



Universidad Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Influencia del modelo de ojo teórico en la evaluación
numérica de lentes intraoculares esféricas

Autor/es

Mohammed Habib

Director/es

Laura Remón Martín

Francisco José Torcal Milla

Facultad de Ciencias/Universidad de Zaragoza

2023/2024

ABREVIATURAS

LIOs: Lentes Intraoculares

AE: aberración esférica

OD: Ojo derecho

OI: Ojo izquierdo

Add: Adición

MTF: Función de transferencia de modulación

CC: Constate de conicidad

AV: Agudeza visual

D: Dioptrías

AMTF: Función de transferencia de modulación de amplitud

PSF: Función de dispersión de punto

RESUMEN

Propósito: analizar y comparar la influencia del ojo modelo en la evaluación numérica de lentes intraoculares (LIOs) esféricas.

Métodos: se han diseñado 3 lentes intraoculares esféricas para cada modelo de ojo utilizado para compensar el 100%, el 50% y el 0% de la aberración esférica corneal de cada uno de ellos. Para el diseño de las diferentes LIOs esféricas se utilizaron los ojos modelos de Gullstrand-LeGrand, Navarro y Atchison. En total se diseñaron 9 LIOs (3 por cada modelo de ojo: AE0, AE 50% y AE 100%). Las LIOs diseñadas se sustituyen por el cristalino del modelo teórico de Navarro y se analizan las diferencias de comportamiento entre las LIOs de un modelo u otro. Se ha evaluado la aberración esférica residual y la función de transferencia de modulación (MTF). Tanto para el diseño de las LIOs como para la posterior evaluación, se ha utilizado el programa de trazado de rayos OSLO EDU.

Resultados: se puede observar que, en líneas generales, las LIOs con mejor comportamiento son las que han sido diseñadas en el propio modelo de Navarro. Entre las LIOs que han manifestado buenos resultados, la LIO diseñada en el modelo de Navarro que compensa el 100% de la AE corneal tiene un comportamiento más estable tanto en la AE residual generada como en los valores de MTF.

Conclusiones: los resultados obtenidos en este estudio demuestran que diseñar LIOs según la aberración esférica corneal del paciente es un buen enfoque para mejorar la calidad óptica después de la cirugía de cataratas.

ÍNDICE

1. Introducción.....	1
1.1. Modelos de ojo teórico.....	1
1.2. Lentes Intraoculares (LIOs).....	4
1.2.1. Monofocales.....	5
1.2.2. Bifocales y Multifocales	5
1.2.3. Lentes Intraoculares Asféricas	6
1.3. Calidad óptica	7
1.3.1. Aberración esférica (AE).....	7
1.3.2. Función de Transferencia de Modulación (MTF).....	7
2. Objetivos	8
3. Metodología	9
3.1. Ojos Modelos	9
3.2. Lentes intraoculares.....	11
3.3. Análisis de la calidad de imagen	13
4. Resultados.....	14
4.1. Calidad óptica de la córnea de Navarro	14
4.2. AE residual de las LIOs evaluadas en el ojo de Navarro.....	15
4.3. MTF de las distintas LIOs en el ojo de Navarro.....	16
4.4. MTF a 100 ciclos/mm	18
5. Discusión	19
6. Conclusión	22
7. Bibliografía.....	23

1. INTRODUCCIÓN

El ojo humano es un sistema óptico formado principalmente por 4 dioptrios, que generan una potencia de 60 Dioptrías (D) aproximadamente. Las cuatro estructuras (caras anterior y posterior corneal y del cristalino) trabajan en conjunto para formar la imagen en retina de un objeto que puede estar en el infinito o a una distancia finita. Para tener una imagen enfocada en la retina en todo momento, el cristalino tiene la capacidad de acomodar para aumentar la potencia del ojo y conseguir enfocar objetos que se encuentran a una distancia menor.

Los antiguos griegos tenían una comprensión errónea de la formación óptica de imágenes y sus descripciones del ojo estaban basadas principalmente en la filosofía. Demócrito (1) describió el ojo humano con dos capas que contienen un humor que pasa por un largo tubo hueco llamado nervio óptico, el cual va desde el ojo hasta el cerebro. A principios del siglo XVII, Scheiner demostró la imagen retiniana al remover la esclera de la parte trasera del ojo de un animal, pudo observar directamente la imagen invertida en la retina. A partir de ese momento, ha ido rápidamente avanzando la comprensión del funcionamiento del ojo. En 1604, Johannes Kepler pudo entender y explicar las diferentes patologías refractivas como la miopía, la hipermetropía y la presbicia. Además de ello, describió los tipos de lentes que compensarían cada error refractivo (lentes cóncavas para miopes y convexas para hipermetropes). Una vez se entendió el funcionamiento de los errores refractivos, empezaron a aparecer modelos sistemáticos para intentar comprender la causa de los errores refractivos y los mecanismos de la acomodación. (2)

En 1921, Willerbrord Snel Van Royen describió la relación entre el ángulo de incidencia y el de refracción. Posteriormente, basándose en la teoría de Willerbrord, Descartes elaboró la Ley de Snell. (3)

Newton (1642-1727) dio el salto al estudio del efecto de las aberraciones monocromáticas sobre las imágenes retinianas. Con el avance del conocimiento en la rama óptica, se desarrollaron diferentes modelos sistemáticos.

1.1 Modelos de ojos teóricos

Los modelos de ojos teóricos son herramientas esenciales en el campo de la óptica y optometría por varias razones:

- Permiten entender el comportamiento del ojo como un sistema óptico, pudiendo mejorar con ello la comprensión de este.
- Permiten el diseño y evaluación de diferentes compensaciones ópticas tales como lentes oftálmicas, lentes de contacto o lentes intraoculares (LIOS).
- Permiten la simulación y estudio de diferentes tratamientos oftalmológicos tales como la cirugía refractiva LASIK.

Existen diferentes modelos de ojo en función de las superficies refractivas que representan. Podemos encontrar desde modelos muy simplificados compuestos por una única superficie refractiva donde se ignoran los aspectos complejos que no son tan

importantes, hasta modelos más complejos compuestos por 4 superficies y que llegan a simular la acomodación del cristalino. (4)

- **Modelo de ojo reducido**

Es el modelo sistemático más reducido. Es anatómicamente incompleto ya que solo tiene una superficie que separa dos medios con diferentes índices de refracción. Para compensar la potencia del cristalino, simplemente se le pone una potencia extra a la superficie principal que actúa como córnea y se reduce la longitud axial del modelo. (2) Dentro de los modelos de ojos reducidos se pueden destacar los siguientes:

El modelo de ojo reducido de Listing:

Modelo muy simple con una única superficie y una retina plana. La primera superficie tiene un radio de 5,6 mm, el índice de refracción del medio es de 1,336 para una longitud de onda de 555 nm, está constituido por una longitud axial de 22,266 mm y contiene una retina plana. (5)

Modelo de ojo reducido de Emsley:

Es un modelo de ojo con una única superficie refractiva (ojo reducido). Estos modelos no tienen cristalino por lo que son inexactos. La falta de cristalino se compensa aumentando la potencia de la córnea y acortando la longitud axial. En este modelo, la córnea tiene una potencia de 60 dioptrías con un radio corneal de 5,55 mm y un índice de refracción de 1,333. (6)

- **Modelo de ojo simplificado**

Estos modelos están compuestos por tres superficies refractivas, donde la primera superficie corresponde a la córnea y las otras dos superficies representan la cara anterior y posterior del cristalino. Estos modelos son un poco más completos ya que también disponen de la apertura de entrada (córnea) situada justo antes de la segunda superficie (cara anterior del cristalino). Este tipo de modelos han sido de gran utilidad para estudiar errores refractivos y acomodativos. Dentro de los ojos modelos simplificados, se puede destacar el siguiente:

El modelo de ojo simplificado de Le Grand:

Es un modelo que consta de 3 superficies refractivas. La primera superficie es la córnea, como segunda superficie hay una lente biconvexa que forma el cristalino y finalmente una retina plana. En este caso, todas las superficies que constituyen el modelo son esféricas. (5)

- **Modelo de ojo completo**

Estos modelos son más completos y están formados por cuatro superficies refractivas. Las 2 primeras superficies representan la córnea y las otras dos el cristalino. Hay algunos modelos más complejos como el de Navarro 85 (7) ya que dispone de superficies esféricas o el de Nadeem Akram (8) donde la cara anterior de la córnea es bicónica y están otros menos complejos que tienen todas las superficies esféricas. Entre los ojos modelos completos tenemos:

Modelo de ojo completo de Le Grand:

Modelo formado por 4 superficies refractivas, dos superficies corneales y otras dos para formar el cristalino. En este caso, el modelo dispone de una forma relajada y una forma acomodada. Para pasar de la estructura relajada a la acomodada, la superficie anterior del cristalino se hace más curvada moviéndose 0,4 mm hacia delante y la superficie posterior se mueve hacia atrás 0,1 mm.

En la Figura 1, podemos observar las diferencias entre los puntos focales y los planos principales del ojo modelo en función de la acomodación del cristalino. (1)

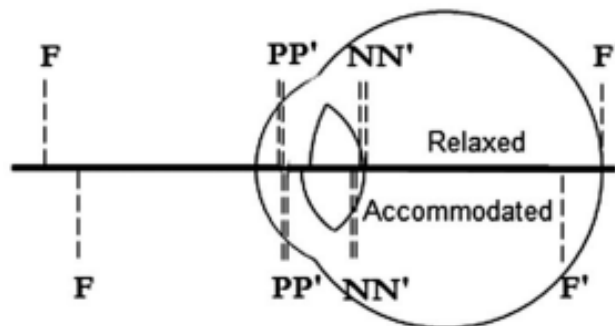


Figura (1): Representación del ojo completo de Le Grand en su forma relajada y acomodada. (1)

El modelo de ojo finito de Nadeem Akram:

Es un modelo realista basado en la media de los frentes de onda de 30 personas jóvenes, emétopes y sanas. El modelo está formado por 4 superficies refractivas y una retina curvada, donde destaca la primera superficie corneal ya que es bicónica con $r_x=7,757$ y $r_y=7,744$ mm. El resto de las superficies son esféricas. En este caso, el cristalino y la córnea están con una inclinación y descentramiento respecto al eje visual para obtener un mejor frente de onda. La principal limitación del modelo es que los valores de aberración esférica y trifoil son muy elevados cuando pasamos los 20° de campo visual. (8)

Modelos de ojo de Kooijman:

Este modelo se diferencia del de Gullstrand-LeGrand solamente en que las superficies dejan de ser esféricas. El resto de los parámetros son iguales (tienen origen común). En este caso, la superficies anterior y posterior de la córnea tienen una asfericidad de -0,25, la superficie anterior del cristalino de -3,06 y finalmente la superficie posterior del cristalino tiene una asfericidad de -1,0. (9,7)

En este trabajo, se han seleccionado los siguientes modelos para para la evaluación de las diferentes LIOs esféricas. En la metodología se describen de manera más detallada las características de los ojos. Se ha intentado seleccionar modelos simples con superficies esféricas como el modelo de Gullstrand-LeGrand y otros más complejos con superficies esféricas como el modelo de Navarro y el de Atchison.

El modelo de ojo teórico de Gullstrand-LeGrand:

En este caso, nos encontramos ante un modelo de ojo teórico compuesto por 4 superficies refractivas. Es un modelo que se caracteriza principalmente por considerar todas las superficies esféricas. Las dos primeras superficies conforman la córnea y tiene un radio corneal de cara anterior de 7,8 mm y en la cara posterior de 6,5 mm. La córnea forma un radio central de 0,55 mm con un $n= 1,3771$. La cámara anterior tiene una longitud de 3,05 mm. La tercera y cuarta superficie del modelo es el cristalino que está formado por una primera superficie que tiene un radio de 10,2 mm y la cara posterior con un radio de -6 mm. El espesor central del cristalino es de 4 mm provocando así una distancia de 16,4 mm hasta alcanzar la retina. Con todas las superficies anteriores, el modelo tiene una longitud axial de 24 mm. (7)

El modelo de ojo teórico de Navarro:

El ojo teórico de Navarro se basa principalmente en el modelo de Gullstrand-Le Grand, simplemente modifica los valores de curvatura de la cara anterior de la córnea y el índice corneal por unos valores más cercanos a los reales. El índice corneal utilizado se ha obtenido del modelo original de Gullstrand para compensar la variación de la curvatura corneal. Tiene superficies cónicas excepto la cara posterior de la córnea que es esférica. En la cara anterior de la córnea, el valor de la asfericidad es de -0,26, en la cara anterior del cristalino de -3,1316 y finalmente en la cara posterior del cristalino de -1.

Todo ello con el objetivo de optimizar la aberración esférica y otros parámetros del modelo anterior (Gullstrand-Le Grand). A pesar de ello, la compensación no es exacta por lo que la retina se ha atrasado 0,2 mm aumentando así la longitud del humor vítreo. (7)

El modelo de ojo teórico de Atchison:

El modelo de Atchison está basado en modelos previos emétopes y desacomodados como el modelo teórico de Liou & Brennan (1997) y el modelo teórico de Navarro et al (1985). (10) Al igual que los modelos anteriores, el modelo de ojo teórico de Atchison se basa en 4 superficies. La primera y la segunda superficie forman la cara anterior y posterior de la córnea con unos radios de curvatura de 7,77 mm y 6,4 mm respectivamente. Posteriormente tenemos las dos superficies que conforman el cristalino con unos radios de 11,48 mm y -5,9 mm. En este caso, las cuatro superficies que componen el modelo son esféricas con una constante cónica de: -0,15, -0,275, -5, y -2 desde la primera superficie hasta la última.

El modelo de Atchison se diferencia de los otros modelos seleccionados principalmente en la distancia entre las diferentes estructuras oculares. La córnea tiene un espesor de 0,55 mm, la cámara anterior de 3,15 mm y en este caso, entre la pupila y el cristalino hay una distancia de 1,44 mm (en los otros modelos seleccionados no hay distancia entre la pupila y el cristalino). Finalmente, el cristalino tiene un espesor de 2,16 mm y el humor vítreo de 16,28 mm. En total se obtiene una longitud axial de 23,58 mm. (11)

1.2 Lentes intraoculares

El cristalino es una pieza fundamental que nos permite ver objetos nítidamente a todas las distancias gracias al proceso de acomodación. Con el avance de la edad, nuestro cristalino

va perdiendo transparencia y capacidad acomodativa. Sobre los 40 años, se empieza a notar la pérdida de visión en cerca y uno de los signos principales es alejar los objetos para verlos cómodamente en visión cercana. Esta condición fisiológica se denomina presbicia y la solución es simplemente poner unas lentes positivas si el ojo es emétrope.

Con el aumento de la esperanza de vida, al llegar a los 60-70 años, nuestro cristalino pierde transparencia y aparecen las cataratas que producen una pérdida de sensibilidad al contraste en todas las frecuencias. En este caso, la solución no es tan sencilla ya que tenemos que sustituir el cristalino por una lente intraocular. En 1949 se realizó la primera cirugía moderna de catarata con implantación de una lente intraocular en cámara posterior. (12)

Con el avance de la ciencia, existen muchos tipos y modelos de LIOs en función del error refractivo que corrigen:

1.2.1 Monofocales

Son lentes que tienen un único foco por lo que corrigen a una distancia. Para las LIOs, generalmente se corrige la visión lejana teniendo en cuenta que el paciente necesitará una adición (Gafas o Lentes de contacto) para la visión en cerca (13). Estas lentes tienen diferentes geometrías:

- **Esféricas:** No compensan la aberración esférica (AE) corneal.
- **Asféricas:** Compensan total o parcialmente la AE corneal, o no añaden AE por lo que la córnea se queda con su AE.
- **Tóricas:** Corrigen el astigmatismo corneal preexistente.

1.2.2 Bifocales y Multifocales

Las LIOs multifocales permiten la compensación de la visión de lejos y de cerca simultáneamente, lo que ayuda al paciente a ver claramente a diferentes distancias. Existen diferentes tipos de LIOs multifocales:

Lentes Bifocales: Las LIOs bifocales tienen dos zonas ópticas distintas, una para visión de lejos y otra para visión intermedia.

Lentes Trifocales: Las LIOs trifocales tienen tres zonas ópticas; una para la visión de lejos, otra para visión intermedia y una tercera para visión cercana. Esto proporciona una mayor variedad de enfoques visuales y puede reducir la necesidad de usar otro tipo de compensaciones.

Lentes EDOF (Extended Depth of Focus): Estas LIOs están diseñadas para proporcionar una amplia profundidad de campo, lo que significa que ofrecen una visión nítida a múltiples distancias sin tener zonas de enfoque claramente definidas como en las lentes bifocales o trifocales. Las lentes EDOF intentan minimizar los efectos visuales de halos o deslumbramientos que pueden experimentarse con otras lentes multifocales.

Lentes Acomodativas: Son las lentes que mejor simulan el proceso acomodativo del cristalino. Se colocan en el surco ciliar y una vez que la musculatura ciliar se contrae,

hace efecto sobre los hápticos de la lente provocando una mayor potencia y consiguiendo enfocar objetos que se encuentran a menor distancia. (14)

Además, según el principio óptico utilizado para compensar la visión pueden clasificarse en diseños refractivos o difractivos

1.2.3 Lentes intraoculares esféricas

La aberración esférica es una de las principales complicaciones a la hora de diseñar lentes intraoculares, ya que el cristalino además de su principal función acomodativa compensa parte de la aberración esférica que genera la córnea. En un ojo no patológico, para un diámetro pupilar de 6 mm, la córnea genera una AE de unas +0,3 micras y el cristalino unas -0,2 micras por lo que el ojo completo tiene una AE esférica positiva de +0,1 micras. (15)

La AE que genera una LIO con superficies esféricas depende principalmente del factor de forma de la lente (X), parámetro que depende de la relación entre los radios de curvatura entre la cara anterior y la cara posterior de la lente (EC 1), y también depende de la posición en la que se sitúa la lente respecto al vértice corneal. El factor de forma de una lente viene definido por:

$$X = \frac{R2+R1}{R2-R1} \text{ (EC.1)}$$

Donde R1 y R2 son los radios de curvatura anterior y posterior de una superficie.

Tras varios estudios realizados por Atchison (1989 a y 1989 b) (16), se llegó a la conclusión de que el factor de forma óptimo para tener la menor AE posible en lentes esféricas se encuentra entre 0 y +1, valores que se corresponden con una lente equi-convexa y con una lente convexo-plana respectivamente (Figura 2).

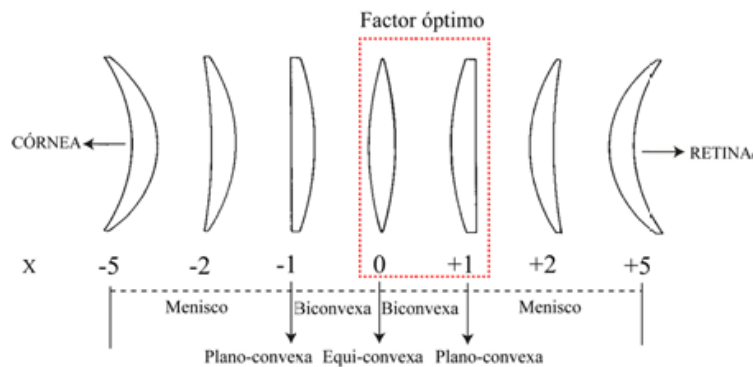


Figura (2): Relación entre el factor de forma (X) y la geometría de una lente monofocal. En el recuadr rojo se muestra el factor de forma óptimo para conseguir valores bajos de AE en lentes esféricas. (16)

La mayoría de las LIOs esféricas generan una AE positiva que incrementa la AE total del globo ocular. Con la introducción de las lentes esféricas, se pueden diseñar LIOs con AE negativa lo que permite corregir total o parcialmente la AE positiva generada por la córnea. También existe la opción de diseñar LIOs con AE neutra (AE 0) donde la AE final del ojo será igual a la AE corneal.

En comparación con los diseños esféricos, ambos diseños esféricos reducen la AE total del globo ocular y aumentan la sensibilidad al contraste tanto en condiciones escotópicas como mesópicas. (17)

1.3 Calidad óptica

Valorar la calidad óptica de un sistema óptico es crucial por varias razones, ya que la calidad impacta directamente en el rendimiento y la eficiencia del sistema. La cirugía de cataratas con implante de LIO es un procedimiento invasivo por lo tanto es de suma importancia evaluar la LIO antes de que esta sea implantada en el paciente. Existen diferentes estudios que evalúan dicha calidad tanto en bancos ópticos (18) diseñados para tal fin como programas informáticos o de trazado de rayos. (19) Existen diferentes métricas para valorar la calidad de imagen de cualquier sistema óptico de manera teórica.

Durante este trabajo, nos vamos a centrar en dos parámetros principales que nos permiten evaluar de forma teórica la calidad de imagen de los diferentes modelos de ojo con la LIO implantada.

1.3.1 Aberración esférica:

La aberración esférica es una aberración de alto orden que es altamente dependiente del diámetro pupilar. En un sistema óptico la distancia focal depende de la altura de incidencia de los rayos en la pupila de entrada. Esto es debido a que los rayos que entran por la parte central de un sistema óptico (rayos paraxiales) focalizan en un punto distinto a los rayos marginales. A la diferencia de focalización entre ambos rayos se le llama aberración esférica longitudinal.

En la figura 3, podemos observar como las lentes esféricas siempre generan AE, sin embargo, las lentes asféricas permiten controlar la AE generada cambiando la asfericidad de una o de ambas superficies.

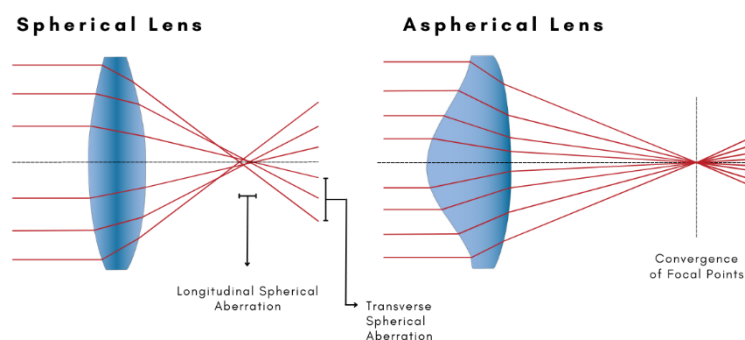


Figura (3): Representación de la aberración esférica generada por una lente esférica y una lente asférica. (20)

1.3.2 Función de Transferencia de Modulación (MTF):

Como los objetos suelen estar compuesto por diferentes frecuencias espaciales (número de líneas por mm), se puede caracterizar un sistema óptico a partir de cómo transmite cada una de las frecuencias espaciales que lo componen. Gracias a la Función de Transferencia

de Modulación (MTF), podemos medir la capacidad que tienen los diferentes sistemas ópticos para transferir con exactitud la imagen original. La MTF representa cómo el sistema óptico afecta la transmisión de cada frecuencia espacial del objeto (21), teniendo en cuenta que no todos los sistemas ópticos transmiten las diferentes frecuencias espaciales por igual. (22,23)

En la figura 4, podemos observar la MTF en función de la frecuencia espacial (MTF 1D), donde la MTF alcanza valores máximos a una frecuencia espacial cero y va disminuyendo hasta alcanzar la máxima resolución del sistema óptico. En un sistema óptico perfecto, los valores de MTF son más altos que en los sistemas limitados por aberración.

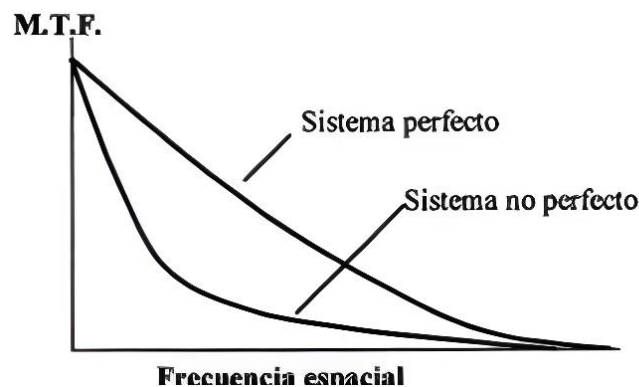


Figura (4): Representación de la MTF en función de la frecuencia espacial para sistemas perfectos y sistemas aberrados (24)

2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es analizar y comparar la influencia del ojo modelo utilizado en la evaluación numérica de lentes intraoculares esféricas.

Se diseñaron 3 lentes intraoculares esféricas para cada modelo de ojo utilizado para compensar el 100%, el 50% y el 0% de la AE corneal de cada uno de ellos. Para el diseño de las diferentes LIOs esféricas se utilizaron los ojos modelos de Gullstrand-LeGrand, Navarro y Atchison. En total se diseñaron 9 LIOs. Las LIOs diseñadas se sustituyen por el cristalino del modelo teórico de Navarro y se analizan las diferencias de comportamiento entre las LIOs de un modelo u otro. Se ha elegido el modelo de Navarro ya que es un modelo completo que incluye superficies esféricas. Para llevar a cabo el objetivo del trabajo, se ha utilizado el programa de trazado de rayos OSLO EDU.

3. METODOLOGÍA

Para el diseño y análisis del comportamiento de las diferentes lentes intraoculares en los determinados ojos teóricos, se ha utilizado el programa de trazado real de rayos OSLO EDU (Edition 2001–2012, Revision 6.6.0 Lambda Research Corporation).

3.1 Ojos modelos

En primer lugar, se ha procedido a la implementación de los modelos de ojo teóricos. Para cada uno de los modelos, se tienen en cuenta los diferentes parámetros de diseño como: los radios de curvatura de las diferentes estructuras oculares (r), espesores (d), índice de refracción (n) para una longitud de onda de 589,3 micras y finalmente la constante de conicidad (cc).

A continuación, se muestran en tres tablas los parámetros de cada uno de los modelos de ojo utilizados. Navarro (Tabla 1), Gullstrand-LeGrand (Tabla 2) y Atchison (Tabla 3).

Tabla 1: Valores geométricos utilizados del ojo modelo de Navarro. (7)

NAVARRO	r (mm)	d (mm)	n (589.3 μm)	cc
Córnea 1	7,72	0,55	1,376	-0,26
Córnea 2	6,5	3,05	1,3374	---
Pupila	---	---	1,3374	---
Cristalino 1	10,2	4	1,42	-3,1316
Cristalino 2	-6	16,4	1,336	-1
Retina	---	---	---	---

Tabla 2: Valores geométricos utilizados del ojo modelo de Gullstrand-LeGrand. (7)

GULLSTRAND- LE GRAND	r (mm)	d (mm)	n (589.3 μm)	cc
Córnea 1	7,8	0,55	1,3771	---
Córnea 2	6,5	3,05	1,3374	---
Pupila	---	---	1,3374	---
Cristalino 1	10,2	4	1,42	---
Cristalino 2	-6	16,4	1,336	---
Retina	---	---	---	---

Tabla 3: Valores geométricos utilizados del ojo modelo de Atchison. Este modelo contiene parámetros que son dependientes de la refracción esférica de cada paciente (SR) la cual obviaremos considerando SR=0. (10)

ATCHISON	r (mm)	d (mm)	n (589.3 μm)	cc
Córnea 1	7,77+0,022SR	0,55	1,376	-0,15
Córnea 2	6,4	3,15	1,3374	-0,275
Pupila	---	1,44	1,371	---
Cristalino 1	11,48	2,16	1,418	-5
Cristalino 2	-5,9	16,28-0,299SR	1,336	-2
Retina	---	---	---	---

En la Figura 5A, a modo de ejemplo, se muestra el ojo modelo teórico de Navarro donde se puede observar el diseño final del ojo completo implementado en el programa de trazado de rayos OSLO EDU. En la Figura 5B, se muestra la representación de la córnea del ojo modelo de Navarro. Los datos de los otros dos modelos (Gullstrand-LeGrand y Atchison) también han sido introducidos en el programa.

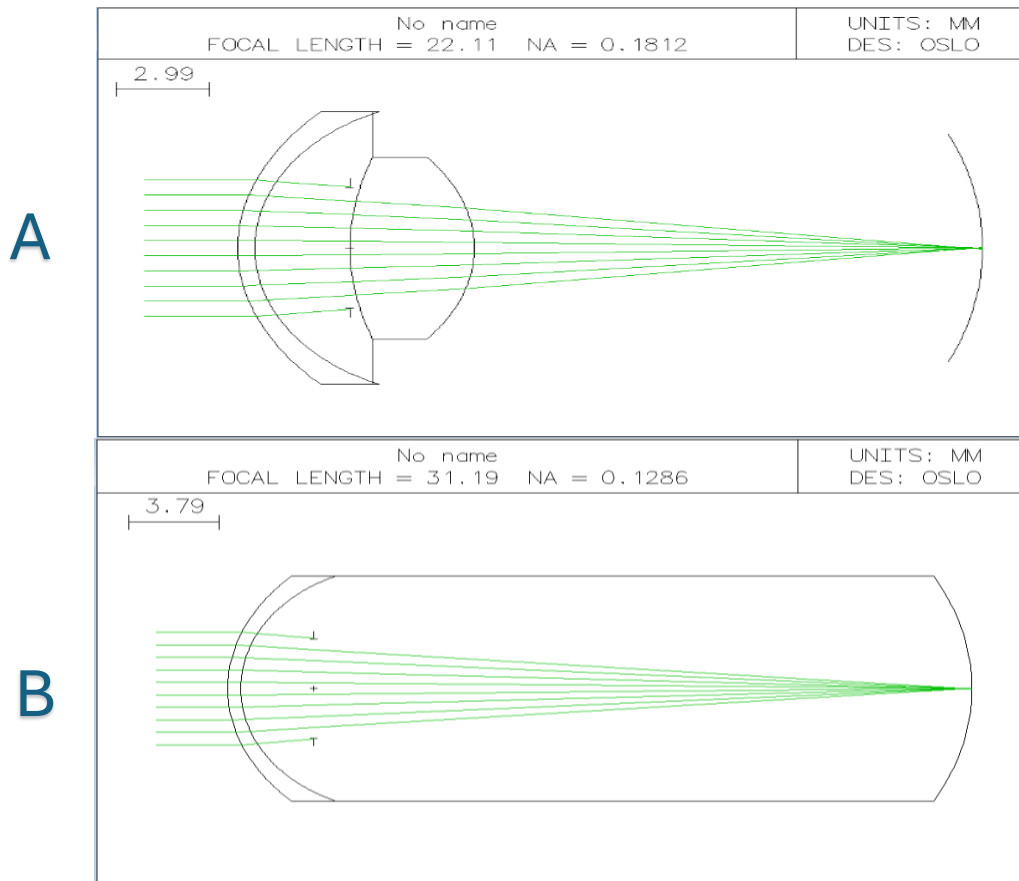


Figura 5: Representación del ojo modelo de Navarro completo (A) y la córnea (B) en OSLO EDU.

En la tabla 4, se muestran las características geométricas de los diferentes modelos evaluados: distancia focal, potencia dióptrica, distancia del vértice corneal al plano principal objeto (V1H) y del vértice corneal al plano principal imagen (V1H'). Además, se muestra la AE en sistema ANSI (EC.2) de los modelos completos para una pupila de 3 mm. Para el cálculo de la AE se ha utilizado el coeficiente {8} de OSLO normalizado al sistema ANSI (American National Standards Institute) con la siguiente ecuación:

$$AE_{ANSI} = \frac{AE_{OSLO} * \lambda}{F.NORMALIZACIÓN} \quad (EC.2)$$

Donde λ es la longitud de onda empleada ($\lambda = 589.3$) y F. NORMALIZACIÓN es el factor de normalización, que para la AE es $\sqrt{5}$.

Tabla 4: Características geométricas de los diferentes modelos de ojos y de la córnea del modelo de Navarro donde se muestra la distancia focal, potencia dióptrica, distancia del vértice corneal al plano principal objeto (V1H) y del vértice corneal al plano principal imagen (V1H´) y la AE en sistema ANSI.

	Distancia Focal (mm)	Potencia (D)	V1H (mm)	V1H´ (mm)	AE (µm) para pupila de 6 mm
Navarro	22,11	60,42	1,5831	1,8939	0,3739
Córnea de Navarro	31,19	42,83	-0,0553	0,0572	0,1410
Gullstrand-LeGrand	22,29	59,94	1,5945	1,9065	0,6472
Atchison	23,63	56,53	1,5402	1,7732	0,2536

Como uno de los objetivos principales del trabajo es diseñar diferentes LIOs, en los diferentes ojos modelos se sustituirá el cristalino por una LIO. En la tabla 5, se muestran los valores de AE corneal en el sistema ANSI para un diámetro de 6 mm de los diferentes ojos modelos. Como se va a evaluar la calidad óptica de las diferentes LIOs diseñadas solo en el ojo de Navarro, en la tabla 4 se muestran también los valores geométricos de esta córnea y en la figura 5B, la representación mediante OSLO.

Tabla 5: AE corneal en sistema ANSI de los diferentes ojos modelo y de las LIOs que compensan el 0% (LIO AE 0), el 50% (LIO AE 50%) y el 100% (LIO AE 100%) de la aberración corneal.

	AE corneal para pupila de 6mm (µm)	LIO AE 0 (µm)	LIO AE 50% (µm)	LIO AE 100% (µm)
Navarro	0,1410	0	-0,0705	-0,1410
Gullstrand-LeGrand	0,3137	0	-0,1569	-0,3137
Atchison	0,2432	0	-0,1216	-0,2432

3.2 Lentes intraoculares

Una vez implementados los diferentes ojos modelos en el programa de trazado de rayos OSLO y obtenidos los valores de la aberración esférica corneal (véase Tabla 5), el objetivo es diseñar 3 lentes intraoculares de las siguientes características:

- ✚ AE 100%: Se diseña con el objetivo de compensar el 100% de la aberración esférica generada por las diferentes córneas.
- ✚ AE 50%: Se diseña con el objetivo de compensar el 50% de la aberración esférica generada por las diferentes córneas.
- ✚ AE 0: Se diseña con el objetivo de compensar el 0% de la aberración esférica corneal. Por lo tanto, es una lente libre de aberración esférica.

Para el diseño de las lentes intraoculares, se han propuesto los siguientes parámetros de diseño comunes a todas ellas:

- Potencia de 21,00 Dioptrías.
- Índice de refracción de 1,408 correspondiente al Hidroxietilmetacrilato (HEMA).
- Zona óptica de 6 mm de diámetro.
- Espesor de borde de $0,1 \pm 0,01$ mm.
- La constante de conicidad en la superficie anterior.
- Los radios de curvatura se calculan para un factor de forma óptimo $X=0$ que equivale a una lente equi-convexa, es decir, radios de curvatura iguales en valor absoluto, pero de signo contrario.

Con el programa de trazado de rayos se obtienen los valores de los radios de curvatura anterior y posterior de la LIO; $r_1 = 6,857$ mm y $r_2 = -6,857$ mm con un espesor de borde fijo de 0,1 mm para un diámetro de 6 mm. En la figura 6, se muestra un diseño de LIO, donde se muestra que tiene una focal de 63,65 mm que se corresponde con 20,99D.

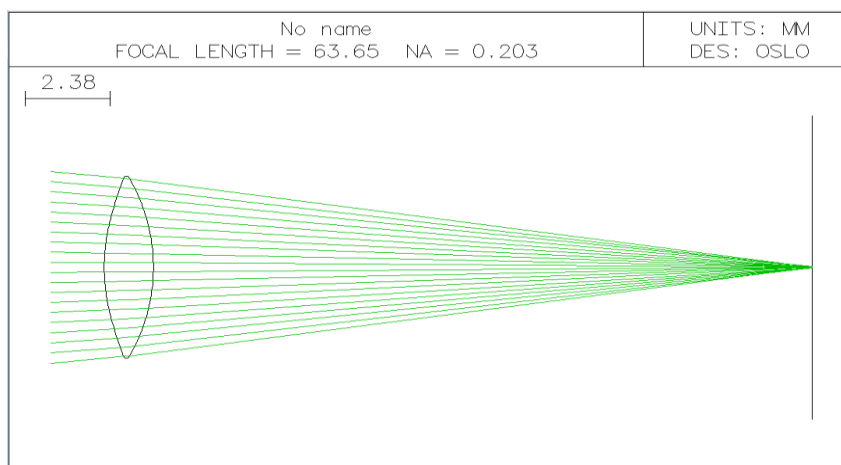


Figura 6: Representación de la LIO con $AE=0$ para el ojo modelo de Navarro en OSLO EDU.

Antes de ajustar los parámetros de la lente, hay que tener en cuenta que una LIO va a estar dentro de un ojo modelo, por lo que hay que generar las mismas condiciones. A una lente intraocular, los rayos no le llegan desde el infinito ya que entre el objeto y la lente hay una córnea con potencia positiva que nos enfoca la imagen a una cierta distancia. Debido a la actuación de la córnea, los rayos en vez de llegar paralelos al eje óptico, convergen en el campo imagen de la lente. Por lo tanto, la LIO tiene que formar imagen en la retina de un objeto que se encuentra en la focal imagen corneal. En resumen, la AE está relacionada con las características del ojo en la que la LIO va a ser implantada, es decir, depende de la potencia de la córnea y la posición de la lente dentro del ojo. La posición de la cavidad vítrea ha sido modificada para cada modelo de LIO diseñada con la opción (Autofocus-paraxial focus) que proporciona el programa de trazado de rayos OSLO EDU.

Una vez tenemos la lente diseñada, utilizamos un Slider (herramienta de OSLO EDU) para ir cambiando la Constante Cónica (CC: parámetro para generar superficies esféricas) en la cara anterior de la LIO para conseguir la aberración esférica que nos interese. En este caso, tendremos la misma lente, pero con tres valores de CC diferentes que nos generen: una lente con AE nula, para compensar el 50% de la AE corneal y para compensar el 100% de

cada uno de los ojos modelos descritos anteriormente. En la Tabla 6 se muestra la Constante de Conicidad (CC) de las 3 LIOs diseñadas en cada ojo modelo.

	CC LIO AE 0	CC LIO AE 50%	CC LIO AE 100%
Navarro	-4,9980	-6,3736	-8,2240
Gullstrand-LeGrand	-4,9745	-8,6890	-20,1030
Atchison	-4,7190	-7,1825	-11,6410

Tabla 6: Constante de conicidad utilizada para compensar la AE en los diferentes ojos modelo.

Finalmente, se sustituirá el cristalino del ojo teórico de Navarro por las 9 lentes intraoculares diseñadas y se procederá al análisis del comportamiento del ojo modelo compensado. En la figura (7) se muestra una representación del ojo teórico de Navarro con la LIO que corrige el 0% de la AE corneal. En resumen, se han diseñado 9 LIOs, 3 por cada modelo de ojo.

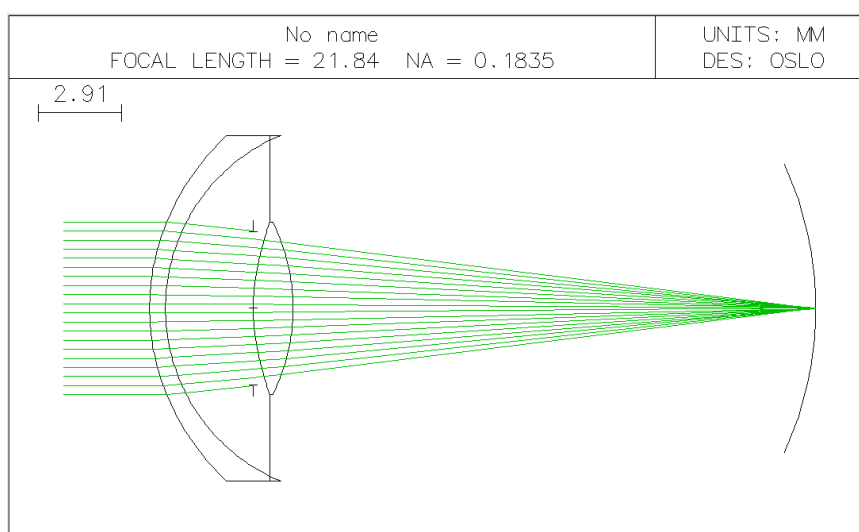


Figura 7: Representación del ojo modelo de Navarro con una LIO de AE0 en OSLO EDU.

3.3 Análisis de la calidad de imagen

Durante este trabajo se evaluará tanto la AE como la MTF del ojo teórico de Navarro con las 9 LIOs implementadas.

- **MTF:** La valoración de la calidad de imagen en función de la MTF se basa en la norma 11972-2 (25), que define la medida para una frecuencia de 100 ciclos/mm para una pupila de entrada de 3 mm. El valor de la MTF ha de ser igual o mayor a 0,43. Además, se representa la MTF 1D (Valor de la MTF en función de la frecuencia espacial) de 0 a 60 ciclos/mm en pasos de 5 ciclos/mm para una pupila de 6 mm.
- **AE:** Para evaluar la AE, se utiliza el polinomio de Zernike [8] que proporciona el programa de trazado de rayos OSLO EDU. Posteriormente se pasarán al sistema ANSI mediante la EC.2. Se evalúa la AE cuando la LIO se encuentra aislada y cuando se encuentra implantada en el ojo de Navarro.

4. RESULTADOS

Una vez implementadas las 9 LIOs en el ojo teórico de Navarro, pasamos a estudiar la calidad óptica y el comportamiento de éstas analizando la AE y la MTF con una pupila de 6 mm de diámetro.

4.1 Calidad óptica de la córnea de Navarro

En el ojo humano, la córnea es la superficie con el mayor poder refractivo del ojo (2/3 de la potencia total), esto implica que es la principal responsable de las aberraciones generadas. Debido a ello, antes de analizar el comportamiento de las LIOs diseñadas, conviene tener en cuenta la calidad óptica de la córnea de Navarro.

Mediante el programa de trazado real de rayos OSLO EDU, se obtiene que la AE de la córnea de Navarro es de 0,14 μm para una pupila de 6 mm tal y como se muestra en la Tabla 5.

Para tener un mejor análisis de la calidad óptica, en la Figura 8, se ha representado la MTF de la córnea de Navarro para un rango de Frecuencias espaciales desde 0 hasta 60 ciclos/mm en rangos de 5 ciclos/mm. Como podemos observar, la MTF tiene una disminución brusca hasta los 15 ciclos/mm, sin embargo, se estabiliza a partir de los 20 ciclos/mm y va disminuyendo de forma progresiva hasta alcanzar valores de 0,15 a una frecuencia de 60 ciclos/mm.

En este caso, la córnea de Navarro tiene una MTF muy baja en frecuencias espaciales medias y altas. Para una frecuencia espacial de 100 ciclos/mm y una pupila de 3 mm siguiendo la normativa 11979-2 (25), la córnea de Navarro tiene una MTF de 0,3832.

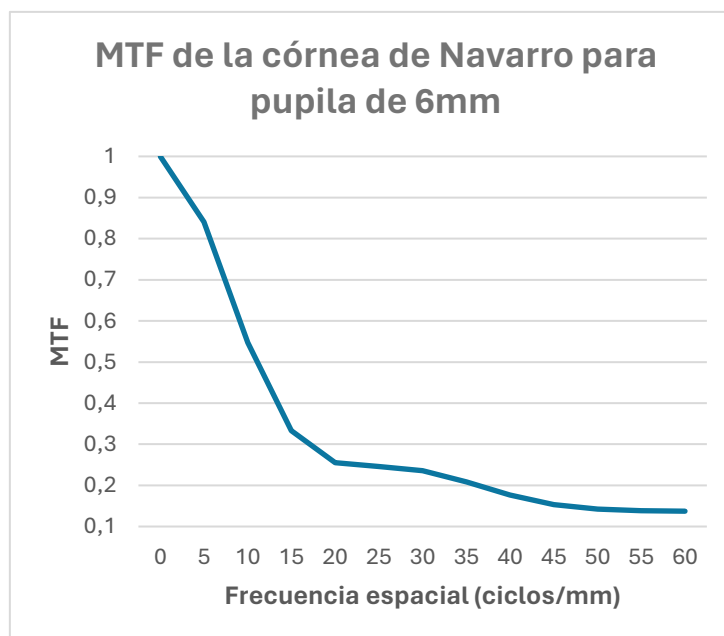


Figura 8: Representación de la MTF de la córnea del modelo teórico de Navarro en función de la frecuencia espacial.

4.2 AE residual de las LIOs evaluadas en el ojo de Navarro

Como comentamos anteriormente, la córnea es una de las principales causas de la aberración esférica del ojo. Debido a ello, el cristalino y las LIOs tienen un factor fundamental para compensar parte o la totalidad de esta AE generada por la córnea.

En la Figura 9, se representa la AE (μm) residual para una pupila de 6 mm de las 9 LIOs que han sido diseñadas para compensar la AE corneal de los modelos de Navarro, Gullstrand-LeGrand y Atchison, pero evaluadas todas ellas en el modelo de Navarro. En la Tabla 5 se muestra la AE corneal de cada uno de los ojos modelos utilizados.

Si nos fijamos en las LIOs del modelo de Navarro, las LIOs de AE 0 dejan una AE residual total similar a la corneal. Con la LIO que compensa el 50 % de la AE corneal, reducimos la AE residual a la mitad. Finalmente, con la LIO que compensa el 100% de la AE corneal, conseguimos una AE residual casi nula, como era de esperar.

En las LIOs de modelos teórico de Atchison implementadas en el ojo de Navarro, la LIO de AE 0 deja una AE residual alta, similar a la AE de la córnea del ojo de Navarro. Con la LIO de AE 50%, corrige prácticamente 2/3 de la AE corneal dejando una AE residual de 0,04 μm . Finalmente, la LIO que corrige el 100% de la AE corneal del modelo de Atchison, al implantarla en el ojo de Navarro genera una AE residual negativa de -0,06 μm ya que tiene una AE negativa mayor en valor absoluto que la AE positiva generada por la córnea.

En las LIOs del modelo de Gullstrand-LeGrand, al implementarlas en el ojo de Navarro, la LIO de AE 0 se comporta de manera similar a la LIO de AE 0 de Navarro donde la AE residual es similar a la AE generada por la córnea. La LIO de AE 50%, en este caso compensa el 100% de la AE total del ojo modelo de Navarro ya que la AE residual es casi nula. Finalmente, la LIO que compensa el 100% de la AE corneal de Atchison, en el modelo de Navarro Genera una AE residual negativa muy alta (-0,15 μm). Esto es debido a que la AE de la LIO (negativa) es mucho más alta en valor absoluto que la AE generada por la córnea de Navarro (positiva).

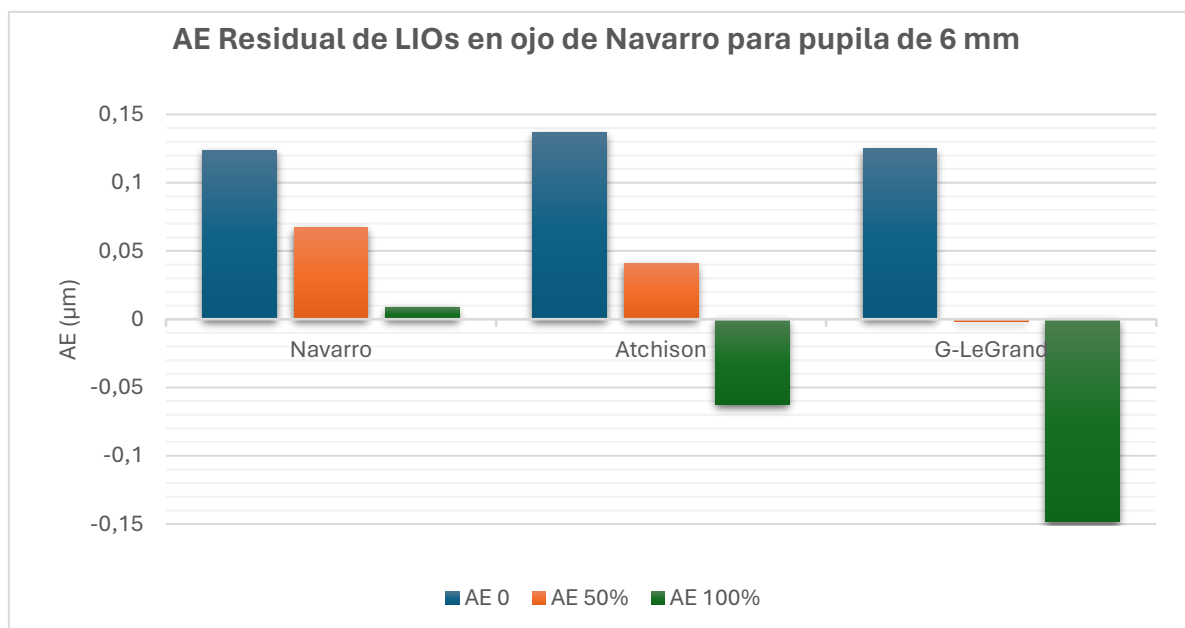


Figura 9: Aberración esférica de las 9 LIOs evaluadas en el ojo de Navarro

4.3 MTF LIOs en el ojo de Navarro

En las Figuras 10, 11 y 12 podemos observar la MTF de las nueve LIOs implementadas en el ojo de Navarro, representadas en función de la frecuencia espacial en un rango de 0 a 60 ciclos/mm para un diámetro pupilar de 6 mm. En la Figura 10, se representan las 3 LIOs que tienen una AE cero (AE 0), en la Figura 11 las LIOs que compensan el 100 % de la aberración esférica generada por la córnea de cada modelo (AE 100%) y finalmente en la Figura 12 las LIOs que compensan el 50% de la aberración esférica corneal de cada modelo (AE 50%).

En la Figura 10, las LIOs de Navarro y Gullstrand-LeGrand tienen un comportamiento casi idéntico con una disminución progresiva de la MTF a medida que vamos aumentando la frecuencia espacial alcanzando un valor mínimo de 0,52 a los 60 ciclos/mm. Si observamos la LIO de Atchison, sigue una tendencia similar a las otras lentes, sin embargo, con valores de un poco más bajos alcanzando una MTF mínima de 0,48 a los 60 ciclos/mm.

En la Figura 11, la LIO de Navarro tiene el mejor comportamiento ya que la disminución de los valores de MTF a medida que aumenta la frecuencia espacial es mucho más lenta que en caso de las LIOs de Gullstrand-LeGrand y la de Atchison. A los 60 ciclos/mm, la LIO de Navarro alcanza un valor de MTF de 0,25. La LIO de Atchison tiene un peor comportamiento ya que la disminución de la MTF es más brusca y alcanza una MTF de 0,017 desde los 50 hasta los 60 ciclos/mm. Finalmente, la LIO de Gullstrand-LeGrand es la que peor comportamiento tiene ya que la caída de la MTF es mucho más brusca alcanzando valores muy bajos (0,04) a los 25 ciclos/mm. Posteriormente vuelve a tener un pico de 0,18 a los 55 ciclos/mm.

En la Figura 12, la caída es mucho más brusca y las tres LIOs alcanzan valores mínimos de MTF antes de los 30 ciclos/mm. La LIO de Navarro es la que mejor comportamiento tiene alcanzando el valor mínimo de MTF a los 30 ciclos/mm. En segundo lugar, se encuentra la LIO de Atchison que tiene un valor mínimo de MTF a los 15 ciclos/mm. Finalmente, la que peor comportamiento muestra es la LIO de Gullstrand-LeGrand que alcanza valores mínimos a los 10 ciclos/mm.

Si observamos el comportamiento de las 9 LIOs en conjunto, las LIOs de Navarro son las que mejor comportamiento presentan con valores de MTF más altos en las 3 figuras.

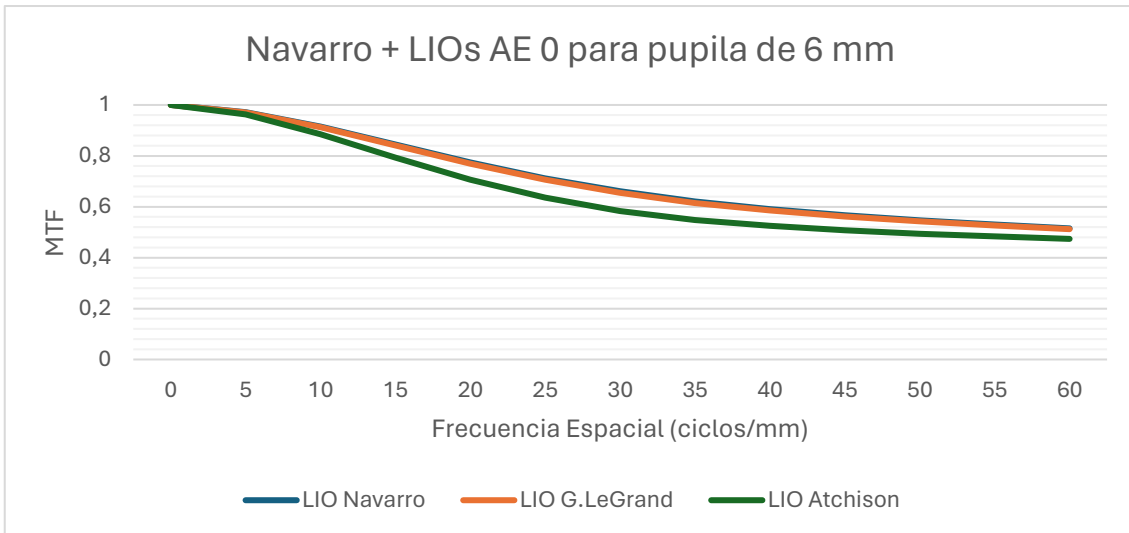


Figura 10: Representación de la MTF de las LIOs con AE 0 implementadas en el ojo de Navarro en función de la frecuencia espacial.

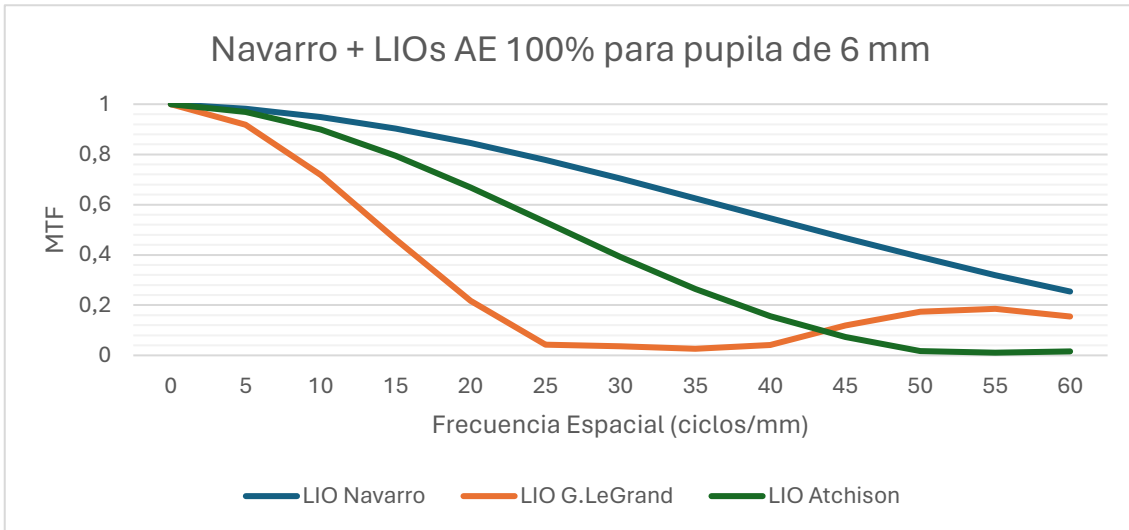


Figura 11: Representación de la MTF de las LIOs con AE 100% implementadas en el ojo de Navarro en función de la frecuencia espacial.

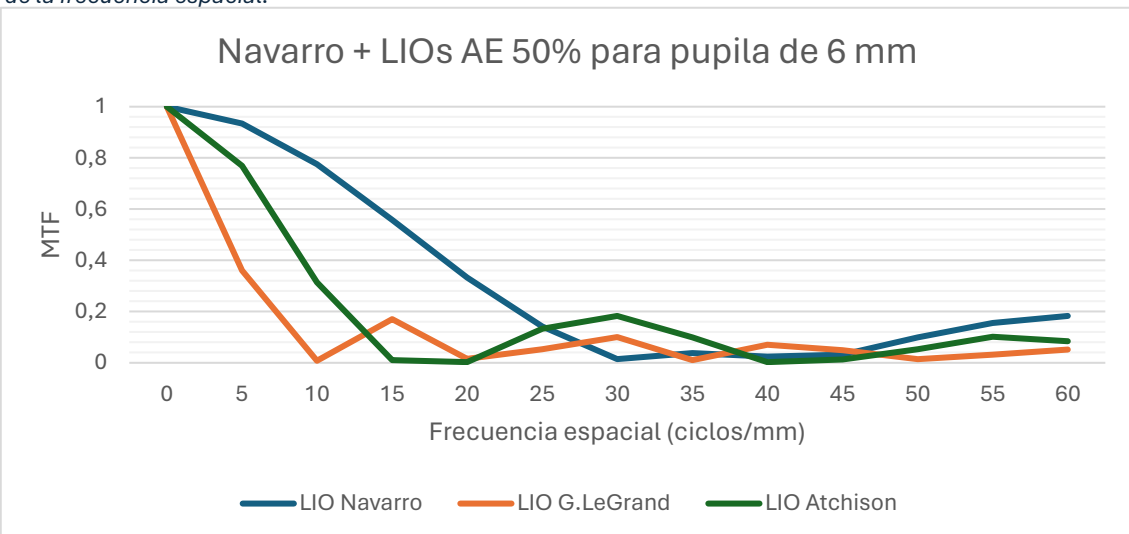


Figura 12: Representación de la MTF de las LIOs con AE 50% implementadas en el ojo de Navarro en función de la frecuencia espacial.

4.4 MTF a 100 ciclos/mm

En la Figura 13, se representa la MTF de las 9 LIOs que han sido diseñadas para los diferentes modelos para una frecuencia espacial de 100 ciclos/mm y una pupila de 3 mm siguiendo la normativa 11979-2 (25). En la figura 14, se hace lo mismo, pero con las LIOs ya introducidas en el ojo de Navarro.

En la figura 13, podemos observar que la LIO AE 0 de Atchison es la que alcanza el valor más alto de MTF (0,59), seguida de las LIOs AE0 de Navarro y Gullstrand-LeGrand con valores de MTF muy similares (0,283 y 0,281 respectivamente). La LIO de Gullstrand-LeGrand que compensa el 50% de la AE corneal (AE 50%) es la que ha alcanzado el valor más bajo de MTF a los 100 ciclos/mm (0,03). En líneas generales, las LIOs de los tres modelos se comportan de manera similar, donde, las LIOs de AE 0 generan los valores más altos de MTF, seguidos de las LIOs que compensan el 100% de la AE corneal (AE 100%) y finalmente de las LIOs que compensan el 50% de la AE corneal (AE 50%).

En la figura 14, el comportamiento es similar al de la figura 13 y que las LIOs de AE0 de los tres modelos generan la MTF más alta con valores entre 0,58 y 0,59. En segundo lugar, están las LIOs de AE 100% y finalmente las de AE 50%. Entre los tres modelos, las LIOs del modelo de Navarro son las que generan mejores resultados a una frecuencia de 100 ciclos/mm como es de esperar, ya que han sido diseñadas para compensar la propia córnea del ojo de Navarro.

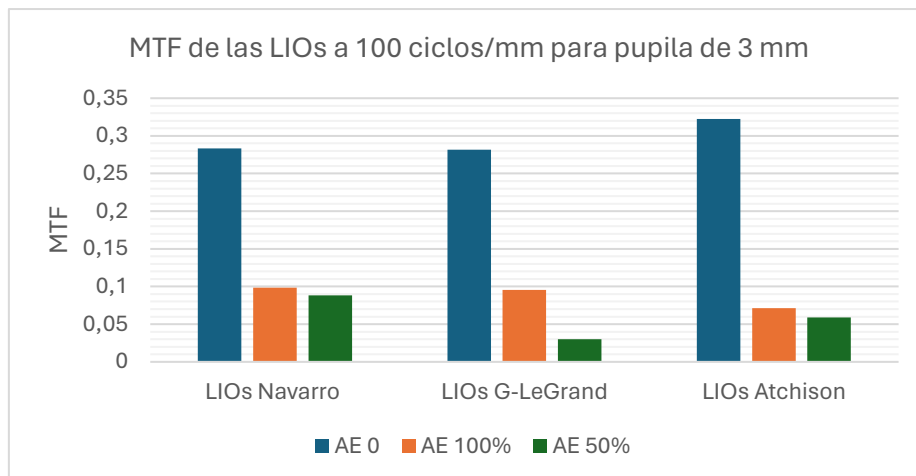


Figura 13: Representación de la MTF a una frecuencia espacial de 100 ciclos/mm de las 9 LIOs diseñadas.

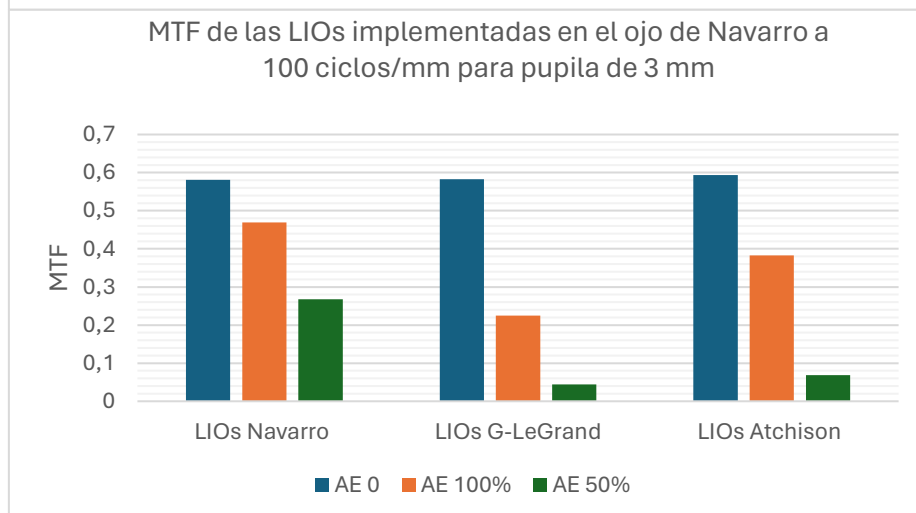


Figura 14: Representación de la MTF a una frecuencia espacial de 100 ciclos/mm de las 9 LIOs implementadas en el ojo de Navarro.

5. DISCUSIÓN

Los modelos de ojo teórico han sido ampliamente utilizados en muchos campos como el diseño de lentes, el desarrollo de instrumentos ópticos, la investigación del ojo humano, la simulación de resultados clínicos en determinadas condiciones y el desarrollo de tratamientos para enfermedades oculares. A medida que han ido avanzando los instrumentos de medida de los parámetros oculares, se han desarrollado modelos de ojos más complejos (1,7,8) que simulan con gran detalle el funcionamiento y comportamiento del ojo humano en diferentes condiciones.

La catarata es una opacidad del cristalino que produce una disminución lenta y progresiva de la visión. (26) La catarata es la causa más frecuente de pérdida reversible de la visión en el mundo, (27) por lo que la cirugía de catarata (técnica donde se sustituye el cristalino por una LIO) es una de las cirugías oculares más frecuentes hoy en día. La cirugía de cataratas es una técnica invasiva por lo que conviene realizar cálculos de la LIO en bancos ópticos y mediante programas informáticos para estudiar el comportamiento de la LIO antes de operar al paciente. El objetivo de este trabajo es analizar la influencia del modelo de ojo teórico en la evaluación de LIOs esféricas. Para llevar a cabo este estudio, se han diseñado 9 LIOs (3 por cada ojo modelo) con diferente aberración esférica dependiendo de la AE corneal de cada ojo. Se han diseñado LIOs con AE 0 y con aberración esférica que compensa parcialmente (AE 50%) o totalmente (AE 100%) la AE corneal de cada ojo. Estas LIOs han sido todas evaluadas en el ojo de Navarro a través de la AE residual, la MTF en función de la frecuencia espacial y la MTF para una frecuencia de 100 ciclos/mm para una pupila de 3 mm.

En la figura 9, donde se ha analizado la AE residual del ojo modelo de Navarro para una pupila de 6 mm con las diferentes LIOs, el comportamiento más predecible ha sido con las LIOs diseñadas para el propio ojo de Navarro, donde la LIO de AE 0 es la que más AE residual genera, seguida de la LIO que compensa en 50% de la AE corneal la cual genera aproximadamente la mitad de la AE corneal y finalmente se encuentra la LIO que compensa el 100% que genera una AE residual casi nula. Al observar las LIOs que han sido diseñadas para otros modelos (Gullstrand-LeGrand y Atchison) en el ojo de Navarro, las LIOs de AE 0 y AE 50% dejan una AE residual similar, sin embargo, las LIOs de AE 100 generan una AE residual negativa mayor en valor absoluto que la propia AE generada por la córnea.

En las figuras 10,11 y 12, al analizar la MTF en función de la frecuencia espacial para una pupila de 6mm, las LIOs de AE 0 tienen mejor comportamiento. En segundo lugar, se encuentran las LIOs de AE 100% y finalmente las LIOs de AE 50% donde los valores de MTF caen en picado entre los 10 y 20 ciclos/mm. En los tres tipos de LIOs (AE 0, AE 50% y AE 100%), las LIOs que han sido diseñadas en el propio ojo de Navarro tienen una MTF más alta que los que han sido diseñados en otros modelos como era de esperar.

Siguiendo la normativa 11979-2 (25), se ha evaluado evaluar la MTF del ojo de Navarro con las LIOs implementadas a una frecuencia espacial de 100 ciclos/mm y una pupila de 3 mm. En la figura 14, las LIOs diseñadas en el modelo de Navarro tiene valores de MTF más altos como es de esperar. Las LIOs de AE 0 tienen buen comportamiento en general, sin

embargo, excluyendo la LIO de AE 100% de Navarro, todas las otras LIOs tienen valores de MTF inferiores a de 0,43.

Con todo lo anterior, las LIOs que han sido diseñadas para el ojo de Navarro Generan la mejor calidad visual al producir mayores valores de MTF a diferentes frecuencias ya para diferentes condiciones (pupilas de 6 y 3 mm) y menor AE residual. Las LIO que compensa el 100% de la AE corneal de Navarro es una de las más estables ya que provoca una AE residual casi nula y genera un MTF dentro de la normativa. Por lo contrario, las otras dos LIOs de AE 100% que han sido diseñadas para compensar la córnea del ojo de Gullstrand-LeGrand y Atchison han dejado una AE residual alta con valores de MTF bajos.

En este sentido, un estudio publicado por Perez-Gracia et al. [Misalignment and tilt effect on aspheric intraocular lens designs after a corneal refractive surgery], (19) evaluaron numéricamente el comportamiento de diferentes las lentes intraoculares esféricas (LIO) diseñadas para tres tipos de ojos: con córnea estándar y con córneas simuladas después de la cirugía de ablación láser para miopía e hipermetropía. La diferencia que existía entre las tres córneas consideradas fue el valor de la AE. En el caso de la córnea estándar el valor de la AE fue de 0,14 μm para una pupila de 6 mm, para el caso de la simulación de cirugía refractiva para miopía ese valor fue de 0,734 μm y para el caso de la simulación de cirugía refractiva para hipermetropía ese valor fue de -0,086 μm . Los resultados obtenidos en ese estudio demuestran que la calidad óptica en términos de MTF depende de la relación entre LIO diseñada y el ojo evaluado, es decir, el comportamiento de una LIO específica es más predecible para el ojo para la cual se ha diseñado.

Por otra parte, Perez-Gracia et al. [Evaluation of the optical performance for aspheric intraocular lenses in relation with tilt and decenter errors] (28) en un estudio publicado en el 2020, evaluaron y compararon el efecto del desalineamiento y la inclinación en el rendimiento óptico de diferentes diseños de lentes intraoculares esféricas (LIO) tanto de manera teórica (OSLO) como en un banco óptico. Al igual que en este trabajo se diseñaron tres tipos de lentes esféricas: 1) que compensa totalmente la AE de la córnea del ojo de Navarro, 2) que compensa parcialmente la AE de la córnea del ojo de Navarro y 3) que no añade AE a la córnea de Navarro. Los resultados obtenidos demuestran que en situación perfecta (sistema centrado y sin inclinación) la mejor MTF se obtiene para la LIO que compensa totalmente la córnea. Similar resultado se ha encontrado en el presente trabajo para la LIO diseñada y evaluada para el ojo de Navarro (véase figuras 10-12, línea de color azul). Sin embargo, en el estudio de Perez-Gracia et al. encontraron que las LIO esféricas son más sensibles que las LIO esféricas al desalineamiento o inclinación, dependiendo de su corrección de aberración esférica. La degradación óptica causada por el desalineamiento de la LIO tuvo un mayor efecto en los diseños de LIO con una mayor cantidad de aberración esférica negativa. En contraste, el efecto de la inclinación en el rendimiento óptico fue menos sensible al diseño de la LIO.

Compensar la AE corneal es un proceso dependiente de cada modelo de ojo y de las condiciones de cada paciente. En el caso de las cataratas, basándonos en los resultados obtenidos en este estudio o en el estudio realizado por Perez-Garcia et al. (28) la mejor opción es compensar el 100% de la AE corneal. En las cirugías refractivas, la AE varía en función del método utilizado y la finalidad de la cirugía. En el caso de la hipermetropía, la

AE corneal tras la cirugía pasa de valores positivos a valores negativos, sin embargo, en el caso de la miopía, la AE corneal final tiene valores todavía más positivos. (29) Para compensar la totalidad de la AE corneal de un paciente con cirugía refractiva miópica requiere LIOs con asfericidades altas, teniendo en cuenta que las lentes esféricas son más sensibles al desalineamiento o la inclinación como demuestran varios estudios. (28,30,31)

D.Montagud Martínez realizó un estudio llamado “Influencia del modelo de ojo teórico en la evaluación numérica de lentes intraoculares fractales” (32) en el cual se utilizaron tres modelos de ojo teóricos: Atchison, Liou-Brennan y Navarro para evaluar la calidad óptica de LIOs fractales que presentan un diseño refractivo-difractivo con dos focos principales, uno para visión de lejos y otro para visión de cerca. En el estudio se analizaron tanto lentes esféricas (monofocales) como lentes esféricas con asfericidad en la cara anterior y posterior. A la hora de valorar la MTF, se evalúa en función del desenfoque al tratarse de LIOs bifocales, donde se observa claramente en las gráficas el aumento de la MTF en los focos de las LIOs. En general, aunque los modelos de ojos teóricos presentan resultados diferentes, la tendencia es similar para los tres modelos teniendo en cuenta que las LIOs fractales tienen mejor comportamiento al añadir una superficie esférica.

En otro estudio de D.Montagud Martínez (Imaging Performance of a Diffractive Corneal Inlay for Presbyopia in a Model Eye), (33) se analiza la calidad óptica mediante diferentes parámetros como la MTF, la AMTF (Función de transferencia de modulación de amplitud) y la PSF (Función de dispersión de punto) de lentes implantables en la córnea para corregir la presbicia (Kamra) en condiciones paraxiales y con un descentramiento de 0,8 mm. Se realizó la comparativa entre lentes basados en el principio de la difracción con 8 círculos concéntricos y una zona central de 1mm diseñados para proporcionar una adicción de 2,5 D, y otras basadas en el principio del estenopeico con una zona central de 1,6 mm. Este estudio se pudo llevar a cabo gracias al uso del modelo de ojo teórico de Liou-Brennan considerándolo como uno de los modelos fisiológicos más realistas. En el estudio se pudo observar que las lentes basadas en el principio estenopeico son más sensibles al descentramiento y más pupilodependientes que las lentes basadas en el principio de difracción. Los resultados obtenidos no son exactamente los de un ojo humano, sin embargo, gracias al uso de los ojos modelos se puede analizar el comportamiento y las tendencias que tienen las diferentes lentes en diferentes condiciones antes de insertarlas en la córnea.

Por una parte, los resultados obtenidos en este estudio demuestran que diseñar LIOs según la aberración esférica corneal del paciente es un buen enfoque para mejorar la calidad óptica después de la cirugía de cataratas. Un problema importante es que estos modelos teóricos del ojo utilizan biometría promedio de una gran población que podría no coincidir con el radio corneal anterior y la asfericidad particulares de un paciente de cirugía de ablación, por ejemplo. Por otra parte, los programas de trazado de rayos constituyen una herramienta esencial para el diseño y evaluación de nuevos elementos ópticos, en concreto de LIOs. Además de estos programas es esencial valorar la LIO in vitro mediante bancos ópticos diseñados para tal fin.

Como futuras líneas de investigación, se podría analizar el comportamiento de las mismas LIOs valorando otros parámetros como la MTF en función del desenfoque u otras

aberraciones de bajo y alto orden. En este trabajo, se han realizado tanto los diseños como la evaluación de las LIOs y los modelos de ojo en posición central por lo que sería interesante conocer cómo se comportan las LIOs esféricas y asféricas en función del descentramiento y en función de tener objetos en eje o fuera de eje. Para ello, se podría mantener el estudio en el propio ojo de Navarro o cambiar a otros modelos.

6. CONCLUSIÓN

En conclusión, las lentes intraoculares (LIOs) que presentan un mejor comportamiento, en términos generales, son aquellas diseñadas según el modelo de Navarro. Al observar la función de transferencia de la modulación (MTF) de las LIOs de Navarro con aberración esférica (AE) de 0% y 100% para una pupila de 6 mm, se observa que en las frecuencias bajas tienen valores similares. Sin embargo, en frecuencias medias y altas, la MTF de la LIO con AE del 100% disminuye significativamente más. Considerando la AE residual generada y los valores de MTF, llegamos a la conclusión de que la LIO que compensa el 100% de la AE corneal de Navarro genera una calidad visual más estable.

En la cirugía de catarata, no existe una única LIO que tenga las mejores características en todos los casos. La elección de la LIO depende del modelo utilizado y de los parámetros específicos de cada paciente. Por ello, es crucial contar con bancos ópticos y programas de trazado de rayos.

7. BIBLIOGRAFÍA

- 1- Atchison, D. A., & Thibos, L. N. (2016). Optical models of the human eye. *Clinical and Experimental Optometry*, 99(2), 99-106.
- 2- Cardona, C. A. (2021). Kepler y el teorema fundamenta de la óptica. *Principia: an international journal of epistemology*, 25(1), 125-156.
- 3- Font, J. L. (2003). *Óptica Geométrica*. EUETIT, Terrassa, recuperado de http://www.academia.edu/7629817/PTICA_GEO_ETRICA_Josep_Llu%C3%ADs_Font.
- 4- Puell Marín, M. C. (2006). *Óptica Fisiológica: El sistema óptico del ojo y la visión binocular*.
- 5- Le Grand Y. "Optica fisiológica". 1ª ed. Madrid: Sociedad Española de Optometría; 1995.
- 6- EMSLEY H. "Visual Optics". 2nd ed. Hatton Press: London; 1939.
- 7- Navarro, R., Santamaria, J., & Bescós, J. (1985). Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. *JOSA A*, 2(8), 1273-1280.
- 8- Akram, M. N., Baraas, R. C., & Baskaran, K. (2018). Improved wide-field emmetropic human eye model based on ocular wavefront measurements and geometry-independent gradient index lens. *JOSA A*, 35(11), 1954-1967.
- 9- Artigas J.M. *óptica fisiológica: psicofísica de la visión*. McGraw-Hill, Interamericana de España, 1995. isbn: 9788448601157. url: <https://books.google.es/books?id=PJwSOgAACAAJ>.
- 10- Atchison, D. A. (2006). Optical models for human myopic eyes. *Vision research*, 46(14), 2236-2250.
- 11- García, S., Salvá, L., García-Delpech, S., Martínez-Espert, A., & Ferrando, V. (2023, July). Numerical Analysis of the Effect of Decentered Refractive Segmented Extended Depth of Focus (EDoF) Intraocular Lenses on Predicted Visual Outcomes. In *Photonics* (Vol. 10, No. 7, p. 850). MDPI.
- 12- Acosta, R., Hoffmeister, L., Roman, R., Comas, M., Castilla, M., & Castells, X. (2006). Revisión sistemática de estudios poblacionales de prevalencia de catarata. *Archivos de la Sociedad Española de oftalmología*, 81(9), 509-516.

- 13- Varela García, M., Mínguez Muro, E., & Castillo Laguarda, J. (2020). Fórmulas para el cálculo de la potencia de lentes intraoculares a implantar en cirugía de Catarata. Trabajo de Fin de Grado en la Universidad de Zaragoza, 10-6.
- 14- Puente, A. A., Kamel, N. R., & García, P. M. (2010). Lentes acomodativas y pseudoacomodativas para la corrección quirúrgica de la presbicia. Cirugía de la Presbicia Ponencia de la Sociedad Española de Cirugía Ocular e Implanto-Refractiva (SECOIR). Madrid: SECOIR, 233-9.
- 15- Dr. Francisco J. Castro (2019-2020). Instrumentación y procedimiento del paciente refractivo cristalino. Actuación Optométrica en Cirugía Oftalmológica. Universidad de Zaragoza.
- 16- Martín, L. R. Diseño, fabricación y control de lentes intraoculares multifocales. Universitat Politècnica de Valencia.
- 17- Varea Béjar, A., Remón Martín, L., & Vallés Brau, J. A. (2018). Diseño de lentes intraoculares esféricas.
- 18- Calatayud, A., Remón, L., Martos, J., Furlan, W. D., & Monsoriu, J. A. (2013). Imaging quality of multifocal intraocular lenses: automated assessment setup. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 33(4), 420-426.
- 19- Pérez-Gracia, J., Ávila, F. J., Ares, J., Vallés, J. A., & Remón, L. (2020). Misalignment and tilt effect on aspheric intraocular lens designs after a corneal refractive surgery. *PLoS One*, 15(12), e0243740.
- 20- Best, B. o. T. (2024, 26 marzo). About CO2 Laser Optics: CO2 Laser Lenses & CO2 Laser Mirrors. *Wavelength Opto-Electronic Singapore*. <https://wavelength-oe.com/es/articles/co2-laser-optics/>
- 21- Corregidor, D., Jaén, M., & Sandoval, J. (2008). Medición de la Función de Distribución Bidireccional de Transmitancia y la Función de Transferencia de Modulación para materiales difusores. In ANALES AFA (Vol. 19, No. 1).
- 22- Marcos, S. (2005). Calidad óptica del ojo. *Investigación y ciencia*, 345(7), 66-74
- 23- Moldvai, K. 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.
- 24- Corregidor, D., Jaén, M., & Sandoval, J. (2008). Medición de la Función de Distribución Bidireccional de Transmitancia y la Función de Transferencia de Modulación para materiales difusores. In ANALES AFA (Vol. 19, No. 1).

- 25- EN/ISO 11979-2: Ophthalmic implants. Intraocular lenses. Part 2. Optical Properties and Test Method. Annex C. 1999.
- 26- Welch Ruiz, G., Cruz Blanco, M., Escalona Tamayo, M. D. J., & Fundora Salgado, V. (2017). Facoemulsificación en la cirugía de catarata. *Revista cubana de medicina militar*, 46(3), 244-255.
- 27- Benítez Cartaya, M., Hernández Silva, J. R., Curbelo Cunill, L., Fernández Vásquez, G., & Padilla González, C. (2011). Estudio comparativo aberrométrico posterior a la cirugía de catarata en el Centro de Microcirugía Ocular "Ramón Pando Ferrer" (2007-2008). *Revista Cubana de Oftalmología*, 24(1), 1-14.
- 28- Pérez-Gracia, J., Varea, A., Ares, J., Vallés, J. A., & Remón, L. (2020). Evaluation of the optical performance for aspheric intraocular lenses in relation with tilt and decenter errors. *PloS one*, 15(5), e0232546.
- 29- Ahn, H. S., Chung, J. L., Kim, E. K., Seo, K. Y., & Kim, T. I. (2013). Changes in spherical aberration after various corneal surface ablation techniques. *Korean journal of ophthalmology: KJO*, 27(2), 81.
- 30- Perez-Merino, P., & Marcos, S. (2018). Effect of intraocular lens decentration on image quality tested in a custom model eye. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 44(7), 889-896.
- 31- Lawu, T., Mukai, K., Matsushima, H., & Senoo, T. (2019). Effects of decentration and tilt on the optical performance of 6 aspheric intraocular lens designs in a model eye. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 45(5), 662-668.
- 32- Martínez, D. M., Ferrando, V., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2020). Influencia del modelo de ojo teórico en la evaluación numérica de lentes intraoculares fractales. *Suplemento de la Revista Mexicana de Física*, 1(3), 17-22.
- 33- Montagud-Martínez, D., Ferrando, V., Machado, F., Monsoriu, J. A., & Furlan, W. D. (2019). Imaging performance of a diffractive corneal inlay for presbyopia in a model eye. *IEEE Access*, 7, 163933-163938.