sobre todo, del desenfoque, AE, astigmatismo a 180° y coma a 90°.

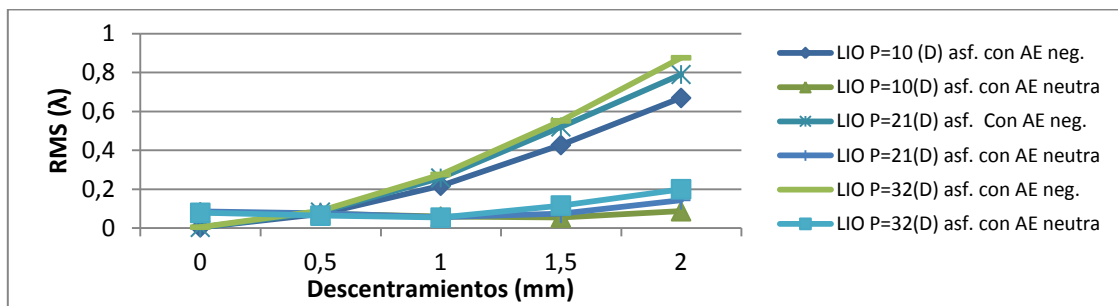


Fig.9: valores de la RMS obtenidos cuando ambos diseños esféricos se someten a descentramientos de 0, 0.5, 1 y 1.5.

Para un descentramiento nulo, el modelo esférico con AE negativa cumple el criterio de Marechal para todas las potencias, pues, para todas ellas, el valor de la RMS es menor a $\lambda/14$ y, por ende, en esta condición las lentes están limitadas por difracción. No obstante, cuando el descentramiento deja de ser nulo, el criterio de Marechal deja de cumplirse a partir de 0.5 (mm) de descentramiento. Por otro lado, cuando el descentramiento es nulo, ninguna LIO asférica libre de AE cumple este criterio, pues el valor de su RMS es mayor a $\lambda/14$. A destacar es que en este último diseño, a diferencia del que genera AE, la RMS se mantiene más o menos constante a medida que aumenta el descentramiento, e incluso, existen situaciones donde las LIOs, aun encontrándose «no centradas», cumplen este criterio (1 y 1.5 (mm) para P=10(D), y 0.5 y 1 (mm) para P=21 y 32(D)). Estos descentramientos son los que, en la evaluación de la MTF, presentaban un valor mayor.

5.4.1.3.EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN CON EL CÁLCULO DEL EQUIVALENTE ESFÉRICO.

Como es de esperar una vez vistas las evaluaciones anteriores, en las que para los diferentes descentramientos el valor de las aberraciones era mayor en el modelo que generaba AE negativa que para el que no, en este caso, el EE también es considerablemente mayor en el grupo de las LIOs asféricas que generan AE negativa que en el grupo que no la genera. Sin embargo, a diferencia de los resultados de las evaluaciones de la MTF y RMS, durante esta evaluación no existe una disminución de los valores del EE para los descentramientos de las LIOs asféricas libres de AE (Fig.10).

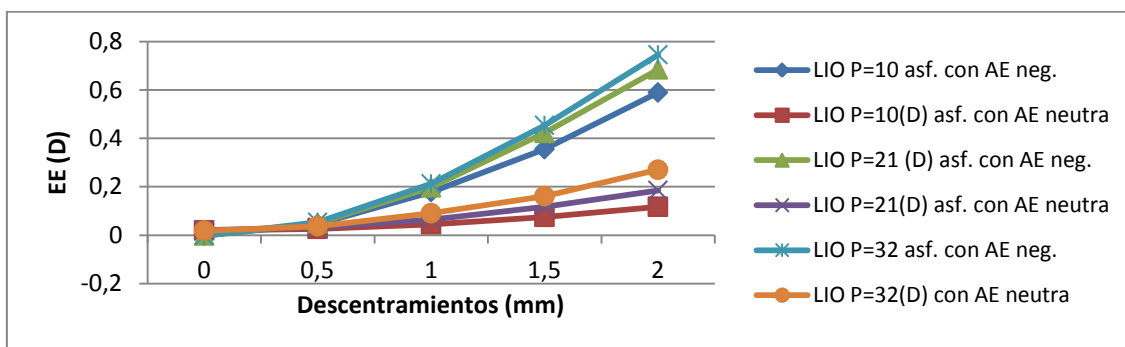


Fig.10: valores del EE obtenidos cuando ambos diseños esféricos se someten a descentramientos de 0, 0.5, 1 y 1.5.

La norma ISO11979-2 para el EE queda superada para todas las LIOs esféricas libres de AE, pero no para todas las LIOs esféricas que generan AE. En este último grupo, la norma ISO 11979-2 se cumple para la LIO de 10 (D) cuando el descentramiento es menor a 1.5 (mm) (incluido), y para las LIOs de 21 y 32 (D) cuando es menor a 1 (mm) (incluido).

5.4.2. INCLINACIONES

5.4.2.1. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN MENDIANTE LA MTF.

Cuando en vez de a descentramientos, ambos diseños se someten a inclinaciones, la regla se invierte para las LIOs de igual potencia. Es decir, **para una misma potencia, la LIO libre de AE presenta una menor MTF que la que genera AE** (Fig. 11).

Parece haber un punto de coexistencia de los valores de la MTF entre inclinaciones de 2.5 y 5° para el modelo con y sin AE. A partir de este punto las potencias más altas (32 y 21 (D)) de un mismo modelo, que para una inclinación nula presentaban una MTF mayor, se tornan hasta tomar un valor de MTF más bajo que la LIO de 10 (D) del mismo diseño. Este fenómeno también ocurría en los descentramientos.

Se destaca que, cuando se comparan entre sí ambos modelos de todas las potencias, **en ningún caso, a excepción de uno, los valores de las MTFs de las LIOs esféricas con AE son menores que los valores de las MTFs de las LIOs esféricas libres de AE**. El caso excepcional se lo lleva la LIO de potencia 32 (D) y con AE negativa que, cuando se somete a una inclinación de 10 grados, su MTF decae por debajo de la MTF correspondiente a la LIO de potencia 10 (D) y con AE neutra. ($MTF_{LIO P.32(D) ASF.NEG} = 0.126$; $MTF_{LIO P.10(D) ASF.NEUTRA} = 0.153$).

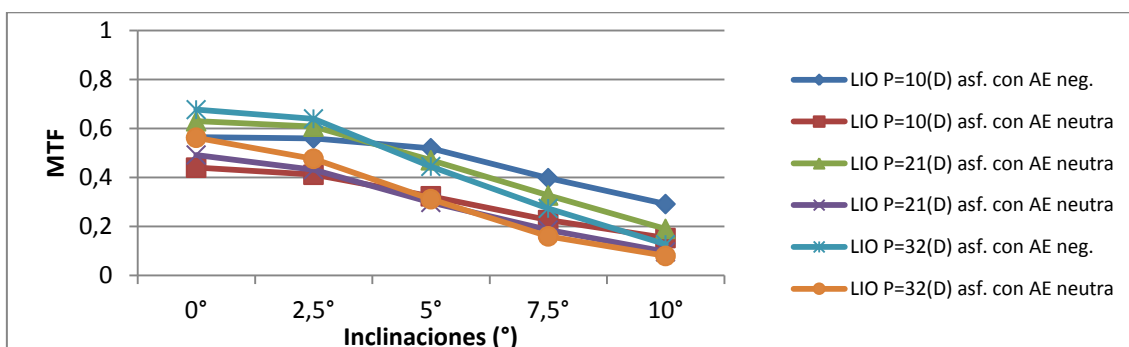


Fig.11: valores de la MTF obtenidos cuando ambos diseños esféricos se someten a inclinaciones de 0, 2.5, 5, 7.5 y 10°.

Ahora, la norma ISO se cumple hasta inclinaciones de 5° (incluido) para todas las potencias de las LIOs esféricas que generan AE negativa, y hasta inclinaciones de 2.5° (incluido) para las potencias de las LIOs esféricas libres de AE (excepto para la LIO con P=10 (D), cuya MTF con esta inclinación es de 0.411, y, por lo tanto, la inclinación límite es algo inferior a 2.5°).

5.4.2.2. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN MENDIANTE LA RMS.

Los valores de las RMS se comienzan a entrelazar a partir de 5°, obteniéndose, al final, **unos valores que aumentan conforme aumenta la potencia. Dentro de la misma potencia, la RMS del modelo esférico libre de AE subyace por debajo del modelo sin AE** (Fig.12). Así, la LIO esférica con AE neutra de potencia 32 (D) presenta un mayor valor de la RMS que el modelo esférico con AE de la misma potencia. Igualmente, la LIO esférica con AE neutra de potencia 21 (D) presenta un mayor valor de la RMS que su modelo esférico con AE.

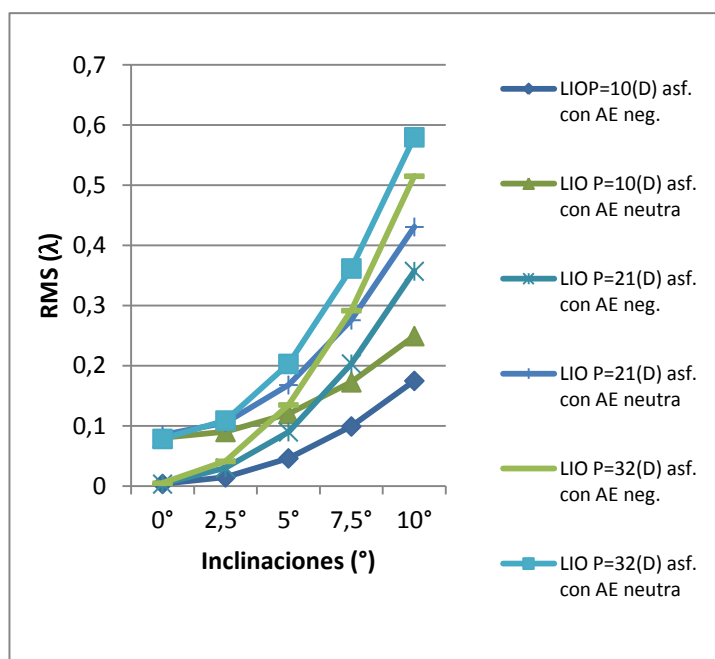


Fig. 12: valores de la RMS obtenidos cuando ambos diseños asféricos se someten a inclinaciones de 0, 2,5, 5, 7,5 y 10°.

5.4.2.3. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN CON EL CÁLCULO DEL EQUIVALENTE ESFÉRICO.

Al igual que como ocurría en la RMS, **el EE aumenta conforme lo hace la potencia, y dentro de una misma potencia el EE es mayor para el modelo libre de AE que para el que genera AE.** De esta manera, a partir de una inclinación de, en este caso, 2,5°, los valores del EE se entrelazan hasta, al final, obtenerse un mayor valor del mismo para una potencia de 32(D) que de 21(D) y, a su vez, que de 10 (D) (Fig.13). Dentro de cada potencia, el modelo libre de AE presenta un mayor EE.

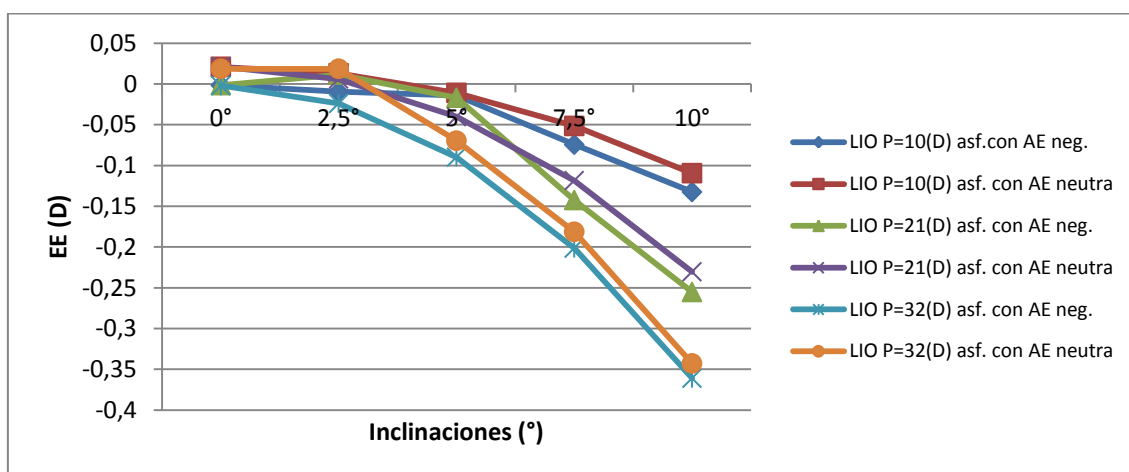


Fig. 13: valores del EE obtenidos cuando ambos diseños asféricos se someten a inclinaciones de 0, 2,5, 5, 7,5 y 10°.

En este caso, todas las LIOs, independientemente de su modelo, cumplen la norma ISO 11979-2.

5.3. EVALUACIÓN DE LA CALIDAD DE IMAGEN ANTE CAMBIOS EN LA ASFERICIDAD CORNEAL.

La cirugía refractiva corneal miópica, genera una superficie oblata, aumenta la asfericidad corneal y, en última instancia, induce un aumento de la AE hacia valores positivos. Dado que la AE total del ojo tras una cirugía cristaliniana se define como la suma de la AE corneal y la AE de la LIO, claro parece, que tras haber aumentado la AE hacia positivos después de una cirugía corneal miópica, sea la LIO que genera AE negativa la que mejor se comporte. No obstante, la LIO que genera AE negativa fue diseñada para compensar la AE generada por una córnea cuya asfericidad era de -0.26, y no para una de +0.95 o +0.475. La AE que generan estas nuevas asfericidades, +0.085 para $Q=+0.95$ y +0.055 para $Q=+0.475$ (Tabla. 9), no va a poder ser en su totalidad compensada por la LIO esférica negativa previamente diseñada (recuérdese que la LIO esférica negativa tenía una AE de -0.012 para $P=21$ (D) (Tabla.7)) ni por la LIO libre de AE (recuérdese que la LIO esférica libre de AE no genera AE, y por lo tanto, la AE de la córnea es igual a la AE total). Es por esto, porque ni la AE negativa generada por la LIO esférica negativa es lo suficientemente alta como para compensar la AE positiva de las nuevas corneas, ni la LIO esférica neutra puede compensar si quiera una parte de AE negativa; por lo que la MTF decae tanto (Fig.14).

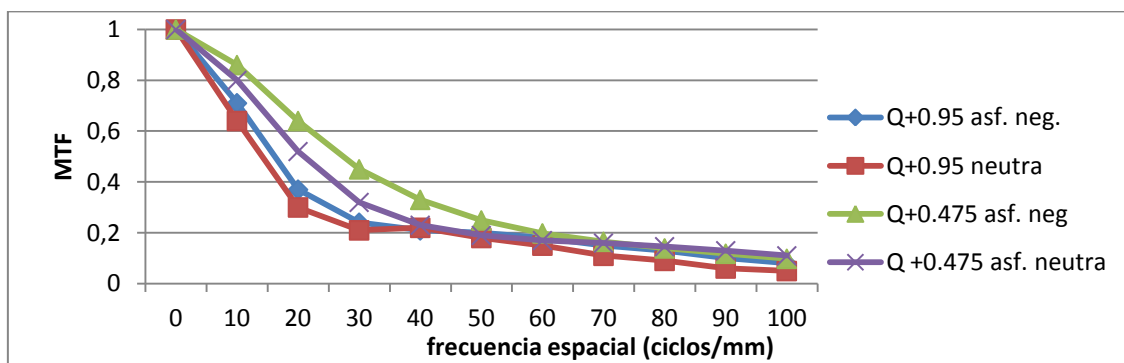


Fig. 14: Simulación de cirugía refractiva miópica. Representación de la MTF cuando una LIO asf. con AE neutra y asf. con AE negativa de potencia 21 (D) es implantada en el ojo modelo de Atchison con asfericidades corneales de +0.95 y +0.475.

Fijémonos en la siguiente tabla (Tabla 9). En ella se expone la AE corneal que generan las nuevas asfericidades, la AE de cada modelo de LIO, y la AE total inducida por cada diseño de LIO y tipo de córnea. La córnea con menor asfericidad ($Q=+0.475$), es la que menor AE positiva produce (la AE cuando $Q=+0.475$ es de +0.055), y por lo tanto, se ve mayormente favorecida cuando la LIO esférica negativa, que genera una AE de -0.012, compensa parte de la AE positiva generada. La AE total cuando se implanta esta LIO es de +0,043. Diferentes es cuando se implanta la LIO esférica neutra, que al no compensar nada de la AE corneal, la AE total es igual a la corneal, es decir, +0.055. Es porque la AE total es mayor tras la implantación de la LIO esférica neutra que tras la esférica con AE negativa, por lo que la calidad de imagen en la primera es peor en la mayor parte de las frecuencias (Fig.14). Lo mismo, pero de forma más exagerada, pasa cuando la asfericidad corneal toma valores de +0.95.

Tabla. 9: Simulación de cirugía refractiva miópica. Se exponen los valores (formato ANSI) de la AE generados por cada córnea, la AE generada por cada modelo de LIO de $P=21$ (D), y la AE total resultante cuando la cada modelo es implantado en el ojo modelo de Atchison con las diferentes corneas.

Q corneal	AE corneal	AE LIO		AE TOTAL	
		Asf. neg	Asf. neutra	Asf.neg	Asf. neutra
+0.95	+0.085	-0.012	0.000	+0.073	+0.085
+0.475	+0.055			+0.043	+0.055

Las cirugías refractivas corneales hipermetrópicas, generaran una córnea «hiperprolata», disminuyen la asfericidad corneal (Q) y, por ende, inducen un aumento de la AE hacia valores más negativos. Dado, pues, que en este caso la AE generada tras la intervención hipermetrópica es negativa, y no positiva, la LIO asférica que genera AE negativa se encuentra contraindicada, ya que genera una AE negativa que se suma a la AE negativa corneal. A diferencia, la asférica neutra es apta tras este tipo de intervención porque, al ser neutra, no suma ni resta AE al sistema completo córnea+LIO (Fig.15).

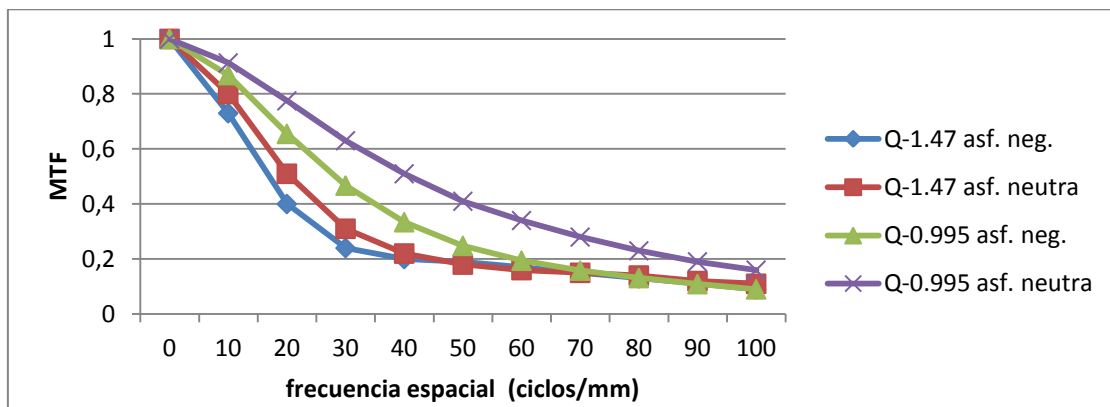


Fig.15: Simulación de cirugía refractiva hipermetrópica. Representación de la MTF cuando una LIO asf. con AE neutra y asf. con AE negativa de potencia 21 (D) es implantada en el ojo modelo de Atchison con asfericidades corneales de -0.054 y -0.029.

Claro es que la LIO asférica neutra implantada en un modelo de ojo cuya córnea presenta un valor de asfericidad igual a -0.995 proporciona una mejor MTF que la que se encuentra implantada en un ojo cuyo perfil corneal toma una asfericidad de -1.47. Esto es porque la AE de la córnea con asfericidad -1.47 es mayor que la de la córnea con asfericidad -0.995 (-0.054 y -0.029, respectivamente (Tabla. 10)).

Tabla. 10: Simulación de cirugía refractiva hipermetrópica. Se exponen los valores (formato ANSI) de la AE generados por cada córnea, la AE generada por cada modelo de LIO de P=21 (D), y la AE total resultante cuando la cada modelo es implantado en el ojo modelo de Atchison con las diferentes córneas.

Q corneal	AE corneal	AE LIO		AE TOTAL	
		Asf. neg	Asf. neutra	Asf.neg	Asf. neutra
-1.47	-0.054	-0.012	0.000	-0.066	-0.054
-0.995	-0.029			-0.041	-0.029

6. CONCLUSIÓN.

Hipótesis 1: «Para un objeto en eje el factor de forma óptimo capaz de reducir al máximo la AE de unas LIOs esféricas de potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D) se encuentra entre 0.00 y +1.00».

SÍ. Para un objeto en eje el factor de forma que minimiza mayormente la AE de las LIOs esféricas descritas en la tabla 3 alcanza un valor de +0.25. A medida que el factor de forma se aleja de este valor óptimo ($X=+0.25$), la AE se ve incrementada para cada una de las potencias, alcanzándose un valor de AE máximo para un factor de forma de -2.00. A destacar es que, dentro de un mismo factor de forma, este incremento no se produce de manera idéntica para cada una de las potencias estudiadas, sino que, conforme aumenta la potencia de la LIO con un factor de forma determinado, aumenta, también, la AE.

Hipótesis 2: «La calidad de imagen cuando el objeto se encuentra en el eje del sistema, se ve mayormente comprometida ante descentramientos en el saco capsular de LIOs esféricas de AE negativa con potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D) que ante descentramientos de LIOs esféricas libres de AE con potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D)».

SÍ. Las LIOs esféricas que generan AE negativa gozan de una mayor calidad de imagen cuando se encuentran centradas en eje, sin embargo, desde el momento en el que se introduce el primer descentramiento esto cambia; y la LIO esférica libre de AE pasa a presentar una mayor calidad de imagen:

- Para una potencia determinada, la MTF de la LIO esférica que generan AE negativa decae por debajo de la MTF de la LIO esféricas libres de AE a partir del primer descentramiento (0.5 (mm)).
- La norma ISO 11979-2 para la MTF:
 - LIOs esféricas que generan AE negativa. Se cumple para todas las potencias estudiadas sólo cuando se generan descentramientos de 0 (mm) y 0.5 (mm).
 - LIOs esféricas libres de AE. Se cumple por la LIO de 10 (D) en todos los descentramientos, y por la LIO de 21 y 32 (D) en los descentramientos de 0, 0.5, 1 y 1.5 (mm).
- La RMS de las LIOs que generan AE negativa supera a la RMS de las LIOs esféricas libres de AE a partir del primer descentramiento (0.5 (mm)).
- El criterio de Marechal:
 - LIOs esféricas que generan AE negativa. Se cumple para todas las potencias estudiadas sólo cuando éstas se encuentran centradas en eje.
 - LIOs esféricas libres de AE. Se cumple para descentramientos de 1 y 1.5 (mm) para $P=10(D)$, y de 0.5 y 1 (mm) para $P=21$ y $32(D)$.
- El valor del EE de las LIOs que generan AE negativa es mayor que el valor del EE de las LIOs libres de AE a partir del primer descentramiento (0.5 (mm)).
- La norma ISO 11979-2 para el EE:
 - LIOs esféricas que generan AE negativa. Queda superada en los descentramientos de 0, 0.5, 1 y 1.5 para la LIO de menor potencia, y en los descentramientos de 0, 0.5 y 1 para potencias de 21 y 32 (D).
 - LIOs esféricas libres de AE. Queda superada para todas las LIOs esféricas libres de AE.

Hipótesis 3: «La calidad de imagen cuando el objeto se encuentra en el eje del sistema, se ve mayormente comprometida ante inclinaciones en el saco capsular de LIOs esféricas de AE negativa de potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D) que ante inclinaciones de LIOs esféricas libres de AE de potencia +10.00, +21.00 y +32.00 (D)».

NO. Las LIOs esféricas que generan AE negativa gozan de una mayor calidad de imagen cuando se encuentran enderezadas y cuando no.

- En ningún caso, a excepción de uno, los valores de las MTFs de las LIOs esféricas con AE son menores que los valores de las MTFs de las LIOs esféricas libres de AE.
- La norma ISO 11979-2 para la MTF:
 - LIOs esféricas que generan AE negativa. se cumple hasta inclinaciones de 5° (incluido) para todas las potencias.
 - LIOs esféricas libres de AE. Se cumple hasta inclinaciones de 2.5° (incluido) para las potencias de las LIOs esféricas libres de AE (excepto para la LIO con P=10 (D) cuya MTF es de 0.411, y, por lo tanto, la inclinación límite es algo inferior a 2.5°)
- Dentro de una LIO de determinada potencia, la RMS asciende cuando el modelo se corresponde con el libre de AE.
- El criterio de Marechal:
 - LIOs esféricas que generan AE negativa. Inclinaciones de hasta 5° (incluido) para la LIO de 10 (D), y de hasta 2.5° (incluido) para las LIOs de 21 y 32 (D) no suponen una limitación del sistema por aberración.
 - LIOs esféricas libres de AE. No se cumple para ninguna inclinación.
- Dentro de una LIO de determinada potencia, el EE asciende cuando el modelo se corresponde con el libre de AE.
 - Todas las LIOs superan la norma ISO 11979-2 para el EE.

Hipótesis 4: «La calidad de imagen tras la implantación de una LIO esférica, ya sea ésta con AE o libre de AE, en pacientes sometidos a una cirugía refractiva corneal previa, depende de la asfericidad (Q) de la LIO implantada».

SÍ. La calidad de la imagen final tras una implantación de LIO esférica depende fundamentalmente del tipo de cirugía refractiva antes realizada:

- Cirugía refractiva corneal miópica:
 - LIOs esféricas que generan AE negativa → indicadas si la AE positiva corneal es igual o mayor a la AE negativa de la LIO.
 - LIOs esféricas libres de AE → contraindicadas si existe la posibilidad de implantar LIOs esféricas que generen AE y cumplan el apartado anterior. Indicadas si no existe la posibilidad de implantar LIOs esféricas que generen AE que cumplan el apartado anterior.
- Cirugía refractiva corneal hipermetrópica:
 - LIOs esféricas que generan AE negativa → contraindicadas.
 - LIOs esféricas que libres de AE → indicadas.

7. REFERENCIAS

1. Helmholtz, H. "Helmholtz's Treatise on Physiological Optics". New York: Optical Society of America, 1925.
2. Kiely, P.; Smith, G.; Carney, L.. "The mean shape of the cornea", *Journal of Modern Optics*, 1982, vol: 19, nº:8, 1027-1040.
3. Viqueira Pérez, V.; Martínez Verdú, F. M.; Fez Saiz, D. Óptica fisiológica: *modelo paraxial y compensación óptica del ojo*. Universidad de Alicante: UA, 2003. ISBN: 84-7908-775-7.
4. Artal, P.; Berrio, E.; Guirao, A.. "Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age". *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* [En línea]. 2002; vol: 19, nº: 99, pp: 137-143.
5. Rosés, J.; Vega, F.; Alba-Bueno, F.; S. Millán, M. "Estudio comparativo de la calidad óptica de lentes intraoculares de diseño esférico y asférico en presencia de errores de inclinación". *Gaceta*. [En línea] 2015, nº: 503, p. 24-28.
6. Manche, Edward E.; Weldon W. Haw. "Wavefront-Guided Laser in Situ Keratomileusis (Lasik) versus Wavefront-Guided Photorefractive Keratectomy (Prk): A Prospective Randomized Eye-to-Eye Comparison (An American Ophthalmological Society Thesis)". *Trans Am Ophthalmol Soc* [En línea], 2011, vol:109, 201-220.
7. Jahadi Hosseini, S.; Hamid Reza, S.; Mohammad Bagher, A.; Mohammad Reza, K.. "Comparison of Higher Order Aberrations after Wavefront-Guided LASIK and PRK: One Year Follow-Up Results" *Journal of Ophthalmic & Vision Research* [En línea], 2016, vol: 11, nº: 4, pp. 350-357.
8. Orlich, C. "Comprendiendo la aberración esférica" *Asociación latinoamericana de cirujanos de catarata*. [En línea], 2017, vol. 24, p.1-1.
9. David, P; Dolores, O. M. "La aberración esférica ocular: inducción y corrección quirúrgica". *Gaceta Óptica* [En línea], 2008, nº:11, pp: 20-26.
10. Marcos, S. "Calidad óptica del ojo". *Investigación y ciencia*. [En línea], 2005, nº345 p.66-74. ISSN: 1665-4412.
11. George Smith, Michael J Cox, Richard Calver, Leon F Garner. "The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye" *Vision Research*. [En línea], 2001, Vol 41, nº: 2 , pp. 235-243..
12. Dolcet Buxeres, L. *Cataratas infantiles congénitas y adquiridas*. Barcelona: Danae, D.L., 1976. ISBN: 8470609491.
13. OMS. Ceguera y discapacidad visual.
14. García Feijóo, J. *Manual de oftalmología*. España: Elsevier.D.L. 2012. ISBN: 978-84-8086-721-4.
15. Sen HN, Sarikkola AU, Uusitalo RJ, Laatikainen L. "Quality of vision after AMO Array multifocal intraocular lens implantation." *J Cataract Refract Surg.* [En línea] 2004, vol: 30, nº:12, pp. 2489-93. ISSN: 0886-3350
16. Mingo-Botín, D; Muñoz-Negrete, FJ; Won Kim, HR; Morcillo-Laiz, R; Rebolleda G; Oblanca N. "Comparison of toric intraocular lenses and peripheral corneal relaxing incisions to treat astigmatism during cataract surgery". *J Cataract Refract Surg*. [En línea], 2010, vol: 30, nº:10. ISSN: 0886-3350
17. Zarranz-Ventura, J.; Moreno-Montañés, J.; Caire y González-Jáuregui, J.; de Nova Fernández-Yáñez, E.; Sádaba-Echarri, L.M.. "Acrysof® toric intraocular lens implantation in cataract surgery" *Arch Soc Esp Oftalmol* [En línea], ago. 2010, vol: 85 nº:8. Versión impresa ISSN 0365-6691.

18. Tandogan T.; Auffarth GU.; Choi CY.; Liebing S., Mayer C. “Khoramnia R. In vitro comparative optical bench analysis of a spherical and aspheric optic design of the same IOL model” *BMC Ophthalmol* [En línea], 2017, vol: 17, n°: 9 . pp. 1-5. ISSN 1471-241
19. D. A. Atchison, “*Optical design of intraocular lenses. I. On-axis performance*”, *Optometry and Vision Science*, vol: 66, n°: 8 (1989), pp: 492-506.
20. D. A. Atchison, “*Optical design of intraocular lenses. I. On-axis performance*”, *Optometry and Vision Science* 66 (9), 579-590 (1989).
21. Remón Martín, L. *Diseño, fabricación y control de calidad de lentes intraoculares multifocales*. Universidad Politécnica de Valencia: une, 2012. ISBN: 978-84-8363-835-4.
22. Semeraro, F.; Romano, M.; Duse, Sarah; C., Ciro. “Quality of vision in patients implanted with aspherical and spherical intraocular lens: Intraindividual comparison” *Indian J Ophthalmol*. [En línea], 2014, vol: 62, n°:4 pp. 461–463. ISSN: 1998-3689
23. Ohtani S1; Gekka S; Honbou M; Kataoka Y; Minami K, Miyata K; Oshika T. “One-year prospective inpatient comparison of aspherical and spherical intraocular lenses in patients with bilateral cataract”. *Am J Ophthalmol* [En línea], 2009 Jun, vol: 147, n°:6, p.984-9, 989. ISSN: 0002-9394
24. Maia Rocha, K; S. Soriano, E.; Chamon, W.; Regina Chalita, M.; Nosé W. “Spherical Aberration and Depth of Focus in Eyes Implanted with Aspheric and Spherical Intraocular Lenses: A Prospective Randomized Study” *Ophthalmology* [En línea], 2007, vol: 114, n°: 11, pp: 2050-2054. ISSN: 0161-6420
25. Ahmad-Reza Baghi; Mohammad-Reza Jafarinasab; Hossein Ziaei; Zahra Rahmani. “Visual Outcomes of Two Aspheric PCIOLs: Tecnis Z9000 versus Akreos AO” *J Ophthalmic Vis Res* [En línea], 2008 January, vol: 3, n°: 1, pp. 32-36. ISSN: 2090-0058.
26. Baghi, AR.; Jafarinasab, MR.; Ziaei, H; Rahmani, Z. “Visual Outcomes of Two Aspheric PCIOLs: Tecnis Z9000 versus Akreos AO” *J Ophthalmic Vis Res* [En línea], 2008, vol:3, n°:1, pp:32-6. ISSN: 2090-0058.
27. Bellucci, R.; Scialdone A.; Buratto, L.; Morselli, S.; Chierigo, C.; Criscuoli, A.; Moretti G; Piers P. “Visual acuity and contrast sensitivity comparison between Tecnis and AcrySof SA60AT intraocular lenses: A multicenter randomized study” , *J Cataract Refract Surg* [En línea], 2005, vol: 31, n°: 4, pp. 712–717. ISSN: 0886-3350
28. Denoyer, A.; Le Lez, ML.; Majzoub, S.; Pisella, PJ. “Quality of vision after cataract surgery after Tecnis Z9000 intraocular lens implantation: effect of contrast sensitivity and wavefront aberration improvements on the quality of daily vision”. *J Cataract Refract Surg* [En línea], 2007, Vol: 33, n°: 2, pp: 210–216. ISSN: 0886-3350
29. Tomás-Juan, J. “Aberrometría ocular: aplicaciones clínicas y limitaciones de los sensores de frente de onda”. *Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular* [En línea], 2014, vol: 12, n°: 1, pp. 93-105. Vidal, R. “Understanding and Interpreting optical aberrations”. *Ciencia tecnología para la Salud Visual y Ocular*, 2011, vol: 9, n°:2, pp. 105-122.
30. Olmo, M.; Nave, R. *Factor de Forma Coddington* [En línea]. Georgia State University, Atlanta, GA: Rod Nave, 2005.
31. Nuevo Cristalino. Todo sobre lentes intraoculares ALCON. [En línea]. España.
32. D.A. Atchison. “Age related paraxial schematic emmetropic eyes”. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 2009, n°: 29, pp.58-64.
33. Vega, A.; Alió, J; Arba, S.; “Corneal higher order aberrations after LASIK for highmyopia with a fast repetition rate excimer laser, optimized ablation profile, and femtosecond laser-assisted flap”. *J Refract Surg* [En línea], 2012; vol: 28; n°:10, pp:689-95.
34. IS/ISO 11979-2 (1999): Ophthalmic Implants-Intraocular lenses, part 2: Optical Properties and Test Methods [MHD 5: Ophthalmic Instruments and Appliances]

35. Born M.; Wolf, E.
Principles of optics: electromagnetic theory of propagation, interference and diffraction of light. 7th. Cambridge: England, 1999. ISBN: 0521642221