

FACULTAD DE CIENCIAS
UNIVERSIDAD CANTABRIA



**ESTUDIO TEÓRICO DE LA
CALIDAD ÓPTICA DE LENTES
INTRAOCULARES PARA LA
CORRECCION DE LAS
AMETROPIÁS**

AUTOR: *Natalia Palacio Rodríguez*

DIRECTORES: *Dolores Ortiz Márquez*
Fernando Moreno

Agradecimientos

A mi familia, por la preocupación que han tenido durante tanto tiempo para la finalización de este. A mi pareja y mis amigos, por tan buenos ratos y darme los ánimos necesarios para continuar cuando más lo necesitaba. En especial a Teresa Toyos por tan inestimable ayuda a costa de su tiempo por un bien para mí. Y por último, y no por ello menos importante a Lola y Fernando por darme la oportunidad de realizar este trabajo y por su infinita paciencia conmigo al realizarle.

ÍNDICE

Capítulo 1. Introducción

1.1 Introducción y motivación.....	4
1.2 Objetivos.....	5
1.3 Estructura.....	6

Capítulo 2. Conceptos previos

2.1 El ojo humano.....	7
2.1.1 Anatomía y fisiología.....	8
2.2 Cataratas.....	11
2.3 Lentes intraoculares.....	13
2.4 Modelo de ojo teórico.....	15
2.4.1 Modelo de ojo simplificado.....	16

Capítulo 3. Método de trazado de rayos y Modelización de las lentes intraoculares

3.1 Descripción.....	18
3.2 Trazado de rayos.....	19
3.3 Caracterización de lentes.....	22
3.3.1 Lentes utilizadas.....	25
3.4 Diagrama de impactos.....	28
3.5 Parámetros de calidad óptica.....	28

Capítulo 4. Resultados

4.1 Ojo emétrope sano.....	30
4.2 Ojo en el que se sustituye el cristalino por LIO.....	30
4.3 Influencia de la posición axial de la lente intraocular.....	36

Capítulo 5. Conclusiones

5.1 Resultados y conclusiones.....	41
5.2 Posibilidades futuras.....	41

Referencias.....	43
------------------	----

Anexo: Programas Matlab.....	44
------------------------------	----

Capítulo 1.

Introducción

1.1 Introducción y motivación

El ojo es un sistema óptico formado por cuatro superficies esféricas, dos forman la córnea y dos el cristalino, separadas por diferentes medios acuosos. El cristalino es parte muy importante del sistema óptico, que con el paso de los años pierde su capacidad de acomodar, que es lo que se conoce como presbicia o vista cansada. En otras ocasiones pierde su transparencia original, desarrollándose las cataratas. La presencia de estas provoca una disminución de la agudeza visual debido a que los rayos no pasan de forma correcta al interior del ojo por lo que produce una imagen borrosa en la retina. Independientemente del tipo de catarata, el único tratamiento para resolver la pérdida de visión producida por la catarata es la cirugía. Ridley en 1949 [1] fue el primer médico en implantar una lente intraocular, a pesar de ello esta práctica no fue aceptada hasta los años setenta, dado a las numerosas complicaciones que presentaba.

El cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares (LIO) es parte fundamental para este tipo de cirugía y está determinado por la *biometría*, técnica no invasiva, rápida y no dolorosa de ultrasonido lineal que nos permite medir estructuras oculares. Existen dos factores fundamentales a la hora de obtener un buen cálculo del poder dióptrico de una LIO: la *longitud axial* y la *queratometría*, medida del radio de curvatura de la superficie anterior a la córnea.

La incorrecta medición de cualquiera de estos dos factores es la causa de la mayoría de los errores refractivos. En el caso de la longitud axial, un error de 1mm produce un error refractivo de unas 3 dioptrías. En el caso de la queratometría, un error de 0.1 mm produce un error refractivo de 0.5 dioptrías.

Otros parámetros importantes son las *fórmulas de cálculo* y las *constantes* de cada modelo de lente. Al principio todas las lentes tenían un valor estándar, pero se vio que algunos pacientes se quedaban hipocorregidos (miopes) y otros hipercorregidos (hipermétropes). Para evitar esto se desarrollaron las fórmulas biométricas. Existen dos tipos de fórmulas: *teóricas*, consideran un ojo un ojo esquemático y aplican óptica geométrica, sin considerar el análisis de las medidas clínicas del paciente, y *empíricas*, toman los resultados de múltiples intervenciones y los analizan relacionándolos con la longitud axial y la queratometría. La efectividad y la capacidad de predicción de todas estas fórmulas dependen de la correcta aplicación de las constantes. Estas proporcionan información sobre las características físicas que influyen en el comportamiento refractivo de cada modelo de LIO. En la actualidad se utilizan tres tipos de constantes: *ACD* (valor medio de la distancia del vértice corneal al

plano principal del LIO), SF (Valor medio de la distancia plano anterior del iris-plano principal del LIO) y A (factor sumatorio de la formula SRK).

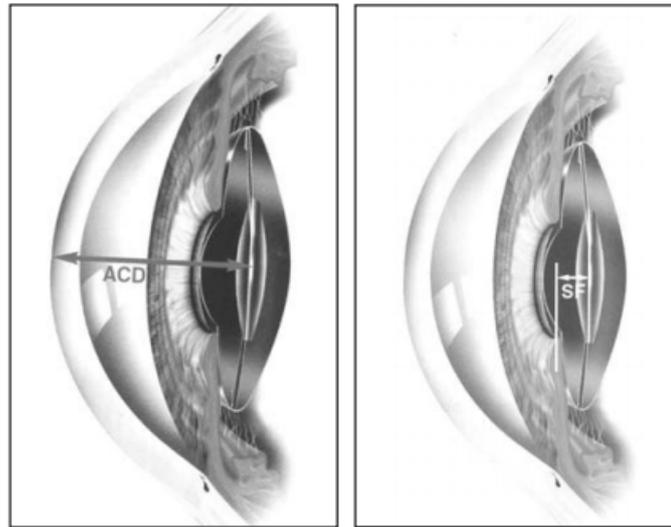


Fig 1. Representación gráfica de las constantes ACD y SF .

Las tres constantes son valores específicos de cada LIO, que dependen de la posición final del LIO dentro del ojo, la morfología de la óptica, características y angulación de las hápticas y técnica quirúrgica empleada.

Es importante hacer una breve descripción de las características y propiedades del LIO, ya que la calidad de la visión no solo depende del poder dióptrico de la lente, sino también de otros factores como su diseño, la localización, la forma, las características del material, etc.

1.2 Objetivos

En este proyecto se pretende estudiar la calidad óptica de lentes intraoculares de diferentes potencias y diseños, utilizando un modelo simplificado de ojo. Mediante trazado de rayos queremos analizar la imagen ocular obtenida con dichas lentes. Los objetivos principales de este trabajo son:

- Estudiar los diagramas de impactos e histogramas de densidad de luz, obteniéndose información de la distribución de luz en la retina y una estimación del tamaño de la imagen.
- Analizar la influencia del diámetro pupilar (2, 4 6 mm) en los diagramas de impactos e histogramas de densidad
- Estudiar el efecto del desplazamiento axial de las LIO's, cuando se colocan un poco hacia adelante o hacia atrás de su posición.

1.3 Estructura

El contenido del proyecto se ha organizado de la siguiente manera:

- El *Capítulo 2* describe el marco teórico en el que se sitúa el proyecto. Se explican los conceptos relacionados con la anatomía del ojo, las cataratas y su clasificación, así como las LIO's y sus diferentes tipos. Posteriormente, explicamos cómo se ha modelizado el sistema ocular utilizando un modelo de ojo teórico
- En el *Capítulo 3* describimos en detalle el método de trazado de rayos que vamos a utilizar para obtener las imágenes oculares para cada tipo de LIO y los parámetros de calidad óptica que vamos a analizar.
- En el *Capítulo 4* mostramos y analizamos los resultados obtenidos tras implementar el programa en MATLAB.
- En el *Capítulo 5* exponemos las conclusiones obtenidas así como las posibilidades futuras.

Capítulo 2.

Conceptos previos

En este capítulo, hacemos una breve descripción de los conceptos necesarios para la correcta comprensión del trabajo. En primer lugar, describimos la anatomía del ojo, centrándonos en el cristalino ya que es el lugar donde se producen las cataratas, y el cual se sustituye por las LIO's. Además se explicara los modelos de ojo esquemático más representativos y las características de las LIO's modelizadas

2.1 El ojo humano

El ojo es el órgano que detecta la luz y constituye la base del sentido de la vista. La visión se lleva a cabo en tres fases [2]: Óptica, fisicoquímica y psicofisiológica.

- *Óptica*: El ojo es un sistema complejo, en el que cada uno de sus componentes tiene un poder refractivo de tal forma que la luz exterior entra y atraviesa cada una de las capas que conforman el ojo produciéndose la refracción y formándose finalmente una imagen en la retina.
- *Fisicoquímica*: El registro de dicha imagen se lleva a cabo por los receptores de la retina. En esta etapa, las células fotorreceptoras segregan sustancias fotosensibles y cuando actúa sobre las células se producen reacciones fotoquímicas. Estas reacciones son las que producen impulsos eléctricos dando lugar a la última etapa.
- *Psicofisiológica*: Dichos impulsos electroquímicos son enviados a través del nervio óptico al cerebro donde la imagen es procesada.

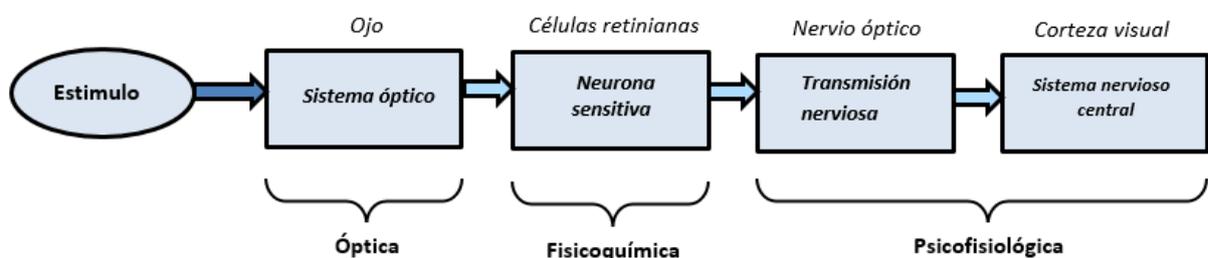


Fig 2. Esquema del proceso visual humano.

2.1.1 Anatomía y fisiología

El ojo humano es una estructura esférica de aproximadamente unos 24 mm de diámetro que presenta un ligero abombamiento sobre su superficie delantera denominado *cornea*. Se encuentra en la órbita de la cara, sostenido por los músculos extraoculares encargados de su sujeción y de la movilidad en torno al centro ocular [3] (*Fig 4*).

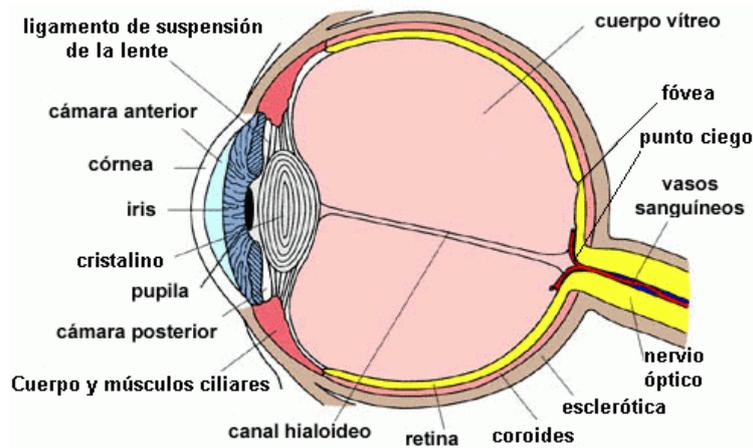


Fig 3. Esquema del ojo humano [4]

Como podemos apreciar en la *figura 3*, la parte exterior del ojo está cubierta por tres capas, la más externa recibe el nombre de *membrana esclerótica* o *esclera*, constituida por un tejido conjuntivo fibroso blanco, opaco y muy duro que ocupa la mayor parte de la superficie ocular. Su función es sujetar y mantener la forma del globo ocular y protegerlo de cualquier objeto extraño.

Las fibras conjuntivas de la superficie anterior de la membrana esclerótica se unen para formar la *córnea*, superficie transparente que actúa como ventana ocular. Formada por tres capas: Epitelio (superior), estroma (media) y endotelio (inferior). Su función además de proteger al iris y el cristalino es la de focalizar junto a este último las imágenes en la retina. Tiene un tamaño medio que oscila entre los 11 y 12 mm y su espesor varía en función de la persona. La potencia es de unas 44 dioptrías.

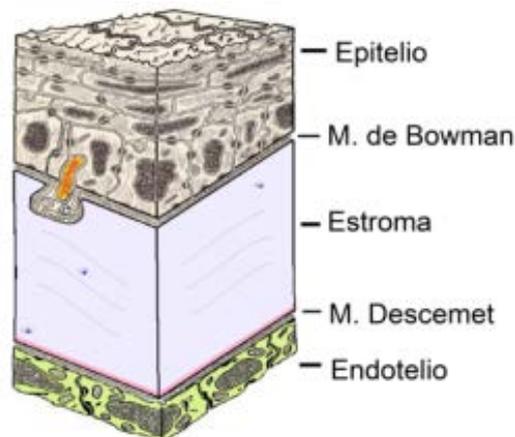


Fig 4. Representación gráfica de las diferentes capas y membranas que posee la córnea [5]

Justo debajo de la esclera encontramos la *coroides*, conocida como úvea posterior, membrana conjuntiva que contiene un pigmento oscuro que absorbe la luz e impide que se emborrone la imagen por la reflexión de la luz en el interior del ojo. Además de esta función, la coroides se encarga de nutrir otras partes del ojo.

La coroides, se inicia en la parte posterior del ojo donde es más gruesa y termina en el denominado *cuerpo ciliar*, de forma triangular y formado por los procesos ciliares, encargados de secretar el humor acuoso en la cámara anterior (espacio entre la córnea y el cristalino), y por los *músculos ciliares*, encargados de variar la curvatura del cristalino.

En esta parte anterior también encontramos el *iris*, diafragma del sistema ocular (12 mm de diámetro) encargado de regular la cantidad de luz que entra en el ojo. En el interior del iris hay una apertura central conocida como *pupila* que aumenta o disminuye en función de la cantidad de luz que llegue.

También debemos hablar de la cavidad anterior, la cual se divide en dos cámaras, la llamada *cámara anterior*, y la *cámara posterior*. La primera está limitada por la córnea y el cristalino y está compuesta por un líquido, *humor acuoso*, que se forma en los procesos ciliares y es un 98% agua donde se disuelven sustancias como proteínas, ácido úrico, glucosa, aminoácidos,... Las funciones de esta cámara son las de aportar nutrientes a la córnea y el cristalino y mantener la presión intraocular del globo ocular (PIO). Esta última es especialmente importante puesto que si disminuye la presencia del humor acuoso, aumenta la PIO pudiendo producirse un glaucoma. La segunda de las cámaras se encuentra limitada por el cristalino y la retina y contiene el *humor vítreo*, que está compuesto de agua y ácido hialurónico que le da consistencia gelatinosa, además de fibras de colágeno de tipo II. Son los pequeños espacios entre estas fibras los que hacen mínima la dispersión de la luz al pasar por el cuerpo vítreo. Tanto el humor acuoso como el humor vítreo tienen índice de refracción muy parecidos.

La segunda lente del sistema ocular es el cristalino. El cristalino [6] es una lente biconvexa, transparente capaz de modificar su curvatura, y por tanto su potencia dióptrica, por acción de los músculos ciliares. A esta función se la denomina como mecanismo de acomodación, y permite al ojo enfocar los rayos luminosos para formar una buena imagen en la retina independientemente de la distancia a la que se encuentre el objeto. Concretamente, cuando el ojo pretende observar objetos lejanos el cristalino se encuentra estirado y los músculos ciliares relajados. En este caso, la potencia es de unas 20 dioptrías, que junto a las 44 dioptrías de la córnea hacen un total de aproximadamente 60 dioptrías, valor que corresponde a la potencia de un ojo emétrope (sin anomalías). El cristalino está sujeto por la *zónula* (ligamento del cristalino) al musculo ciliar que lo envuelve a modo de saco. Tiene un diámetro ecuatorial de unos 10 mm, tamaño que varía con la edad, y un espesor central cuyo valor sin acomodar es de 3.7 mm. Su estructura es de capas, bastante compleja y posee un gradiente de índice no uniforme. Esto se debe a la heterogeneidad de su estructura y a la compresión que las capas más internas ejercen.

Es en la zona central donde encontramos un índice de refracción practicante constante y más elevado que el de las capas periféricas donde la variación de índice es más pronunciada.

Atendiendo a su histología, podemos diferenciar cuatro partes del cristalino:

- *Cápsula*: Membrana de células epiteliales, fina y elástica que rodea el cristalino. Compuesta por colágeno tipo IV. Debido a la permeabilidad de la capsula se lleva a cabo la nutrición y oxigenación del cristalino. Además, tiene entre sus funciones proteger de infecciones o agentes externos.
- *Epitelio*: Es de tipo cubico, forma una capa bajo la capsula. Se lleva a cabo el transporte de iones, abasteciendo a otros tejidos de nutrientes. Además, juega un papel importante en la fabricación de fibras
- *Células fibrosas de la corteza externa (córtez)*: formadas por capas de fibras que se orientan de manera radial siguiendo una distribución homogénea. Se forman a partir de los tejidos epiteliales, que sufren la pérdida del núcleo y gran parte de los orgánulos y consiguen la apariencia de fibra. Son delgadas, con sección hexagonal y alargadas.
- *Núcleo*: Está formado por las fibras del cristalino embrionario (fibras primarias), rodeado de fibras secundarias del cristalino fetal y de las que se van desarrollando con el paso de los años. Se unen además a las fibras del córtex por medio de suturas complejas. Es donde se producen las cataratas.

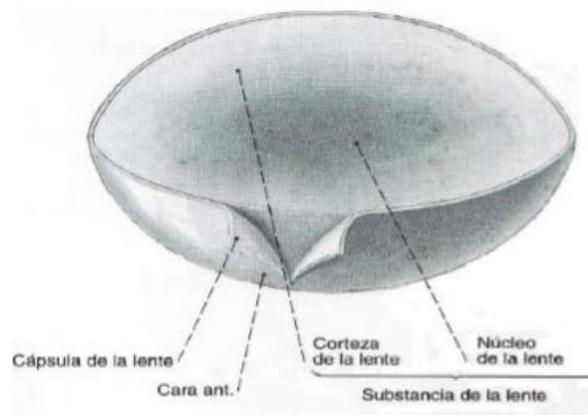


Fig 5. Representación esquemática de las diferentes partes del cristalino [7]

La capa más interna del ojo es la *retina*, que envuelve las tres cuartas partes del globo ocular. Esta capa está formada a su vez por una capa de unos diez tipos de tejidos diferentes. Los de más importancia son los *fotorreceptores*, que se dividen en conos y bastones. Los *conos* son las células sensibles a niveles elevados de luz y son los encargados de la percepción del color (activados en visión diurna). Los *bastones*, por otro lado, responden a bajas luminosidades y encargados de la visión en blanco y negro (activados en visión nocturna). En su parte posterior (centro del fondo del ojo) la retina presenta una pequeña depresión de aproximadamente 1.5 mm de diámetro denominada *fóvea*. La parte central de esta, conocida con el nombre de *foveola* tiene tan solo 0.4 mm de diámetro y es donde se alcanza la

mayor agudeza visual. Fuera de esta zona, la agudeza visual disminuye progresivamente. En particular, existe una zona de la retina denominada *papila* que conecta esta con el nervio óptico y es totalmente ciega.

2.2 Cataratas

La catarata es la opacificación parcial o total del cristalino, provocando que los rayos de luz se dispersen en el interior del ojo y no se pueda enfocar en la retina, dando lugar a una imagen borrosa.

La opacificación del cristalino se puede producir en cualquier época de la vida, desde el nacimiento hasta la edad más avanzada del ser humano.

La pérdida de la transparencia del cristalino es el resultado de alteraciones físicas y químicas, dentro de los tejidos. El primer cambio es la *hidrólisis* y el segundo es la *aglutinación* de la proteínas que se produce por la alteración en la concentración de las sales y de los iones de hidrogeno (ambos procesos se producen simultáneamente).

Tiene diversas causas, pero se le atribuye mayormente a la edad aunque también hay otras muchas causas.

Si atendemos las causas que las producen podemos encontrar [8]:

- *Congénitas*: es aquella en la cual la opacificación del cristalino se realiza en el vientre materno. El cristalino se origina del ectodermo, por lo que todas las enfermedades eruptivas que atacan a la embarazada pueden atacar al cristalino del niño. También puede deberse por un factor hereditario.
- *Senil*: Este tipo de catarata es la más importante, dado que es la más frecuente, siendo típica en edad avanzada. Suele aparecer sobre los 55 años debido al aumento de tamaño del cristalino por lo que se desarrollan nuevas fibras y las que están en el interior se deshidratan, compactan y se acumulan dando un color amarillento.
- *Metabólica*: Debida a enfermedades que alteran el metabolismo, como por ejemplo la diabetes, por lo que aumenta el riesgo de padecer cataratas.
- *Traumática*: aquellas que se originan como consecuencia de un traumatismo. Es la causa principal de aparición de cataratas en gente joven.
- *Toxicas*: aquellas producidas por medicamentos, generalmente corticoides cuando su consumo se prolonga en un tiempo superior a un año. Existen agentes tóxicos como el paradiclorobenceno, el naftaleno o el triparanol, el tabaquismo o la radioterapia que pueden ser causa de cataratas.

- *Secundaria*: Aquellas que aparecen como consecuencia de otra anomalía en el ojo, como por ejemplo desprendimiento de retina, glaucoma o un tumor.

Si atendemos la posición donde se producen podemos encontrar:

- *Cortical*: Primeramente aparecen vacuolas y posteriormente se forman hendiduras entre las lamelas corticales. Dichas hendiduras se llenan de agua y se opacifican. Producen deslumbramiento debido al “efecto vidrio esmerilado”, por lo que reparte de forma desordenada los rayos de luz
- *Nuclear*: En este tipo de catarata se produce un aumento de la densidad del núcleo y toma un color café rojizo. Debido al aumento de densidad del núcleo aumenta el índice de refracción del cristalino dando lugar a miopía cristalina. Al aumentar la coloración se produce una disminución de la agudeza visual.
- *Subcapsular posterior*: Estas cataratas se sitúan en la parte posterior del cristalino. Este tipo de catarata interfiere rápidamente en la visión ya que se sitúa en el eje óptico y visual del globo ocular.

El sistema de clasificación más utilizado es el LOCS (The Lens Opacities Classification System), en la cual se han ido incorporando mejoras de mayor precisión en la clasificación de la catarata, siendo la LOCS III la versión más utilizada actualmente.



Fig 6. Clasificación de opacidades del cristalino [9].

Como ya hemos mencionado, no es posible tratar la catarata con medicación, la única forma de tratarla es la cirugía. Independientemente de la técnica que se utilice, la finalidad es sustituir el cristalino por una lente intraocular (LIO) cuyas propiedades dependen de cada caso.

2.3 Lentes intraoculares (LIO's)

Una *lente intraocular* (LIO) es una lente artificial transparente que se implanta en el ojo con el objetivo de corregir o mejorar el enfoque afectado por una disfunción del cristalino. La LIO enfoca la luz que entra al ojo a través de la córnea y la pupila hacia la retina. La mayoría de las LIO's están hechas de un material flexible (silicona o material acrílico).

Las LIO constan de dos partes: *zona óptica central* y las zonas de apoyo, lo cual hace que haya diferentes formas según la sujeción que tengan en el interior del ojo. La mayoría tiene una especie de "patas" llamadas *hápticas* que tienen efecto de muelle, otras tienen varios puntos de apoyo simultáneo y otras tienen forma rectangular que se conoce como *plato*.

Tienen un diámetro medio de unos 12.5-13 mm y donde su parte óptica es de 5-7 mm. La graduación de la LIO se calcula mediante un láser de interferometría óptica y aplicando unas formulas específicas, lo que nos permite compensar defectos previos de graduación.



Fig 7. Algunos modelos de LIO's [10]

Según el número de focos de su zona óptica podemos diferenciar tres grandes grupos de LIO, cada uno de ellos corresponde con una distancia de enfoque de nuestra visión: Cerca, intermedia y lejos.

- *Lente monofocal*: LIO que solo disponen de un foco y está destinada a la visión de lejos.
- *Lente bifocal*: LIO que dispone de dos focos, el primero para la visión de lejos (miopía) y el segundo para la visión de cerca (presbicia o vista cansada)
- *Lente trifocal*: LIO que dispone de tres focos, es decir, es capaz de enfocar a tres distancias.

- *Tóricas*: LIO que se usa para corregir el astigmatismo. Pudiendo diferenciar entre LIO monofocal tórica, LIO bifocal tórica y LIO trifocal tórica.

Otro factor de clasificación de las LIO's es el uso:

- *Pseudofáquicos*: La LIO se coloca en el saco capsular cristalino, o entre la capsula anterior y posterior el cristalino. Se usa para sustituir el cristalino extraído
- *Fáquicos*: La LIO se coloca para completar el cristalino, sin extraerlo, generalmente como tratamiento de defectos de refracción graves, como por ejemplo miopías severas, de hipermetropías altas.

Según el tipo de material [10]:

- *Rígidas*: están hechas en polimetilmetacrilato. En la actualidad son poco utilizadas debido a su tamaño (5-7 mm), lo que provoca que la incisión para introducirlas sea mayor, ya que a la hora de introducirlas se hace con ellas tal cual, sin plegarlas ni enrollarlas.
- *Flexibles*: Son las más utilizadas en la actualidad. Se introducen enrolladas con inyectores por una incisión de unos 2 mm. Una vez en el ojo, se desenrollan, una vez alcanzado un diámetro de 6 mm.

En la *figura 8* se muestra el proceso de implantación de las LIO's: En primer lugar se prepara la LIO en el inyector (a). Posteriormente se inyecta la LIO dentro del ojo (b). A continuación se empieza a desplegar la LIO (c). Una vez la LIO está totalmente desplegada (d) se finaliza el implante con la LIO bien centrada (e)

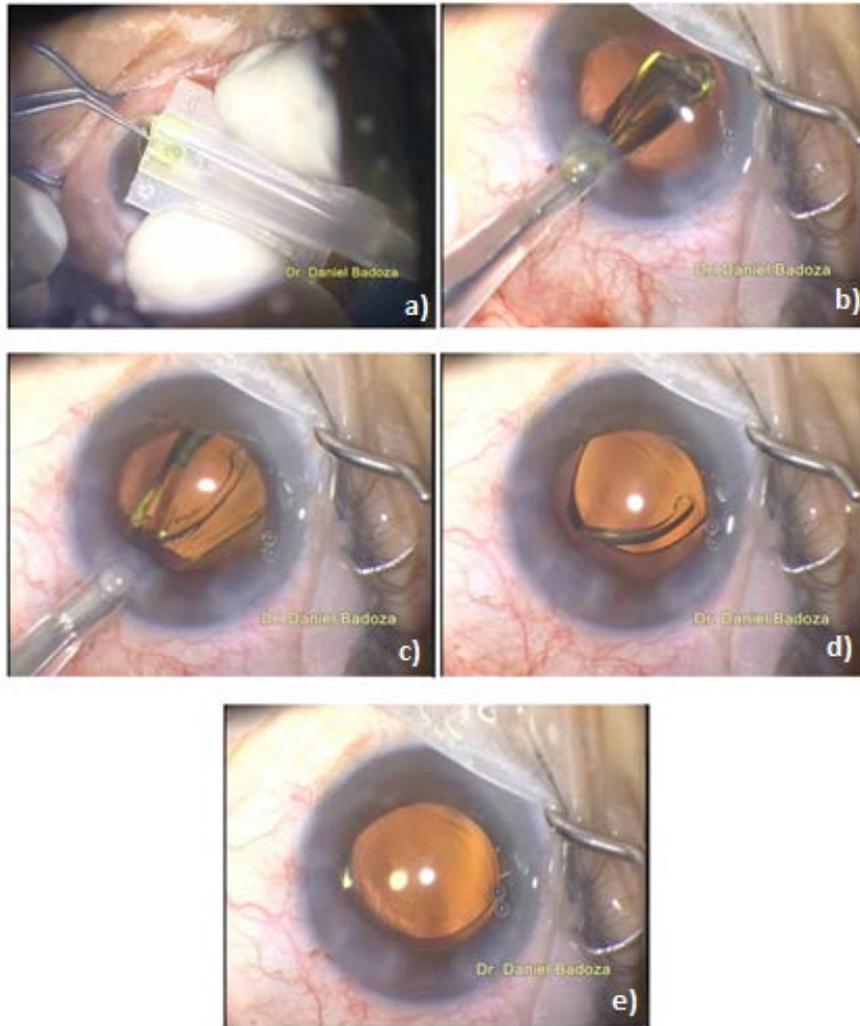


Fig 8. *Proceso de implantación de las LIO. [11].*

2.4 Modelo de ojo

Como ya hemos mencionado con anterioridad, el ojo se comporta como un sistema óptico convergente de 60 dioptrías aproximadamente. Está formado por cuatro superficies, dos de ellas corresponden a la córnea y las otras dos pertenecen al cristalino. En el proceso de formación de la imagen se dan cuatro refracciones a través de dichas superficies. Por lo que podemos deducir que la modelización del sistema no es sencilla, por un lado debemos tener en cuenta que las superficies presentan cierta asfericidad, y por otro lado tenemos que la forma y las dimensiones del ojo varían según la persona. En la actualidad existen tres tipos de modelos de ojo esquemático como sistema óptico en el marco de la aproximación paraxial: *completo*, *simplificado* y *reducido*. Estos modelos describen la formación de la imagen retiniana de un ojo emélope sin acomodar, es decir, cuando el infinito y la retina son puntos conjugados. La diferencia entre ellos es el número de superficies a tener en cuenta (*Fig. 9*).

El modelo más realista es el *modelo de ojo completo* (Fig. 9a.), el cual utiliza cuatro superficies, dos componen la córnea y las otras dos el cristalino.

Un poco menos complejo es el *modelo de ojo simplificado* (Fig. 9b.) que utiliza tres superficies, una para la córnea, ya que considera que los planos principales objeto e imagen de esta están muy próximos entre sí, por lo que se puede considerar como una única superficie. Este modelo es el que utilizamos a la hora de realizar los cálculos y en la elaboración del programa se simulación.

Por último, el *modelo de ojo reducido* (Fig. 9c.) representa el ojo como un sistema de un único dioptrio, una superficie para simular la córnea y el cristalino, considerando que los planos principales objeto e imagen de ambos están muy próximos entre sí.

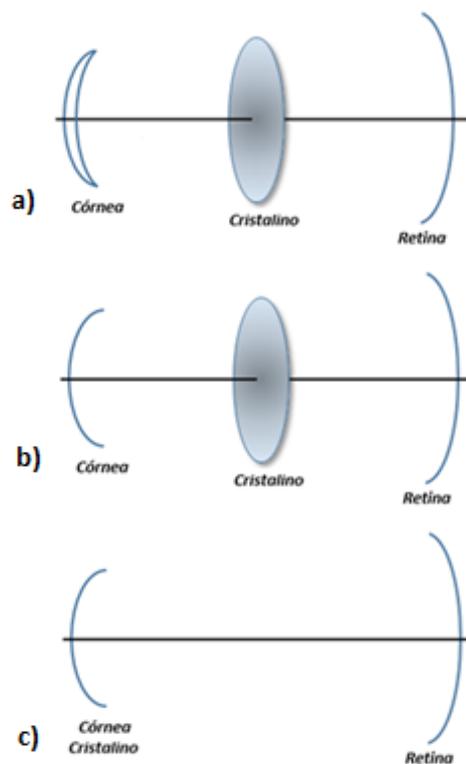


Fig 9. Esquema de los diferentes modelos de ojo. a) Modelo de ojo completo. b) Modelo de ojo simplificado y c) Modelo de ojo reducido [2]

2.4.1. Modelo de ojo simplificado

En cuanto a los modelos de ojo simplificado [2], entre los autores más destacados encontramos a Gullstrand-Emsley, Le Grand-El Hage y Bennett-Rabbetts (*Tabla 1*). Estos modelos utilizan superficies esféricas para describir las distintas superficies refractivas. El modelo que hemos utilizado en el trabajo ha sido *Le Grand-El Hage*.

Parámetros Oculares		Gullstrans-Emsley
Radio de las superficies (mm)	Cornea	7.8
	Sup. Anterior del cristalino	10
	Sup. Posterior del cristalino	-6
Posición respecto a la cornea (mm)	Sup. Anterior del cristalino	3.6
	Sup. Posterior del cristalino	7.2
	Retina	23.90
Índice de refracción	Cornea	
	Humor acuoso	1.4160
	Cristalino	1.333
	Humor vítreo	1.333

Parámetros Oculares		Le Grand-El Hage
Radio de las superficies (mm)	Cornea	8
	Sup. Anterior del cristalino	10.2
	Sup. Posterior del cristalino	-6
Posición respecto a la cornea (mm)	Sup. Anterior del cristalino	3.6
	Sup. Posterior del cristalino	7.6
	Retina	24.2
Índice de refracción	Cornea	1.336
	Humor acuoso	1.4208
	Cristalino	1.336
	Humor vítreo	1.336

Parámetros Oculares		Bennett-Rabbetts
Radio de las superficies (mm)	Cornea	7.8
	Sup. Anterior del cristalino	11
	Sup. Posterior del cristalino	-6.476
Posición respecto a la cornea (mm)	Sup. Anterior del cristalino	3.6
	Sup. Posterior del cristalino	7.3
	Retina	24.09
Índice de refracción	Cornea	1.336
	Humor acuoso	1.422
	Cristalino	1.336
	Humor vítreo	1.336

Tabla 1. Parámetros oculares de los diferentes modelos simplificados de ojo [2]

Capítulo 3.

Método de trazado de rayos y Modelización de las lentes intraoculares

Una vez fijado el modelo de ojo que vamos a utilizar, en este capítulo describimos el método del trazado de rayos usado para obtener la imagen ocular.

3.1 Descripción

A la hora de hacer la simulación, lo que cabría esperar es trabajar en tres dimensiones pero aprovechamos que nuestro sistema tiene simetría de revolución en torno al eje óptico y que nuestro objeto está situado sobre dicho eje para considerar que todas las refracciones tienen lugar en el plano meridiano, que queda definido por el eje óptico y el rayo que parte del punto objeto.

Un aspecto importante a tener en cuenta es la pupila de entrada. En este trabajo consideramos pupilas circulares, y ya que el diámetro pupilar de una persona varía en un rango de 2 a 8 mm, en nuestro caso hacemos un estudio para diferentes diámetros pupilares: 2, 4 y 6 mm.

A continuación describimos el tipo de muestreo utilizado para seleccionar los rayos entrantes en el sistema. Este muestreo se realiza señalando sobre la pupila los puntos de entrada de los rayos al sistema. Lo más sencillo es emplear un muestreo cartesiano, por lo que consideramos nuestra pupila de entrada una “red”. En particular, hemos utilizado un muestreo en X e Y donde cada punto de la “red” está separado del siguiente 0.1 mm.

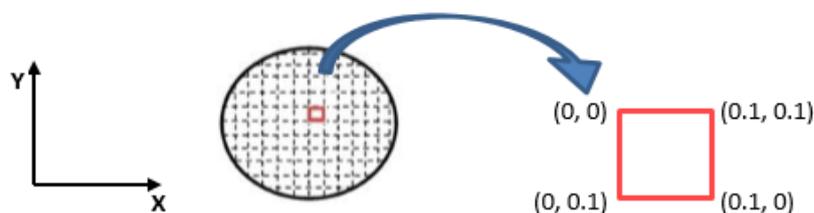


Fig 10. Sistema de coordenadas sobre la pupila de entrada y esquema del muestreo (mm).

Cada rayo que entra por la pupila tiene un plano meridiano, y es este plano el que usamos para el muestreo, quedándonos con las coordenadas X e Y de cada rayo. Posteriormente hacemos un cambio a coordenadas polares h y θ . La coordenada h indica la distancia del rayo al centro de la pupila y θ es el ángulo que forma el rayo con el eje Y.

$$h = \sqrt{x^2 + y^2}$$

$$\theta = \text{artan} \left(\frac{y}{x} \right) \quad (1)$$

3.2 Trazado de rayos

Como ya hemos comentado anteriormente a lo largo del trabajo hemos usado el modelo de ojo simplificado con los parámetros de Le Grand-El Hage (*Tabla 1*). De esta forma, caracterizamos la córnea por una superficie y el cristalino (o LIO) por dos. Por lo que tenemos tres superficies esféricas refractivas separadas por índices de refracción conocidos de forma que podemos llevar a cabo el trazado de rayos mediante la ley de Snell [12].

Como se muestra en la *figura 11*, podemos obtener las sucesivas refracciones en las distintas superficies que componen el ojo.

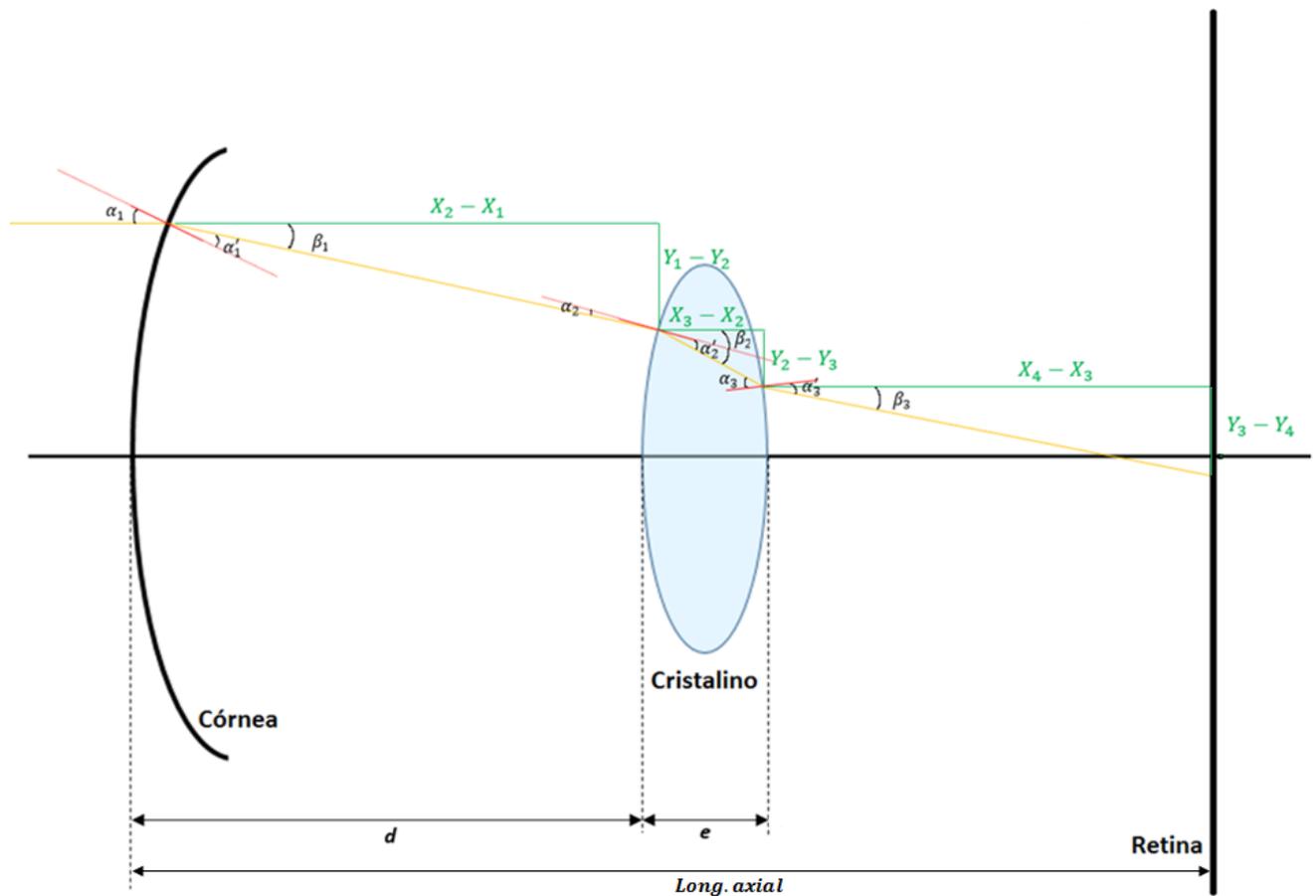


Fig 11. Esquema del trazado de rayos de la luz a través del sistema.

Partimos de un rayo procedente del infinito, por lo que entra paralelo al sistema, e impacta sobre la córnea a una altura H . Calculamos el punto de corte con la primera superficie (cornea).

$$X_1 = \frac{\frac{Y_1^2}{r_1}}{1 + \sqrt{1 - \left(\frac{Y_1}{r_1}\right)^2}} \quad (2)$$

$$Y_1 = H$$

Usando la ley de Snell encontramos las relaciones de los ángulos de entrada y de salida:

$$\theta_1 = \alpha_1 = \arcsen\left(\frac{Y_1}{r_1}\right) \quad (3)$$

$$\alpha'_1 = \arcsen\left[\frac{n_A}{n_1}\left(\frac{Y_1}{r_1}\right)\right]$$

Así como el ángulo que forma el rayo con el eje óptico:

$$\beta_1 = \alpha_1 - \alpha'_1 \quad (4)$$

A continuación, el rayo impacta con la segunda superficie (primera superficie que forma el cristalino o la LIO). Para ello debemos calcular a la altura que lo hace, tomando como origen de coordenadas el centro de curvatura para el vértice de la primera superficie (córnea), por lo que las ecuaciones tanto del rayo como de la cónica vienen dadas por:

$$X_2 = d + \frac{\frac{Y_2^2}{r_2}}{1 + \sqrt{1 - \left(\frac{Y_2}{r_2}\right)^2}} \quad (5)$$

$$Y_2 = Y_1 - \tan \beta_1 \cdot (X_2 - X_1)$$

El punto de corte con la segunda superficie lo obtenemos resolviendo la ecuación: $Ax^2 + Bx + C = 0$ donde los coeficientes vienen dados por:

$$\begin{aligned} A &= 1 + \tan^2 \beta_1 \\ B &= -2 (X_1 \tan^2 \beta_1 + Y_1 \tan \beta_1 + r_2 + d) \\ C &= (Y_1 + X_1 \tan \beta_1)^2 + 2r_2 d + d^2 \end{aligned} \quad (6)$$

Resolviendo dicha ecuación obtenemos la coordenada X_2 , siguiendo el criterio de signos, nos quedamos con la solución negativa puesto que es la que se sitúa a la izquierda del centro de curvatura.

Usando la ley de Snell encontramos las relaciones de los ángulos de entrada y de salida:

$$\begin{aligned} \theta_2 &= \arcsen \left(\frac{Y_2}{r_2} \right) \\ \alpha_2 &= \theta_2 - \beta_1 \\ \alpha'_2 &= \arcsen \left[\frac{n_1}{n_2} \sen \alpha_2 \right] \end{aligned} \quad (7)$$

Así como el ángulo que forma el rayo con el eje óptico:

$$\beta_2 = \theta_2 - \alpha'_2 \quad (8)$$

Posteriormente, el rayo impacta con la tercera superficie (segunda superficie que forma el cristalino o la LIO), por lo que procedemos de igual forma que con la anterior, obteniendo las siguientes ecuaciones para el rayo y la cónica:

$$X_3 = d + e - \frac{\frac{Y_3^2}{r_3}}{1 + \sqrt{1 - \left(\frac{Y_3}{r_3}\right)^2}} \quad (9)$$

$$Y_3 = Y_2 - \tan \beta_2 \cdot (X_3 - X_2)$$

Por lo que el punto de corte con la tercera superficie lo obtenemos resolviendo la ecuación:
 $Ax^2 + Bx + C = 0$ donde los coeficientes vienen dados por:

$$\begin{aligned} A &= 1 + \tan^2 \beta_2 \\ B &= -2 (X_2 \tan^2 \beta_2 + Y_2 \tan \beta_2 - r_3 + d + e) \\ C &= (Y_2 + X_2 \tan \beta_2)^2 + (d + e)^2 - 2r_3(d + e) \end{aligned} \quad (10)$$

Resolviendo dicha ecuación obtenemos la coordenada X_3 , siguiendo el criterio de signos, nos quedamos con la solución negativa ya que tenemos en cuenta el criterio de signos en la ecuación.

Usando la ley de Snell encontramos las relaciones de los ángulos de entrada y de salida:

$$\begin{aligned} \theta_3 &= \arcsen \left(\frac{Y_3}{r_3} \right) \\ \alpha_3 &= \theta_3 + \beta_2 \\ \alpha'_3 &= \arcsen \left[\frac{n_2}{n_1} \sen \alpha_3 \right] \end{aligned} \quad (11)$$

Así como el ángulo que forma el rayo con el eje óptico:

$$\beta_2 = \alpha'_3 - \theta_3 \quad (12)$$

Finalmente, el rayo impacta con la retina, obteniendo las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} X_4 &= \textit{longitud axial} \\ Y_4 &= Y_3 - \tan \beta_3 \cdot (X_4 - X_3) \end{aligned} \quad (13)$$

Donde *longitud axial* es la distancia que hay entre la córnea y la retina, y viene dada por el modelo de ojo.

3.3 Caracterización de lentes utilizadas

A la hora de caracterizar una lente debemos de conocer los elementos cardinales: *focos y planos focales, puntos y planos principales y puntos y planos nodales* (figura 12).

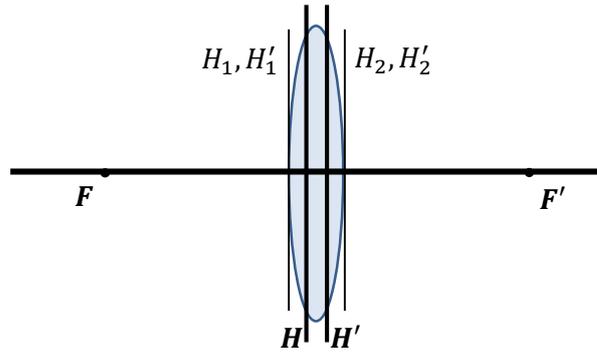


Fig 12. Esquema de los elementos cardinales de la lente.

El *foco imagen*, F' , es el punto en el que se concentran los rayos provenientes del infinito paralelos al eje principal. El plano normal al eje por F' es el *plano focal imagen*. De forma análoga tenemos el *foco objeto* que es el punto del que parten los rayos que salen del sistema, paralelos al eje. El plano normal al eje por F es el *plano focal objeto*.

Para obtener los focos de la lente, primeramente, debemos de obtener los focos de cada una de las superficies que forman la lente.

$$\begin{aligned}
 f_1 &= \frac{n_m \cdot r_1}{n_m - n_l} & f'_1 &= -\frac{n_l \cdot r_1}{n_m - n_l} \quad (\text{superficie 1}) \\
 f_2 &= -\frac{n_l \cdot r_2}{n_m - n_l} & f'_2 &= \frac{n_m \cdot r_2}{n_m - n_l} \quad (\text{superficie 2})
 \end{aligned}
 \tag{14}$$

Una vez obtenidos los focos de cada superficie, obtenemos los focos de la lente:

$$\begin{aligned}
 f &= \frac{f_1 f_2}{e - f'_1 + f_2} \\
 f' &= -\frac{f'_1 f'_2}{e - f'_1 + f_2}
 \end{aligned}
 \tag{15}$$

En nuestro caso, el medio que rodea la lente es el mismo, por lo que la focal objeto f y la focal imagen f' tienen el mismo valor pero de signo opuesto.

Los *planos principales* son planos conjugados (uno imagen del otro) normales al eje con aumento lateral $\beta' = 1$. Sus puntos de corte con el eje, H y H' , son los *puntos principales*, y, al igual que los focos, pueden ser reales o virtuales. Todo haz de rayos que partiendo de un punto P del plano principal objeto penetra en el sistema, o bien que entra en el sistema apuntando todos sus rayos a un

punto P del plano principal objeto emergerá concurriendo real o virtualmente en el punto P' del plano principal imagen que este a la misma distancia del eje y al mismo lado que P .

Para obtener los puntos principales debemos tener en cuenta que los puntos principales de las superficies que forman la lente (H_1, H'_1 y H_2, H'_2 respectivamente) se sitúan, ambos en el centro de curvatura de la superficie.

$$H'_2H' = \frac{e \cdot f'_2}{e - f'_1 + f_2} \quad H_1H = \frac{e \cdot f_1}{e - f'_1 + f_2} \quad (16)$$

En nuestro caso, la lente está rodeada por el mismo medio, humos acuoso, por lo que los puntos nodales N y N' coinciden con los puntos principales H y H' .

Una vez obtenidos los puntos principales, obtenemos la posición de los planos focales:

$$H'_2F' = \frac{f'_2(e - f'_1)}{e - f'_1 + f_2} \quad H_1F = \frac{f_1(f_2 + e)}{e - f'_1 + f_2} \quad (17)$$

Otro dato a tener en cuenta a la hora de caracterizar una lente es la potencia.

$$\varphi = \frac{1}{f'} \quad (18)$$

En nuestro caso la potencia de la lente nos la proporciona el fabricante por lo que debemos obtener los radios de curvatura, que como tratamos con lentes biconvexas formadas por superficies de igual radio ($r_1 = -r_2 = R$), basta con resolver la ecuación de 2º grado, quedándonos con la solución que corresponda según el criterio de signos.

$$\begin{aligned} \varphi &= \frac{n}{n'}\varphi'_1 + \varphi'_2 - e\varphi'_1\varphi'_2 = \frac{1}{n'}\left(\frac{n - n'}{r_1} + \frac{n' - n}{r_2}\right) - e\frac{n - n'}{nr_1}\frac{n' - n}{n'r_2} \\ &= \frac{2nR(n - n') - e(n^2 + n'^2 - 2nn')}{nn'R^2} \end{aligned} \quad (19)$$

$$\varphi nn'R^2 - 2nR(n - n') + e(n^2 + n'^2 - 2nn') = 0$$

3.3.1. Lentes utilizadas

En este trabajo hemos utilizado tres LIO's monofocales y pseudofáquicas: Tek-Lens, Acrysof y Z9000 (Tecnis).

3.3.1.1 Tek-Lens

Lente intraocular de silicona (elastómera) con filtro UV

Dioptrías: 10 – 30 (en incremento de 0.5 dioptrías)

Índice de refracción: 1.430 (@ 35.5°C)

Espesor central: 1.22 mm

Potencia: 17 D

Diámetro del cuerpo: 6mm

Diámetro total: 12.5 mm

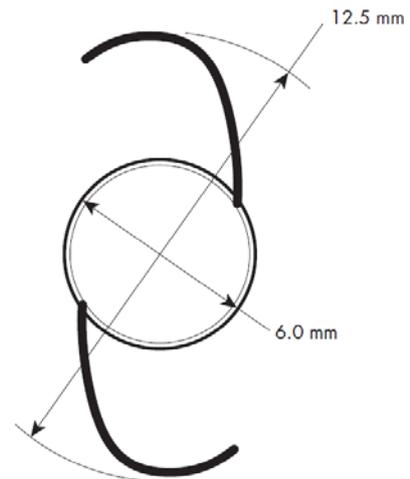
Constante A: 117.8

ACD: 4.85

Trasmisión > 90%

Lente biconvexa simétrica

Hápticos { **Configuración:** Modificado – C
Material: PMMA (Polimetilmetacrilato)
Color: Azul



Indicaciones: El TEK-LENS silicona IOL de cámara posterior está diseñada para ser implantada después de la extracción de la catarata extracapsular en las siguientes condiciones: catarata senil, catarata traumática, catarata congénita. Esta lente está diseñada para un ojo miope con una longitud axial de 24.95 mm

Presentación – esterilización: Estas lentes son empaquetadas individualmente en un estuche con doble bolsa pequeña y esterilizadas con óxido de etileno. Esta doble bolsa solo puede abrirse en un entorno estéril.

3.3.1.2 Acrysof

Lente intraocular multipieza, plegable de material acrílico con filtro de absorción UV

Dioptrías: 6 – 30 (en incremento de 0.5 dioptrías)

Índice de refracción: 1.55

Espesor central: 1 mm

Potencia: 21 D

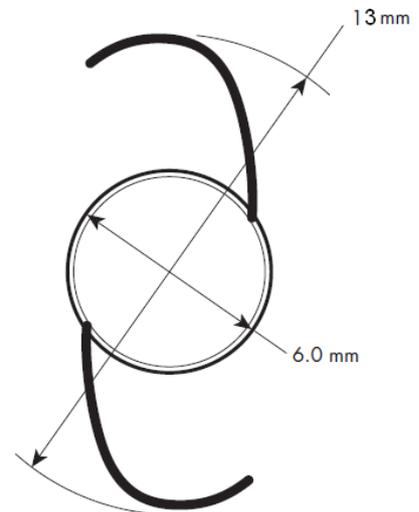
Diámetro del cuerpo: 6mm

Diámetro total: 13 mm

Constante A: 118.9

Lente biconvexa o menisco

Hápticos { **Configuración:** Modificado – C
Material: PMMA (Polimetilmetacrilato)
Color: Azul



Indicaciones: Las lentes intraoculares de cámara posterior ACRYSOF están diseñadas para la sustitución del cristalino en la corrección visual de la afaquia en pacientes de 60 años o de mayor edad, en los que se ha realizado una extracción de la afaquia. Esta lente está diseñada para un ojo hipermetrope con una longitud axial de 23.50 mm. No ha sido establecida la efectividad de estas lentes en cuanto a la reducción de desórdenes retinianos.

Presentación – esterilización: Estas lentes intraoculares de cámara posterior se suministran en seco, en envase esterilizado de forma terminal por óxido de etileno, el cual debe ser abierto solo bajo condiciones de asépsia.

3.3.1.3 Z9000(Tecnis)

Lente intraocular plegable de silicona con absorción UV

Dioptrías: 5 – 10 (en incremento de 1 dioptría)

10.5 – 30 (en incremento de 0.5 dioptrías)

Índice de refracción: 1.46

Espesor central: 1 mm

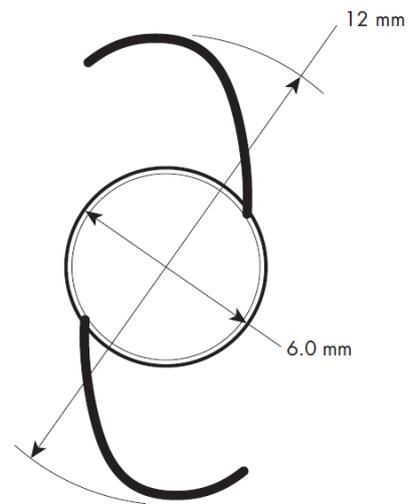
Potencia: 21 D

Diámetro del cuerpo: 6mm

Constante A: 119.0

ACD: 5.55

Hápticos: Material: PVDF



Indicaciones: Las lentes intraoculares plegables Z9000 están indicadas para la implantación primaria para la corrección visual de la afaquia, en personas con edad igual o superior a los 60 años, después de la extracción quirúrgica del cristalino opacificado por cataratas mediante facoemulsificación. Esta lente está diseñada para un ojo hipermetrope con una longitud axial de 23.50 mm.

Presentación – esterilización: Cada lente intraocular plegable de silicona se suministra estéril, en forma seca, en un envase cerrado herméticamente con una bolsa individual estéril. El envase se esteriliza con óxido de etileno y solo debe ser abierto en condiciones estériles.

3.4 Diagrama de impactos

Una vez realizado el cálculo por trazado de rayos, debemos tener en cuenta el signo de la altura a la que corta el rayo el plano de la retina. Si la altura es positiva el rayo corta el eje óptico por detrás del plano de la retina mientras que si la altura es negativa lo hace por delante del plano de la retina. Como resultado obtenemos los *diagramas de impactos* que nos permiten evaluar el comportamiento de las LIO's a la hora de formar imágenes. El hecho de que los rayos que partan de un punto objeto no concurren en un único punto imagen es lo que se conoce como *aberración*, esto es debido a que como ya sabemos el ojo no es un sistema óptico perfecto. En el caso de nuestro modelo, dado que esta formado por superficies esféricas y estamos considerando puntos objetos en el eje, el diagrama de impactos esta básicamente afectado por la aberración esférica [13]

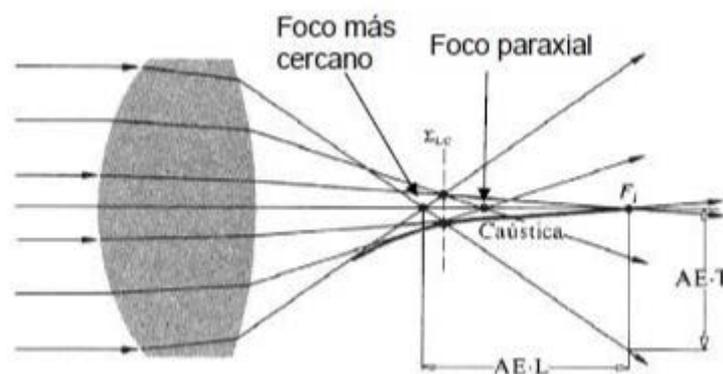


Fig 13. Representación gráfica de la aberración esférica [13]

En nuestro caso, el foco imagen del sistema se localiza justo en la retina, por lo que la cáustica obtenida estará formada por puntos que corten al eje antes o después del plano de la retina, lo cual provoca que los puntos se distribuyan de forma irregular y por tanto se forme una mancha (diagrama de impactos).

3.5 Parámetros de calidad óptica

Una vez obtenido el diagrama de impactos y su correspondiente histograma de densidad de rayos, definimos una serie de parámetros con el fin de establecer los criterios de calidad óptica de la imagen en la retina. Compararemos los parámetros del ojo emétrepe sano con los del ojo una vez introducidas las diferentes LIO's.

Los diferentes parámetros de calidad óptica estudiados son:

- a) *Tamaño de la mancha*: Los diagramas de impactos tienen un tamaño en la retina, comprendido entre $[-x_{max}, x_{max}]$, donde x_{max} es el radio máximo del diagrama, por lo que simplemente

tomando el doble del valor de x_{max} obtenemos el diámetro de la mancha imagen. Cuanto mayor es el tamaño de la mancha, menor número de rayos irán a parar a la fovea y menor será la calidad óptica de la imagen.

- b) *Tamaño efectivo de la mancha:* El tamaño efectivo de la mancha se obtiene calculando la anchura a media altura del histograma de densidad de rayos. Es un parámetro más realista que el tamaño total, ya que nos da la información de la cantidad de luz que llega a la parte central de la mancha.

Capítulo 4.

Resultados

En este capítulo mostramos los diagramas de impactos y los histogramas de la densidad de rayos obtenidos por medio de la simulación en MATLAB de las manchas imagen de un objeto situado en el infinito para diferentes casos.

4.1 Ojo emétrope sano

Antes de estudiar la influencia de introducir una LIO en la calidad óptica de la imagen que se forma en el ojo, hemos estudiado lo que le ocurre a un ojo emétrope sano. Los diámetros pupilares utilizados son: ($D_p = 2\text{ mm}$, $D_p = 4\text{ mm}$, $D_p = 6\text{ mm}$).

Como podemos ver en la *figura 14*, a medida que aumentamos el diámetro pupilar, el tamaño de la mancha también aumenta, haciéndose más patente la aberración esférica.

Una vez obtenidos los diagramas de impactos, obtenemos el histograma de la densidad de rayos en función de la distancia al centro de la pupila. Se observa que la mayor parte de los rayos se encuentran en la parte central de la mancha por lo que en la mayoría de los histogramas la primera barra del histograma es la de mayor tamaño. En el caso de los diagramas de impactos correspondientes a un diámetro pupilar de 2 mm , el histograma correspondiente es más homogéneo que en los otros casos ($D_p = 4, 6\text{ mm}$) debido a que la distribución de luz se reparte de forma prácticamente uniforme por todo el diagrama.

4.2 Ojo en el que se sustituye el cristalino por LIO

Una vez caracterizado el ojo emétrope sano, hemos sustituido el cristalino por las diferentes LIO's, que se diferencian en el índice de refracción y potencia, con el fin de estudiar el efecto en los diagramas de impactos.

Al igual que para el caso anterior, estudiaremos el efecto para diferentes diámetros pupilares $D_p = 2\text{ mm}$, $D_p = 4\text{ mm}$, $D_p = 6\text{ mm}$ y cada una de las lentes.

En las *figuras 15-17*, observamos que al igual que en el caso anterior (ojo emétrope sano), a medida que aumentamos el diámetro pupilar, el tamaño de la mancha también aumenta, haciéndose más patente la aberración esférica.

Una vez obtenidos los diagramas de impactos, obtenemos el histograma de la densidad de rayos en función de la distancia al centro de la pupila. A la vista de estos, observamos que la mayor parte de los rayos se encuentran en la parte central de la mancha por lo que en la mayoría de los histogramas la

primera barra del histograma es la de mayor tamaño. En el caso de los diagramas de impactos correspondientes a un diámetro pupilar de 2 mm , el histograma correspondiente es más plano que en los otros casos ($D_p = 4, 6\text{ mm}$), esto es debido a que la imagen tiene una distribución homogénea de la luz.

Para los 4 casos (ojo emétrope y las 3 LIO's), obtenemos los parámetros de calidad óptica: el diámetro de la mancha y el diámetro efectivo.

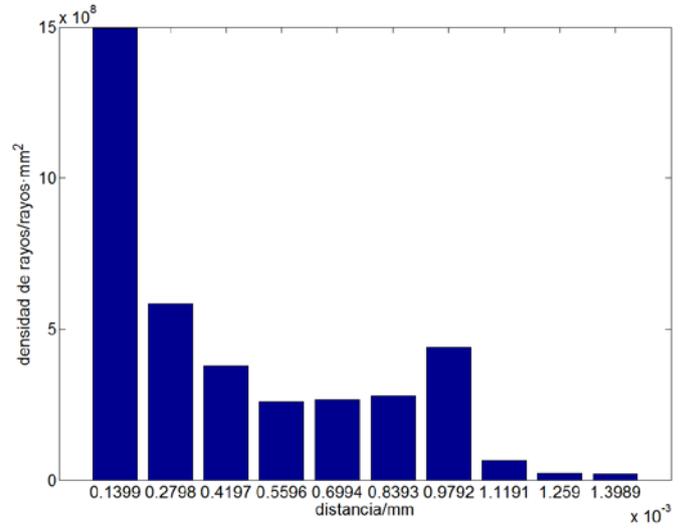
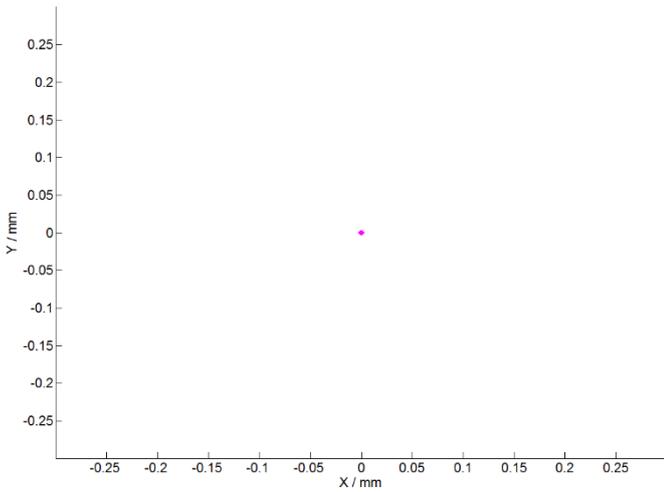
D_p	Ojo Emétrope		Tek-Lens		Acrysof		Z9000(Tecnis)	
	D/mm	D_{ef}/mm	D/mm	D_{ef}/mm	D/mm	D_{ef}/mm	D/mm	D_{ef}/mm
2	0.0028	0.0028	0.0808	0.0808	0.0636	0.0636	0.0678	0.0678
4	0.0612	0.0080	0.2182	0.1518	0.176	0.1064	0.1902	0.1150
6	0.2494	0.0346	0.4762	0.1746	0.393	0.1308	0.4298	0.1396

Tabla 2. Parámetros de calidad óptica para un ojo emétrope sano y las 3 LIO's para diferentes diámetros pupilares.

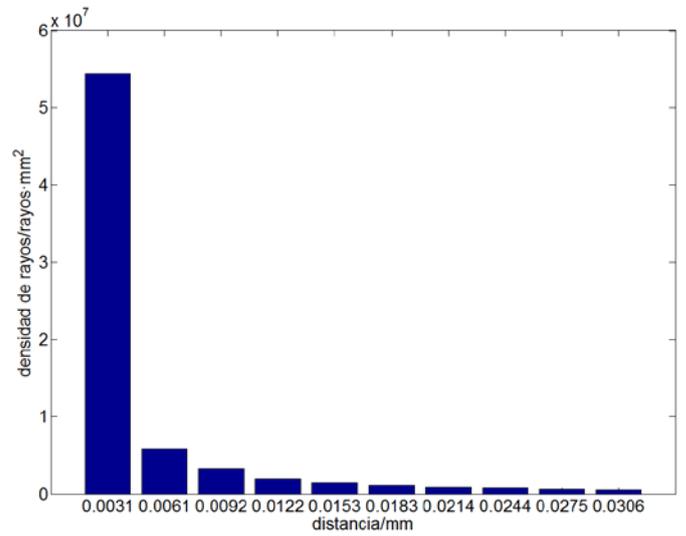
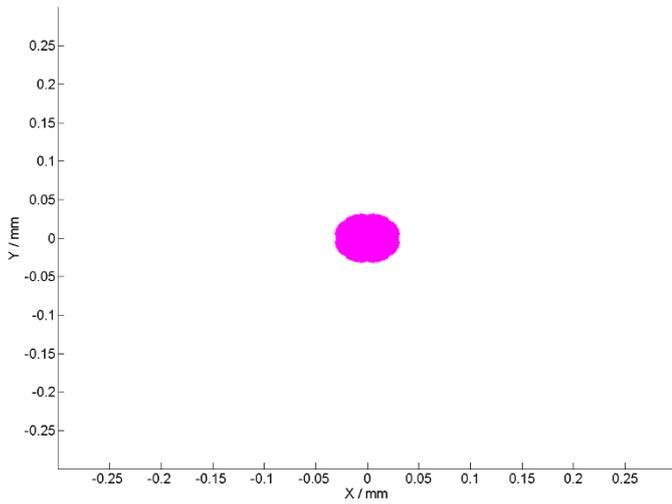
En la *Tabla 2* se muestran los resultados obtenidos a partir del diagrama de impactos y de los histogramas de densidad de rayos correspondientes. Primeramente se observa que, tanto para el caso del ojo emétrope como para los casos del ojo una vez sustituido el cristalino por las LIO's, para el caso del diámetro pupilar $D_p = 2\text{ mm}$ el diámetro efectivo coincide con el diámetro real, esto es debido a que la distribución de luz se reparte de forma homogénea por toda la mancha imagen y por lo tanto la anchura a media altura es todo. Por otro lado observamos que los diámetros en el caso del ojo emétrope son más pequeños que en el caso del ojo una vez sustituido el cristalino por las LIO's. Esto es debido a que el cristalino (ojo emétrope sano) y las LIO's tienen diferentes potencias, radios de curvatura, índice de refracción, por lo que las aberraciones que se producen en un caso u otro son diferentes.

En el caso de las LIO's entre sí, la lente Acrysof es la que produce los diagramas de impactos más pequeños. Esto es debido a que la Acrysof es de material acrílico ($n = 1.55$), y las otras dos son de silicona ($n = 1.43$ y $n = 1.46$).

$D_p = 2$



$D_p = 4$



$D_p = 6$

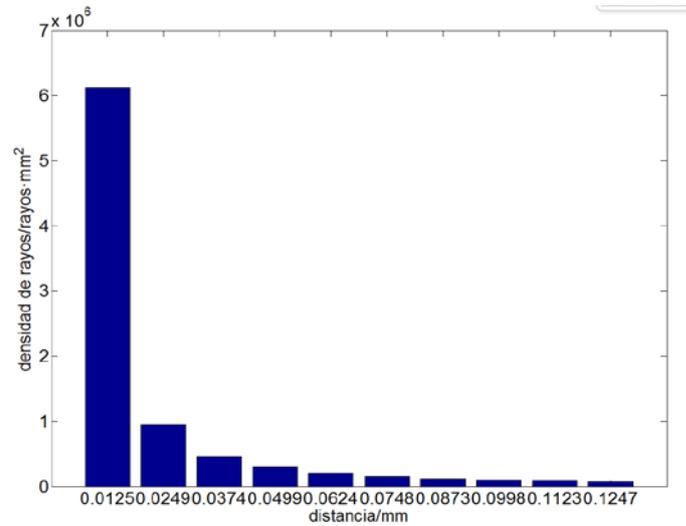
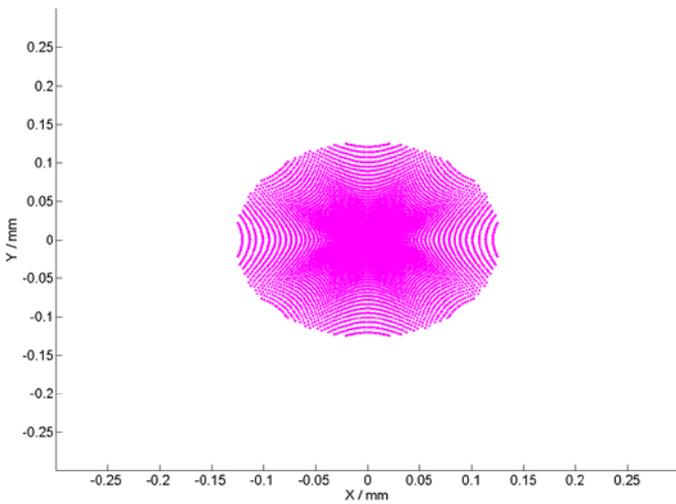
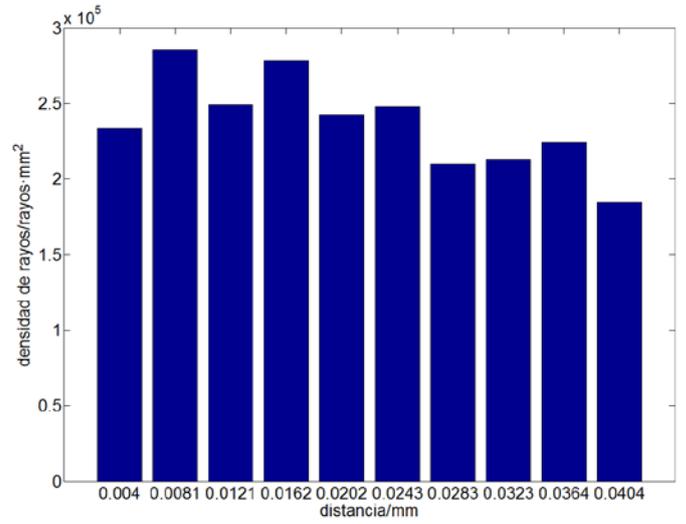
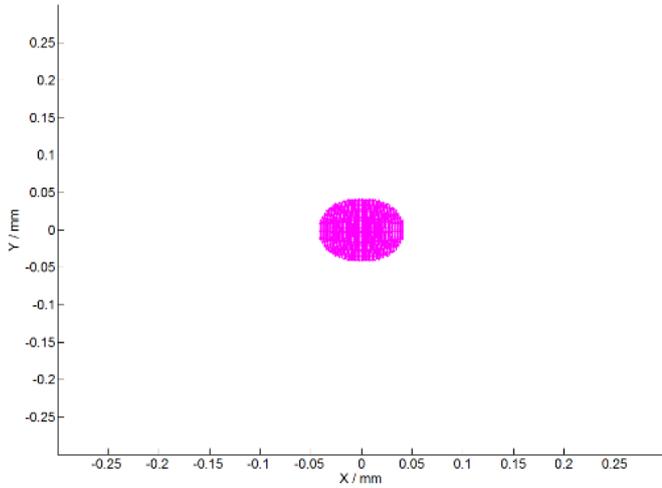
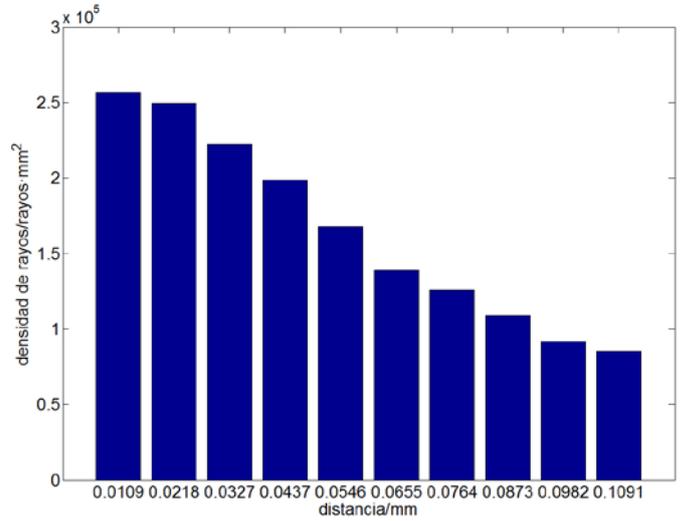
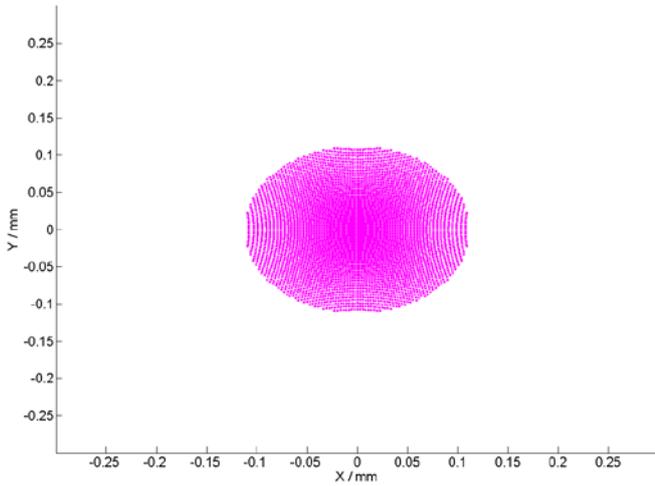


Fig 14. Diagrama de impactos e histogramas obtenidos para un objeto situado en el infinito para un ojo emétrope sano en el modelo de ojo simplificado de Le Grand-El Hage para diferentes diámetros pupilares: $D_p = 2, 4, 6$ mm.

$D_p = 2$



$D_p = 4$



$D_p = 6$

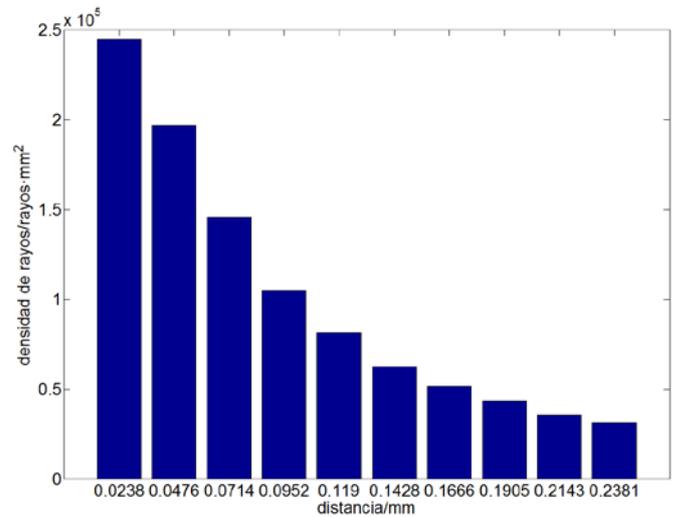
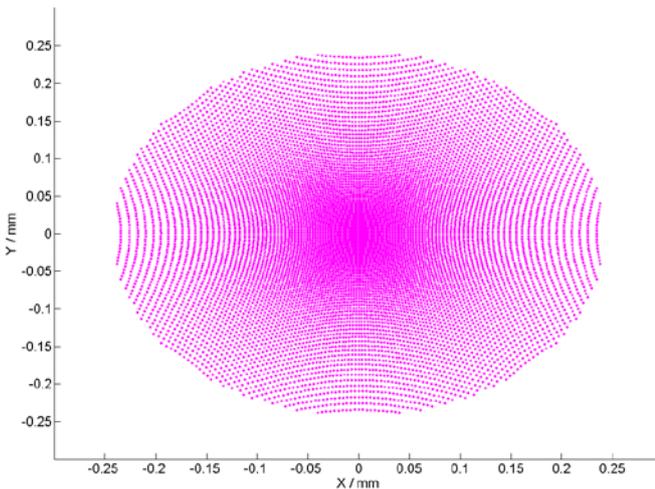
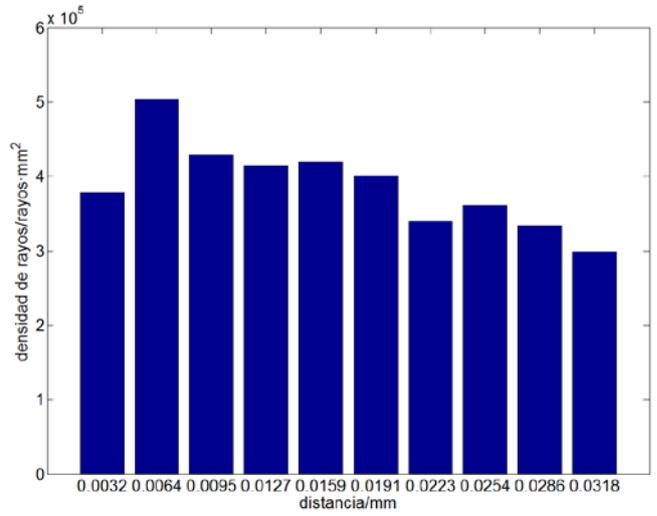
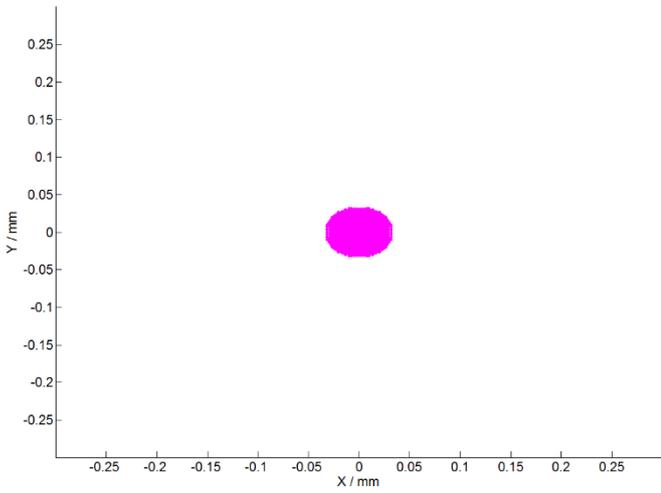
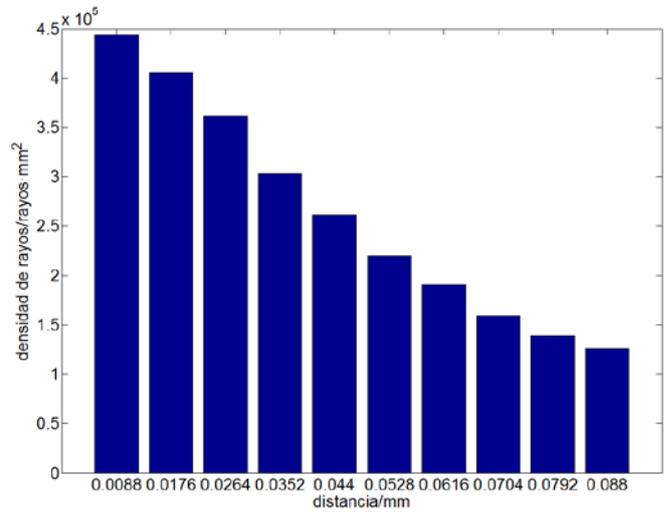
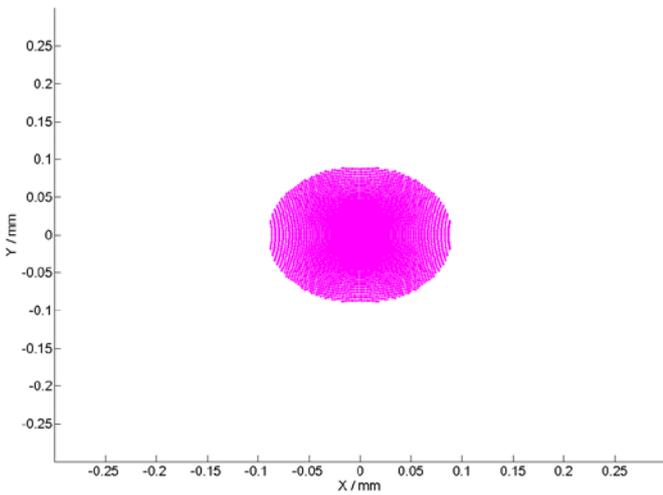


Fig 15. Diagrama de impactos e histogramas obtenidos para un objeto en el infinito que se ha sustituido el cristalino por diferentes una LIO: Tek-Lens ($n = 1.43$ y $P = 17D$) para diferentes diámetros pupilares: $D_p = 2, 4, 6$ mm

$$D_p = 2$$



$$D_p = 4$$



$$D_p = 6$$

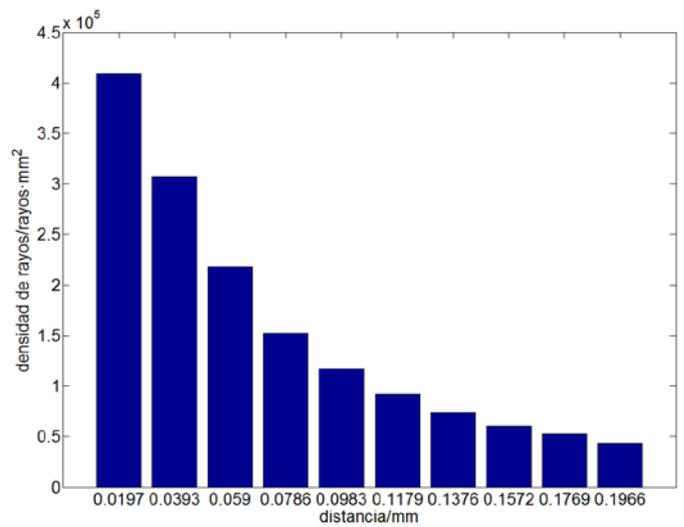
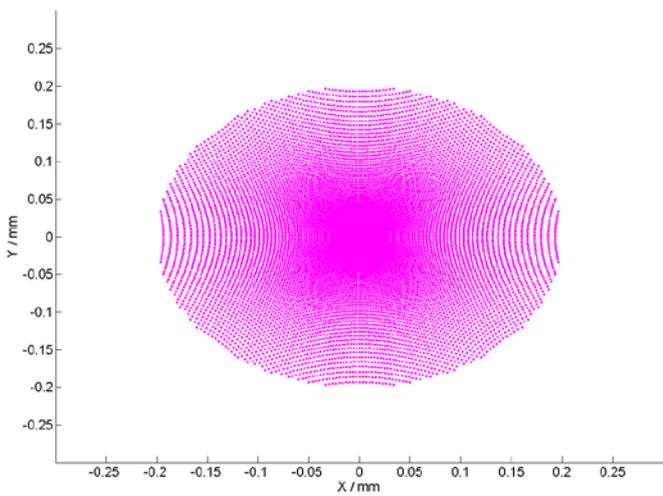
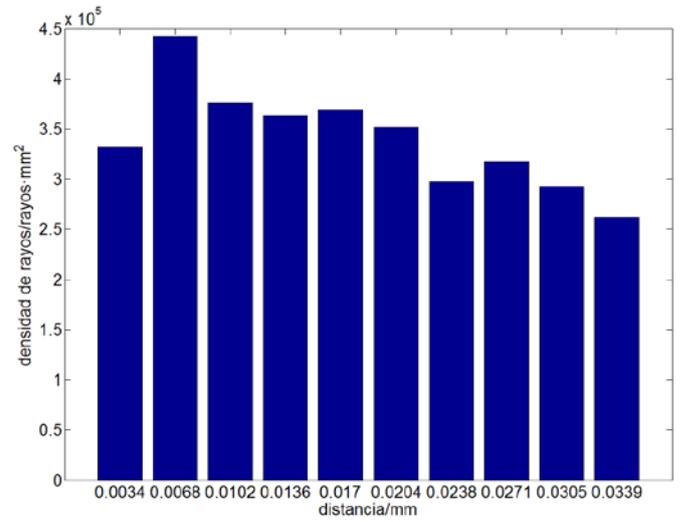
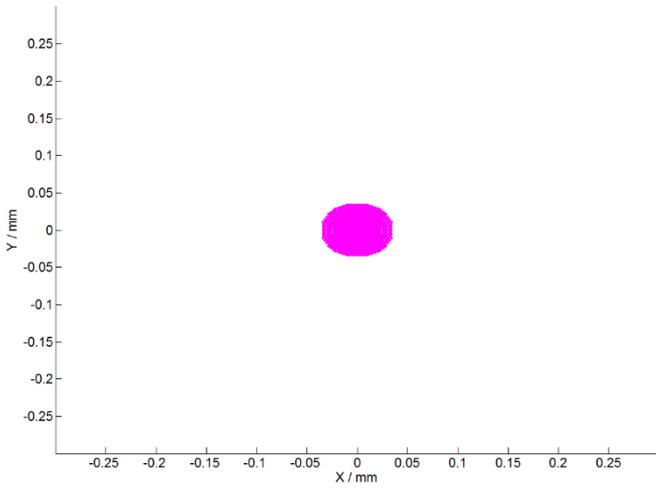
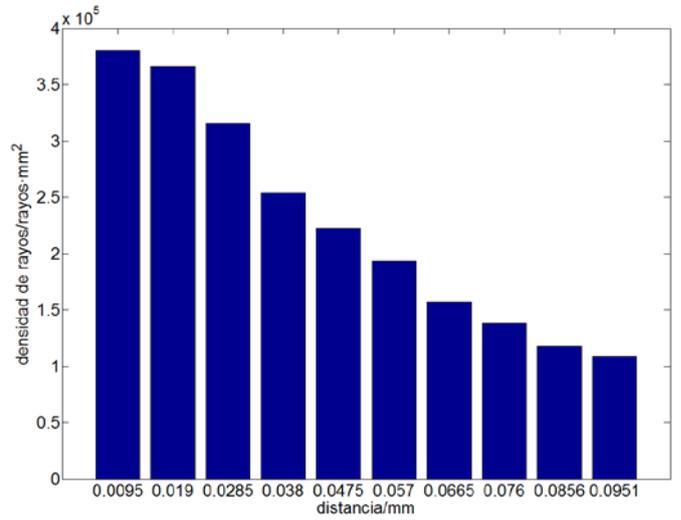
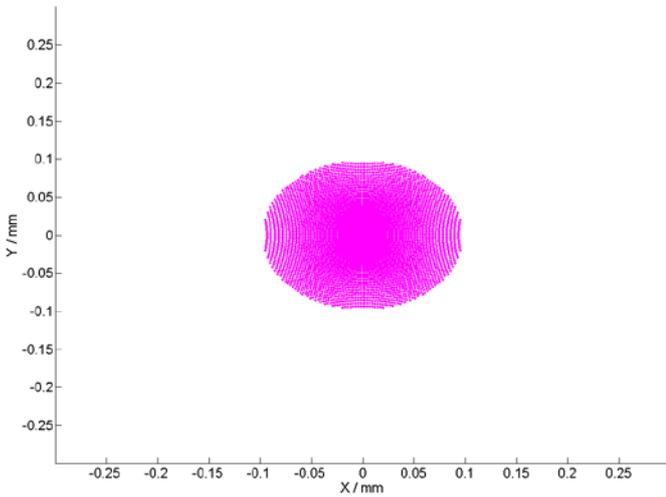


Fig 16. Diagrama de impactos e histogramas obtenidos para un objeto en el infinito que se ha sustituido el cristalino por diferentes una LIO: Acrysof ($n = 1.55$ y $P = 21D$) para diferentes diámetros pupilares: $D_p = 2, 4, 6$ mm

$D_p = 2$



$D_p = 4$



$D_p = 6$

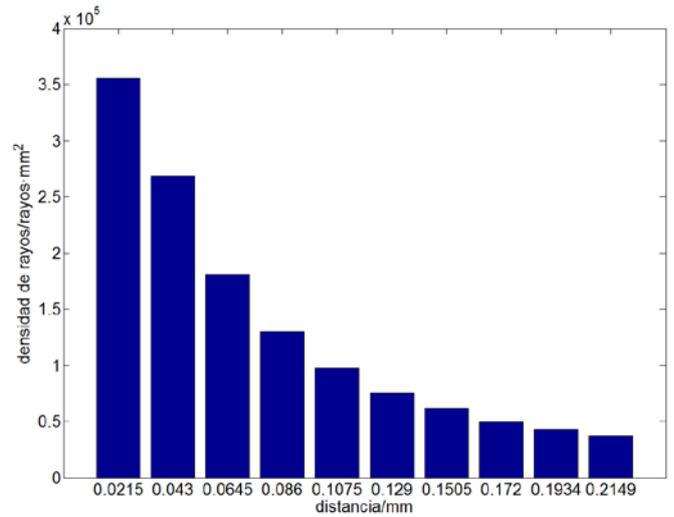
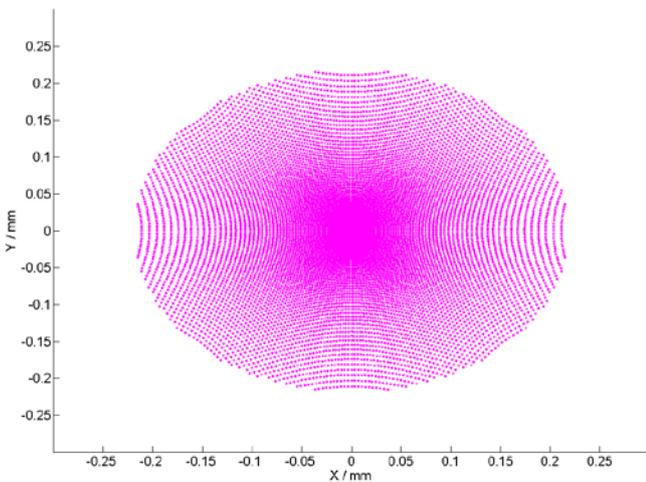


Fig 17. Diagrama de impactos e histogramas obtenidos para un objeto en el infinito que se ha sustituido el cristalino por diferentes una LIO: Z9000(Tecnis)($n = 1.46$ y $P = 21D$) para diferentes diámetros pupilares: $D_p = 2, 4, 6$ mm

4.3 Influencia de la posición axial de la lente intraocular

A la hora de sustituir al cristalino por las diferentes LIO's se pueden cometer ciertos errores en el posicionamiento de las mismas. Para estudiar la influencia de estos errores, hacemos desplazamientos de 0.5 mm y 1 mm hacia adelante y hacia atrás en las posiciones de las diferentes lentes y observamos el efecto de este desplazamiento en los diagramas de impactos.

En este caso nos centramos en estudiar el efecto del desplazamiento para un diámetro pupilar de $D_p = 4\text{ mm}$ (iluminación media). Observamos que cuando desplazamos la lente hacia atrás ($d = -1\text{ mm}$ y $d = -0.5\text{ mm}$) los rayos de luz se dispersan y cuando la desviamos hacia adelante ($d = 1\text{ mm}$ y $d = 0.5\text{ mm}$) se concentran. Comparando los diagramas de impactos de las lentes desviadas con el de la lente sin desplazar vemos que cuanto más se desvía la lente, hacia atrás ($d = -1\text{ mm}$ y $d = -0.5\text{ mm}$) mayor es el tamaño del diagrama de impactos y cuando la desplazamos hacia adelante ($d = 1\text{ mm}$ y $d = 0.5\text{ mm}$) menor es el tamaño del diagrama de impactos.

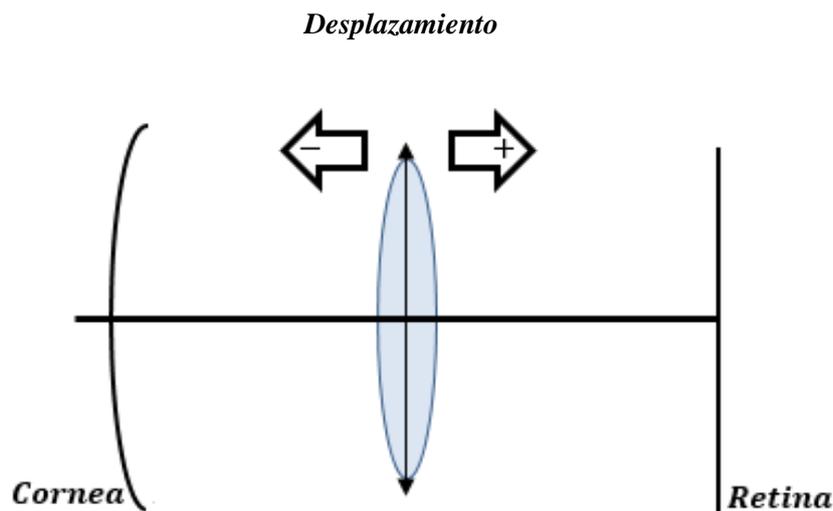


Fig 18. Esquema de desplazamientos de las LIO's

Si nos fijamos en los histogramas, vemos con más claridad lo que ocurre en los diagramas de impactos. En el caso de la lente sin desviar el mayor número de rayos van a parar al primer intervalo al igual que en el caso de las lentes desviadas hacia atrás ($d = -1\text{ mm}$ y $d = -0.5\text{ mm}$) lo que cambia es el número de rayos que cuanto más se acerca la lente a la retina, aumenta el número de rayos en el centro y por lo tanto disminuye el tamaño del diámetro del diagrama de impactos.

Esto podemos verlo de forma cuantitativa en la *Tabla 3* donde obtenemos los parámetros de calidad óptica.

Desplazamiento	Tek-Lens		Acrysof		Z9000(Tecnis)	
	D/mm	D_{ef}/mm	D/mm	D_{ef}/mm	D/mm	D_{ef}/mm
-1	0.3172	0.2874	0.2930	0.3034	0.3088	0.2796
-0.5	0.2672	0.2078	0.2338	0.1818	0.2488	0.1932
0	0.2182	0.1486	0.1760	0.1064	0.1902	0.1150
0.5	0.1706	0.0928	0.1196	0.0460	0.1330	0.0510
1	0.1240	0.0448	0.0646	0.0220	0.0772	0.0142

Tabla 3. Parámetros de calidad óptica para cada una de las lentes y un diámetro pupilar de 4 mm

Al observar la *Tabla 3* vemos de forma cualitativa lo que comentábamos anteriormente, que cuanto más acercamos la LIO a la retina menor es el diámetro del diagrama de impactos. Esto es debido a la distribución de luz que se produce por la aberración esférica. La caustica se desplaza hacia delante de forma que la imagen paraxial se forma detrás de la retina y la parte más estrecha de la distribución se forma en la retina (círculo de mínima confusión).

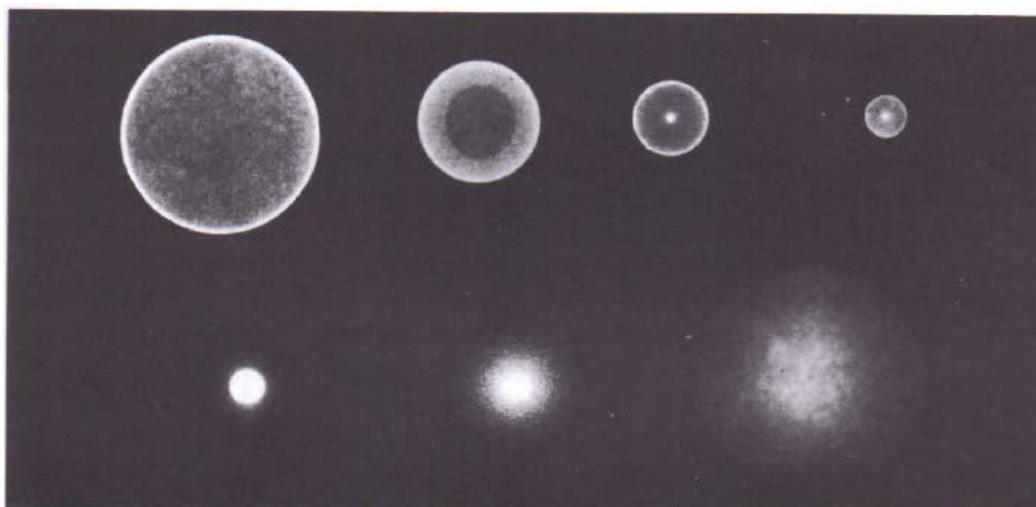
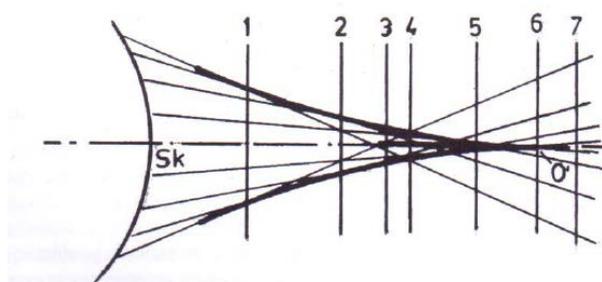
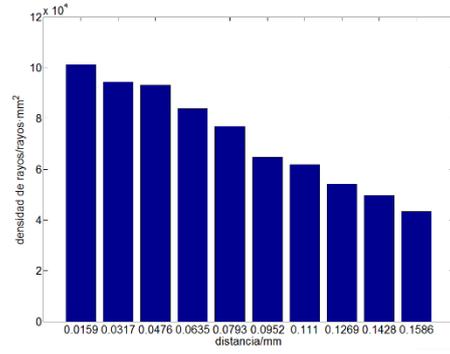
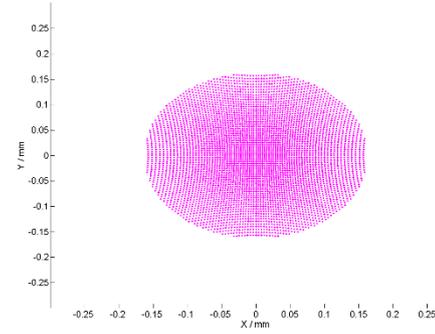


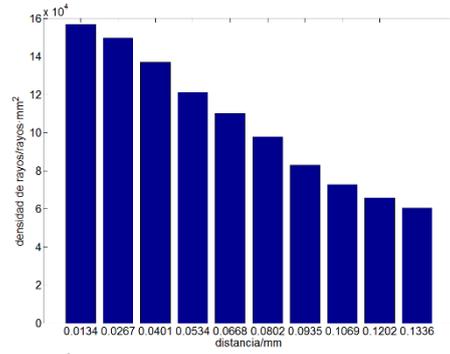
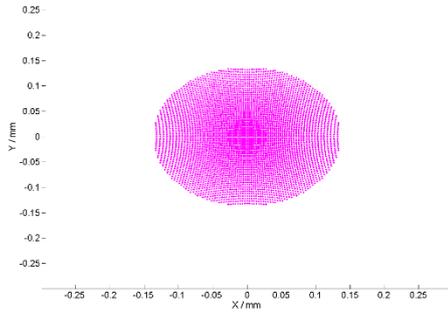
Fig 19. Representación de las imágenes tomadas en los diferentes planos de la caustica de la aberración esférica [12]

Desplazamiento

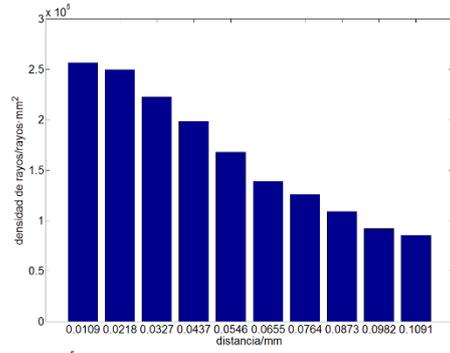
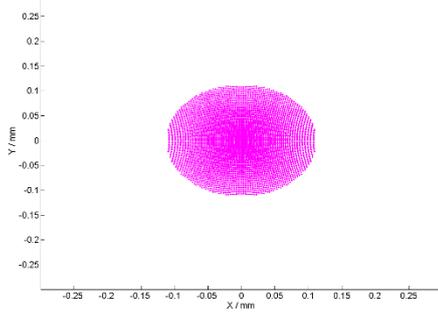
-1 mm



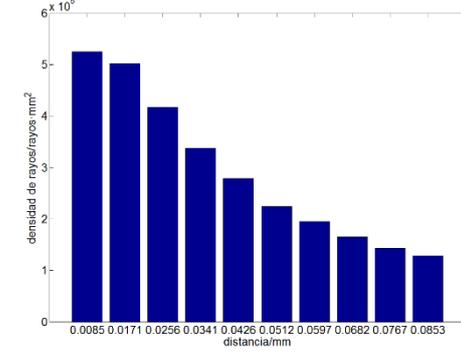
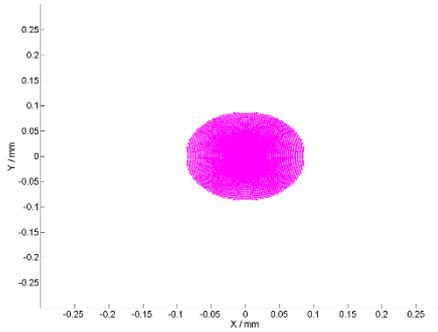
-0.5 mm



0 mm



+0.5 mm



+1 mm

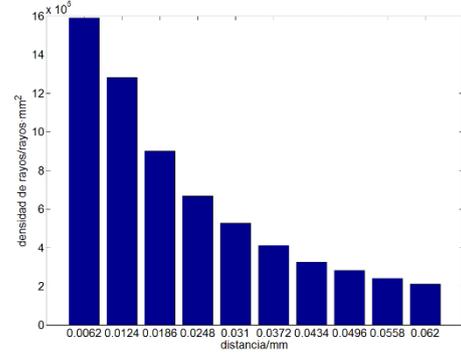
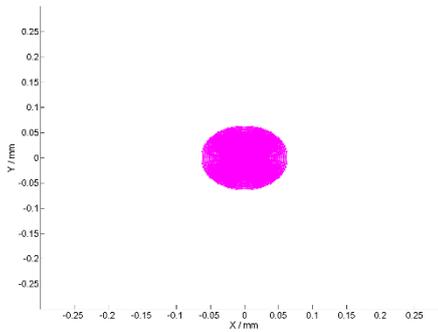
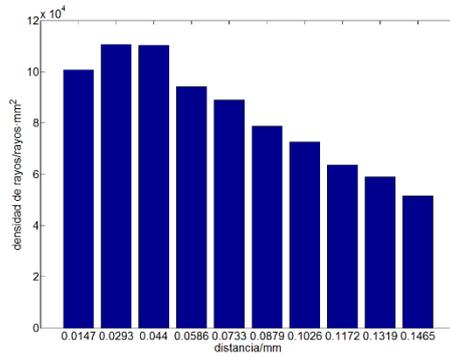
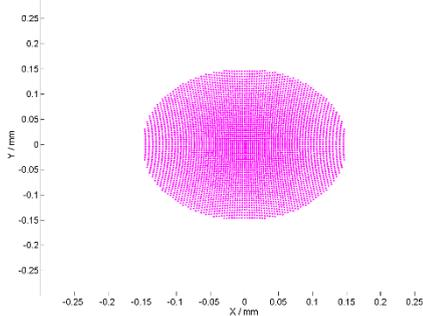


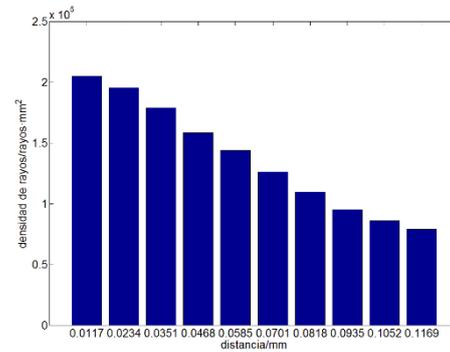
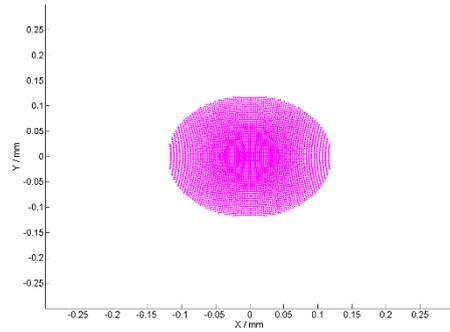
Fig 16. Diagrama de impactos e histogramas obtenidos para la lente Tek-Lens ($n = 1.43$ y $P = 17D$) con un diámetro pupilar de 4 mm.

Desplazamiento

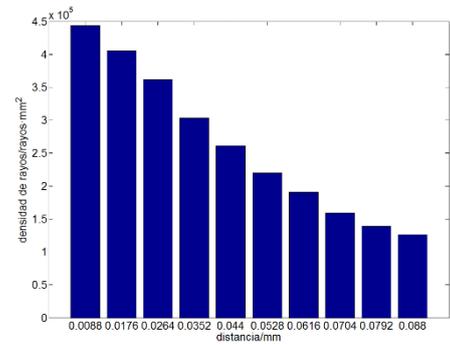
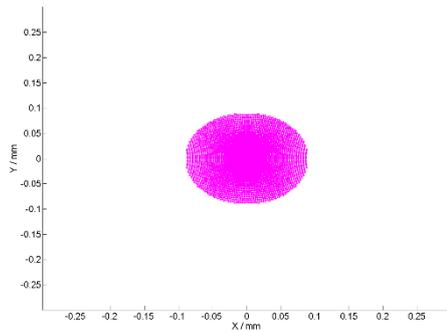
-1 mm



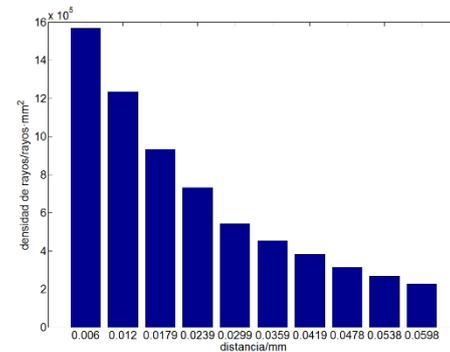
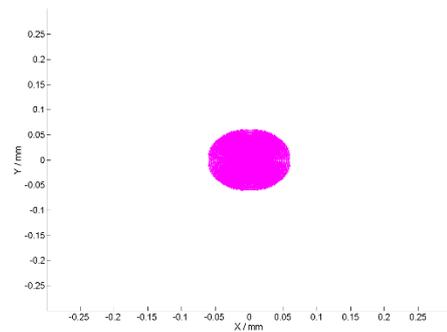
-0.5 mm



0 mm



+0.5 mm



+1 mm

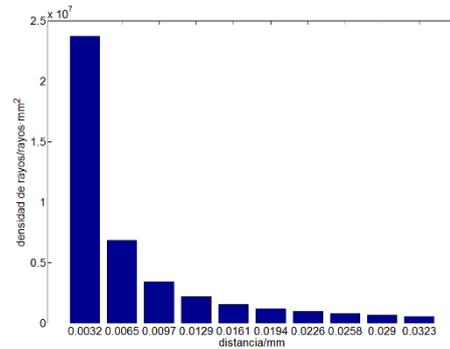
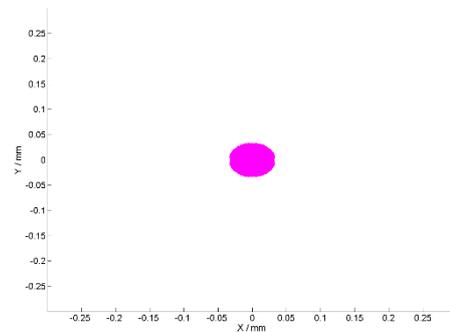
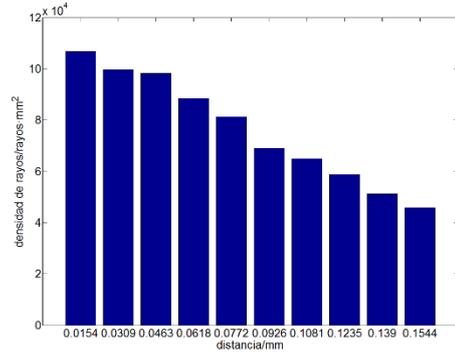
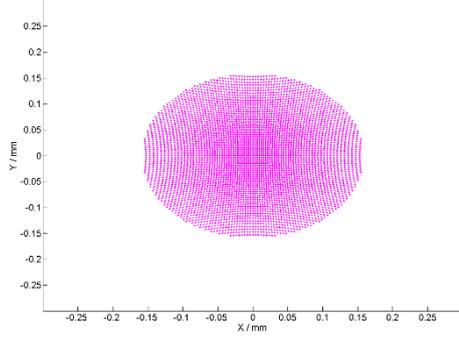


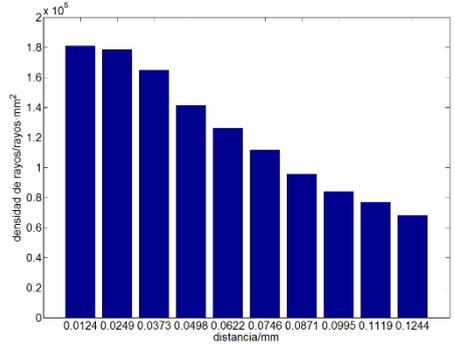
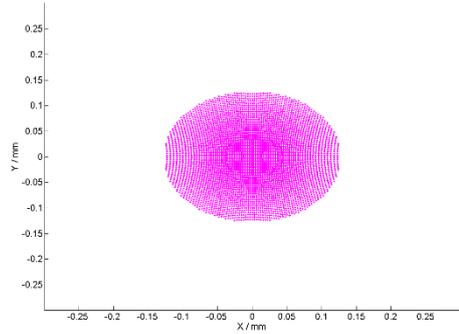
Fig 17. Diagrama de impactos e histogramas obtenidos para la lente Acrysof ($n = 1.55$ y $P = 21D$) con un diámetro pupilar de 4 mm.

Desplazamiento

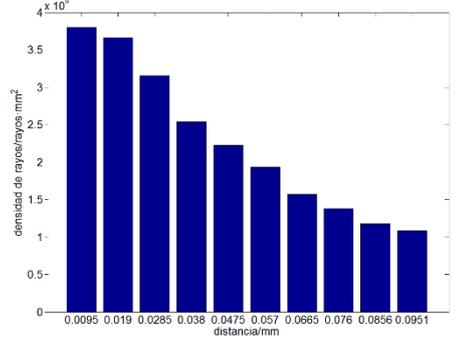
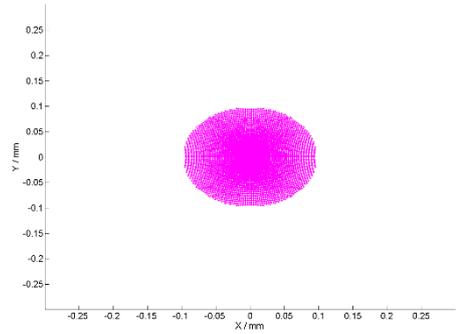
-1 mm



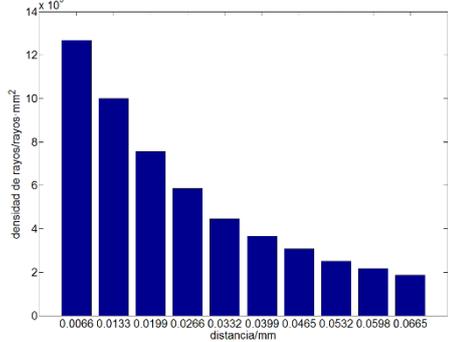
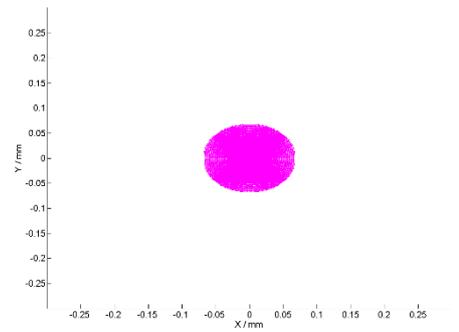
-0.5 mm



0 mm



+0.5 mm



+1 mm

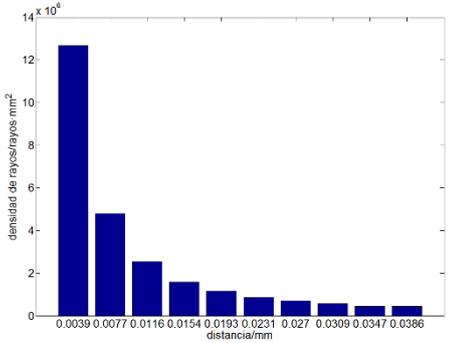
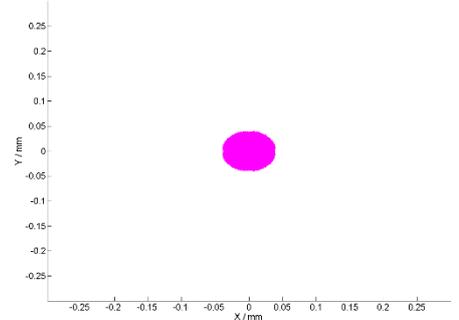


Fig 18. Diagrama de impactos e histogramas obtenidos para la lente Z9000 (Tecnis)($n = 1.46$ y $P = 21D$) con un diámetro pupilar de 4 mm.

Capítulo 5.

Conclusiones

En este capítulo presentamos las tareas que se han realizado a lo largo del proyecto, así como los resultados y conclusiones obtenidos del mismo y las posibilidades futuras.

5.1 Resultados y conclusiones

En este proyecto se ha utilizado el modelo de ojo simplificado de Le Grand-El Hage para estudiar la calidad óptica de lentes intraoculares de diferentes potencias y materiales. Para hacer este estudio hemos comparado los resultados obtenidos para el ojo emétrope sano con el ojo una vez sustituido el cristalino por cada una de las LIO's. Por otro lado hemos estudiado el efecto del descentramiento debido a pequeños desplazamientos a la hora de colocar la LIO.

Para todo ello, se ha elaborado un programa de MATLAB en el que se ha realizado el trazado de rayos, obteniéndose así, tanto los diagramas de impactos como los histogramas correspondientes para los diferentes casos analizados. Además se han definido unos parámetros para el estudio cuantitativo de la calidad óptica de la imagen

En el estudio realizado, se ha observado que a la hora de comparar el ojo emétrope con el ojo una vez sustituido el cristalino por la LIO, el diámetro (tanto real como efectivo) del diagrama de impactos aumenta para el caso del ojo con LIO's. Por otro lado observamos que los resultados para las LIO's Acrysof y Z9000(Tecnis) son muy similares dado que ambas LIO están diseñadas para un ojo hipermétrope ($long_{ax} = 23.50 \text{ mm}$) y tienen una potencia de 21D.

En el estudio de la influencia de la posición de la LIO, efecto de desenfoque, apreciamos que cuanto más se acerca la posición de la LIO a la retina, el diámetro del diagrama de impactos disminuye ya que lo que hacemos es desplazar la caustica de la aberración esférica hacia delante por lo que en la retina nos cuadra la distribución de luz que se corresponde con el círculo de mínima confusión o próximo a este, lo cual hace que el diámetro de la mancha imagen sea más pequeño.

5.2 Posibilidades futuras

Los resultados de este proyecto pueden ser el punto de partida para desarrollos posteriores:

- En primer lugar, en este trabajo hemos usado superficies esféricas sobre un modelo de ojo simplificado, pero sabemos que en el ojo no hay superficies esféricas por lo que podríamos usar superficies asféricas sobre un modelo de ojo completo.

- Si nos centramos en los parámetros de calidad óptica, se podría hacer uso de otros parámetros como la razón de energía, la función de transferencia de modulación (MTF) o la función de dispersión de un punto (PSF).
- Por último se puede hacer un montaje experimental en el laboratorio que reproduzca las predicciones teóricas obtenidas.

REFERENCIAS

- [1] <http://www.medigraphic.com/pdfs/revmexoft/rmo-2009/rmo095e.pdf>
- [2] ARTIGAS J.M, CAPILL, P., FELIPE, A. y PUJOL, J. (1995): *Óptica Fisiológica. Psicofísica de la Vision*. Madrid, McGraw-Hill-Interamericana España
- [3] SAUTTER, H.: El cristalino en KAUFMAN, P.L. y ALM, A (1980): *Alder Fisiología del ojo: aplicación clínica*. Buenos Aires, Ed. Panamericana, pp 429-461
- [4] <http://www.monografias.com/trabajos34/ojo-humano/ojo-humano.shtml>
- [5] <http://www.ofthalmologia-online.es/anatom%C3%ADa-del-globo-ocular/c%C3%B3rnea/>
- [6] COTLIER, E.: *Cristalino* en AXENFELD TH. (1976): *Tratado y atlas de oftalmología*. Madrid, Paz Montalvo, Cap. 10, pag. 264-284
- [7] SOBOTA, J. (2006): *Atlas de Anatomía Humana*. Buenos Aires, Panamericana, 22ª ed.
- [8] KANSKI JACK J. (1999): *Oftalmología Clínica*, Madrid, Harcourt, 4ª Ed., pp 136-140
- [9] LEO T. Ch (1993): *The lens Opacities Classification System III American Medical Assotiation*, June, Vol. 111, pp. 831-836
- [10] <http://drsoler.com/servicios/cirugias/lentes-intraoculares/>
- [11] <http://www.institutodelavision.com/patologias.php?Sub=cataratas&id=0&item=10>
- [12] CASAS, J. (2008): *Óptica Zaragoza*, Librería Pons, S.L.
- [13] HECHT, E., ZAJAC, A. (1986) *Óptica*, Wesley Iberoamericana

Anexos: Programa de MATLAB

Trazado de rayos (ojo emétrope):

```
function [Altura] = trazaajo(h_rayo,n_1)
%datos en mm

N=4; %numero de superficies
R_1=8; R_2=10.2; R_3=6; % radios

d=3.6; %distancia cornea-cristalino
e=4; %espesor del cristalino

n_A= 1;
n_1=1.336;
n_2=n_1;

Y_1=h_rayo;

%Llamamos p_1 al producto de Y_1 / r_1
p_1=Y_1/R_1;

%rayo incidiendo en la cornea

%Ecuacion cornea (coordenada X del rayo)

X_1=(p_1*Y_1)/(1+sqrt(1-(p_1)^2));

%ángulos de refraccion alfa_1 y alfa_1'

alpha_1=asin(p_1);
alpha_prima_1=asin(p_1*(n_A/n_1));

beta_1=alpha_1-alpha_prima_1;

% Resolvemos la ecuacion para X_2 e Y_2

A_1=1+(tan(beta_1))^2;
B_1=-2*(X_1*(A_1-1)+Y_1*tan(beta_1)+R_2+d);
C_1=(Y_1+X_1*tan(beta_1))^2+2*R_2*d+d^2;

X_2=(-B_1)-sqrt((B_1^2)-(4*A_1*C_1))/(2*A_1);
Y_2=Y_1-tan(beta_1)*(X_2-X_1);

%Refraccion de la cornea

p_2=Y_2/R_2;

%Refraccion de la 1ª superficie del cristalino
```

```

thetha_2=asin(p_2);
alpha_2=thetha_2-beta_1;
alpha_prima_2=asin(n_1/n_2*sin(alpha_2));
beta_2=thetha_2-alpha_prima_2;

A_2=1+(tan(beta_2))^2;
B_2=-2*(X_2*(A_2-1)+Y_2*tan(beta_2)+R_3+d+e);
C_2=(Y_2+X_2*tan(beta_2))^2+(2*R_3*(d+e))+(d+e)^2;

X_3=(-B_2)-sqrt((B_2^2)-(4*A_2*C_2))/(2*A_2);
Y_3=Y_2-tan(beta_2)*(X_3-X_2);

p_3=Y_3/R_3;

%Refraccion de la 2ª superficie del cristalino
thetha_3=asin(p_3);
alpha_3=thetha_3+beta_2;
alpha_prima_3=asin((n_2/n_1)*sin(alpha_3));
beta_3=alpha_prima_3-thetha_3;

X_4=24.2;
Y_4=Y_3-(tan(beta_3))*(X_4-X_3);

%Escribimos en pantalla los datos que nos permiten verificar teóricamente
% que nuestro programa esta bien realizado

%str = sprintf(' X1, Y1 = %f , %f', X_1, Y_1);
%disp(str);
%str = sprintf(' A_1, B_1, C_1 = %f , %f, %f', A_1, B_1, C_1);
%disp(str);

%str2 = sprintf(' X2, Y2 = %f , %f', X_2, Y_2);
%disp(str2);
%str = sprintf(' A_2, B_2, C_2 = %f , %f, %f', A_2, B_2, C_2);
%disp(str);

%str3 = sprintf(' X3, Y3 = %f , %f', X_3, Y_3);
%disp(str3);

%str4 = sprintf(' X4, Y4 = %f , %f', X_4, Y_4);
%disp(str4);

[Altura]=[X_4, Y_4];

```

Diagrama de impactos e Histogramas(ojo emétrope):

```
function [] = diagrama ojo (diametro_pupilar, indice)

% creamos una matriz de rayos
x=-10:0.05:10;
y=-10:0.05:10;
[X,Y]=meshgrid(x,y);

% cambio de coordenadas

r_pupila=diametro_pupilar/2;
h_rayo=sqrt(X.^2+Y.^2);
fi=atan2(Y,X);
[n,m]=size(h_rayo);

% iniciamos la figura que vamos a modificar

figure, hold on
set(gca, 'FontSize', 16);
xlabel(' X / mm ', 'FontSize', 16);
ylabel(' Y / mm ', 'FontSize', 16);
set(gca, 'color', 'white')
set(gcf, 'color', 'white')
% limite de los ejes
% mas pequeña 0.4, mas grande 0.2
axis([-0.3 0.3 -0.3 0.3])

X_ret = 0; % almacenamos las x
Y_ret = 0; % almacenamos las y

k = 1;

for i=1:n
    for j=1:m

        if h_rayo(i,j) < r_pupila
            % llamamos a la funcion trazaojo, que es la que hemos creado
            [Retina] = trazaojo(h_rayo(i,j), indice);
            x_ret=Retina.*(cos(fi(i,j)));
            y_ret=Retina.*(sin(fi(i,j)));

            X_ret(k) = x_ret(:,2);
            Y_ret(k) = y_ret(:,2);
            % dibujamos r. = red, b. = blue, m. = magenta
            plot(x_ret(:,2), y_ret(:,2), 'm. ');
            k = k+1;
        end
    end
end
end
hold off
```

```

xmax = max(X_ret); %radio del diagrama de impacto;
discretizacion = xmax * 0.1; %ancho del bin

count = 0;
conteo = zeros(1/0.1,2);
conteo_total = 0;
counts_de_cada_radio = 0;

filas = 1;
for radio = discretizacion:discretizacion:xmax

    for m = 1:length(X_ret)
        distancia = sqrt(X_ret(m)^2 + Y_ret(m)^2);

        if (distancia <= radio)
            count = count + 1;
        end
    end

    counts_de_cada_radio(filas) = count;
    conteo(filas,1) = radio;

    if (filas > 1)
        conteo(filas,2) = count - counts_de_cada_radio(filas-1);
    end

    filas = filas + 1;
    count = 0;
end

conteo = conteo(2:length(conteo(:,1)),:);

figure
bar(conteo(:,1),conteo(:,2))
xlabel('distancia/mm','FontSize',20);
ylabel('n° rayos/rayos', 'FontSize', 20);
set(gca,'color','white')
set(gcf,'color','white')
set(gca,'XTick',conteo(:,1))
xlim([0, max(conteo(:,1))+(min(conteo(:,1)))])

```

Trazado de rayos (LIO):

```
function [Altura] = trazaTekLent(h_rayo,n_1)
%datos en mm

N=4;    %numero de superficies
% radios
R_1=8; R_2=8.237268 ; R_3=8.237268 ;

d=5.6; %distancia cornea-LIO
e=1.22; %espesor de la LIO

n_A= 1;
n_1=1.336;
n_2=n_1;

Y_1=h_rayo;

%Llamamos p_1 al producto de Y_1 / r_1
p_1=Y_1/R_1;

%rayo incidiendo en la cornea

%Ecuacion cornea (coordenada X del rayo)

X_1=(p_1*Y_1)/(1+sqrt(1-(p_1)^2));

%ángulos de refraccion alfa_1 y alfa_1'

alpha_1=asin(p_1);
alpha_prima_1=asin(p_1*(n_A/n_1));

beta_1=alpha_1-alpha_prima_1;

% Resolvemos la ecuacion para X_2 e Y_2

A_1=1+(tan(beta_1))^2;
B_1=-2*(X_1*(A_1-1)+Y_1*tan(beta_1)+R_2+d);
C_1=(Y_1+X_1*tan(beta_1))^2+2*R_2*d+d^2;

X_2=(-B_1)-sqrt((B_1^2)-(4*A_1*C_1))/(2*A_1);
Y_2=Y_1-tan(beta_1)*(X_2-X_1);

%Refraccion de la cornea

p_2=Y_2/R_2;

%Refraccion de la 1ª superficie del cristalino
thetha_2=asin(p_2);
alpha_2=thetha_2-beta_1;
alpha_prima_2=asin(n_1/n_2*sin(alpha_2));
beta_2=thetha_2-alpha_prima_2;
```

```

A_2=1+(tan(beta_2))^2;
B_2=-2*(X_2*(A_2-1)+Y_2*tan(beta_2)+R_3+d+e);
C_2=(Y_2+X_2*tan(beta_2))^2+(2*R_3*(d+e))+(d+e)^2;

X_3=(-B_2)-sqrt((B_2^2)-(4*A_2*C_2))/(2*A_2);
Y_3=Y_2-tan(beta_2)*(X_3-X_2);

p_3=Y_3/R_3;

%Refraccion de la 2ª superficie del cristalino
thetha_3=asin(p_3);
alpha_3=thetha_3+beta_2;
alpha_prima_3=asin((n_2/n_1)*sin(alpha_3));
beta_3=alpha_prima_3-thetha_3;

X_4=24.95018;
Y_4=Y_3-(tan(beta_3))*(X_4-X_3);

%Escribimos en pantalla los datos que nos permiten verificar teóricamente
% que nuestro programa esta bien realizado

%str = sprintf(' X1, Y1 = %f , %f', X_1, Y_1);
%disp(str);
%str = sprintf(' A_1, B_1, C_1 = %f , %f, %f', A_1, B_1, C_1);
%disp(str);

%str2 = sprintf(' X2, Y2 = %f , %f', X_2, Y_2);
%disp(str2);
%str = sprintf(' A_2, B_2, C_2 = %f , %f, %f', A_2, B_2, C_2);
%disp(str);

%str3 = sprintf(' X3, Y3 = %f , %f', X_3, Y_3);
%disp(str3);

%str4 = sprintf(' X4, Y4 = %f , %f', X_4, Y_4);
%disp(str4);

[Altura]=[X_4, Y_4];

```

Diagrama de impactos e Histogramas (LIO):

```
function [] = diagramaTekLent (diametro_pupilar, indice)

%creamos una matriz de rayos
    x=-10:0.05:10;
    y=-10:0.05:10;
[X,Y]=meshgrid(x,y);

% cambio de coordenadas

r_pupila=diametro_pupilar/2;
h_rayo=sqrt(X.^2+Y.^2);
fi=atan2(Y,X);
[n,m]=size(h_rayo);

%iniciamos la figura que vamos a modificar

figure, hold on
set(gca, 'FontSize', 16);
xlabel(' X / mm ', 'FontSize', 16);
ylabel(' Y / mm ', 'FontSize', 16);
set(gca, 'color', 'white')
set(gcf, 'color', 'white')
% limite de los ejess
%mas pequeña 0.4, mas grande 0.2
axis([-0.3 0.3 -0.3 0.3])

X_ret = 0; %almacenamos las x
Y_ret = 0; %almacenamos las y

k = 1;

for i=1:n
    for j=1:m

        if h_rayo(i,j)< r_pupila
            %llamamos a la funcion traza, que es la que hemos creado
            [Retina] = trazaTekLent(h_rayo(i,j), indice);
            x_ret=Retina.*(cos(fi(i,j)));
            y_ret=Retina.*(sin(fi(i,j)));

            X_ret(k) = x_ret(:,2);
            Y_ret(k) = y_ret(:,2);
            %dibujamos r. = red, b. = blue, m. = magenta
            plot(x_ret(:,2), y_ret(:,2), 'm.');
```

•••

```
            k = k+1;
        end
    end
end
hold off

xmax = max(X_ret); %radio del diagrama de impacto;
discretizacion = xmax * 0.1; %ancho del bin
```

```

count = 0;
conteo = zeros(1/0.1,2);
conteo_total = 0;
counts_de_cada_radio = 0;

filas = 1;
for radio = 0:discretizacion:xmax

    for m = 1:length(X_ret)
        distancia = sqrt(X_ret(m)^2 + Y_ret(m)^2);

        if (distancia <= radio)
            count = count + 1;
        end
    end

    counts_de_cada_radio(filas) = count;
    conteo(filas,1) = radio;

    if (filas > 1)
        conteo(filas,2) = count - counts_de_cada_radio(filas-1);
    end

    filas = filas + 1;
    count = 0;
end

conteo = conteo(2:length(conteo(:,1)),:);

for k = 1:length(conteo(:,1))

    if k == 1
        areas_final(k) = pi * conteo(1,1)^2;
    else
        areas_final(k) = pi*(conteo(k,1)^2 - conteo(k-1,1)^2);
    end
end

end

%areas_final = areas_final;

figure
bar(conteo(:,1),conteo(:,2)./areas_final')
set(gca, 'FontSize', 20)
xlabel('distancia/mm', 'Fontsize', 20);
ylabel('densidad de rayos/rayos*mm^2', 'Fontsize', 20);
set(gca, 'color', 'white')
set(gcf, 'color', 'white')
set(gca, 'XTick', conteo(:,1))
xlim([0, max(conteo(:,1))+(min(conteo(:,1)))]])

```