



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

TRABAJO FINAL DE GRADO

COMPARACIÓN DE LA CALIDAD ÓPTICA DE LENTES INTRAOCULARES ESFÉRICAS Y ASFÉRICAS EN PRESENCIA DE ERRORES DE POSICIÓN.

ALBA HERRERO DÍAZ

Director: FIDEL VEGA LERÍN
Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen (GOAPI), FOOT

28 DE JUNIO DE 2013



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

El Sr./Sra. **Fidel Vega Lerín** com a director del treball

CERTIFIQUEN

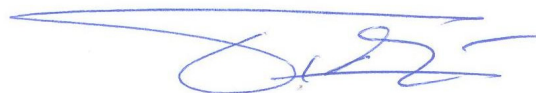
Que la Sra. **Alba Herrero Díaz** ha realitzat sota la seva supervisió el treball:

**Comparación de la calidad óptica de lentes intraoculares esféricas y
asféricas en presencia de errores de posición**

que es recull en aquesta memòria per optar al títol de grau en Òptica i Optometria.

I per a què consti, signo aquest certificat.

Tutor del treball



Sr. Fidel Vega Lerín
Director del treball

Terrassa, 10 de .Junio de 2013



GRAU EN OPTICA I OPTOMETRIA

COMPARACIÓN DE LA CALIDAD ÓPTICA DE LENTES INTRAOCULARES ESFÉRICAS Y ASFÉRICAS EN PRESENCIA DE ERRORES DE POSICIÓN.

RESUMEN

El cristalino de un ojo sano es transparente y actúa como una lente de focal o poder refractivo variable. A medida que envejecemos, las proteínas en el cristalino comienzan a descomponerse y éste se torna progresivamente más opaco formándose una catarata. El único tratamiento para una catarata es la implantación de lentes intraoculares (LIO) a través de facoemulsificación. Las LIOs monofocales implantadas pueden ser de diseño esférico o de diseño esférico. Este trabajo consiste en comparar en banco óptico el comportamiento de una LIO monofocal esférica y el de una esférica en presencia de descentramiento. Para ello se utilizarán métricas de calidad, como la función de punto extendido (PSF) y la función de transferencia de modulación (MTF) del sistema. Se evaluará cuál de los dos diseños presenta mejor calidad óptica tanto en condiciones de buen centrado de la LIO como con descentramiento. De este modo se podrá establecer la robustez de cada diseño frente al desplazamiento. Una vez analizados todos los datos, se aprecia con claridad que la mejor imagen que podemos obtener en una posición centrada se consigue mediante la lente de diseño esférico, mientras que en presencia de descentramiento, la lente esférica presenta claramente una mayor robustez.



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

COMPARACIÓ DE LA QUALITAT ÒPTICA DE LENTS INTRAOCULARS ESFÈRIQUES I ASFÈRIQUES EN PRESENCIA D'ERRORES DE POSICIÓ.

RESUM

El cristal·lí d'un ull sa és transparent i actua com una lent amb una focal o poder diòptric refractiu variable. A mesura que anem envellint, les proteïnes en el cristal·lí comencen a descomposar-se i aquest es torna progressivament menys transparent formant-se una cataracta. L'únic tractament per una cataracta és la implantació de lents intraoculars (LIO) a través de la facoemulsificació. Les LIOs monofocals implantades poden ser de disseny esfèric o de disseny asfèric. Aquest treball consisteix en comparar en un banc òptic el comportament d'una LIO monofocal esfèrica i el d'una asfèrica en presència de descentrament. Per a això es faran servir mètriques de qualitat de funció com la funció de punt extens (PSF) i la funció de transferència de modulació (MTF) del sistema. S'avaluarà així quin dels dos dissenys presenta millor qualitat òptica tant en condicions de bon centratge de la LIO com amb descentrament. D'aquesta manera es podrà establir la robustesa de cada disseny en front al descentrament. Un cop analitzats totes les dades, s'aprecia amb claredat que la millor imatge que podem obtenir en posició de centrament s'aconsegueix mitjançant la lent de disseny asfèric, tot i que en presència de descentrament, la lent esfèrica presenta clarament una major robustesa.



GRAU EN OPTICA I OPTOMETRIA

OPTICAL QUALITY COMPARISON BETWEEN SPHERICAL AND ASPHERICAL IOL DESIGNS UNDER ERROR POSITION.

ABSTRACT

The lens of a healthy eye is transparent and acts as a lens of variable refractive power. As we get older, proteins in the lens begin to decompose and this becomes progressively more opaque forming a cataract. The only treatment for a cataract is the implantation of intraocular lenses (IOL) by phacoemulsification. The design of monofocal IOLs can be either spherical or aspheric. This work aims to compare at an optical bench the behavior of a spherical monofocal IOLs versus an aspheric one in the presence of decentration. To this end, quality metrics were used such as the point spread function (PSF) and modulation transfer function (MTF) of the system. It will be assessed which of the two lenses has a better optical quality under a proper centering of the IOL as well as with decentration. In this way, the robustness against centering errors for each design will be established. After analyzing all the data, it can be clearly seen that the best image which can be obtained in a centered position is achieved by the aspheric lens design, whereas in the presence of decentration, the spherical lens has clearly greater robustness.

Índice

1. Abstract	1
2. Introducción, Estado del Arte	5
3. Objetivo del Trabajo	7
4. Sistema Experimental:	
4.1 <u>Descripción del Banco Óptico con el Ojo artificial. Norma ISO. Córnea artificial con aberración esférica.</u>	8
4.2 <u>Caracterización de la calidad óptica de las LIOs mediante la MTF.</u>	11
4.3 <u>Características de las LIOs utilizadas en el estudio: SN60AT Esférica vs SN60WF Asférica, Potencia, Material (índice de refracción).</u>	12
4.4 <u>Centrado de las LIOs. Desplazamiento.</u>	13
5. Resultados experimentales:	
5.1 <u>LIO SN60AT esférica: Imágenes del pinhole y del test USAF en función del descentramiento de la LIO. MTFs.</u>	14
5.2 <u>LIO SN60WF asférica: Imágenes del pinhole y del test USAF en función del descentramiento de la LIO. MTFs</u>	19
6. Discusión y Conclusiones	24
7. Bibliografía	31
8. Anexos:	
8.1 <u>Test USAF 1951.</u>	32
8.2 <u>Aberración esférica corneal (SA).</u>	34
8.3 <u>Cálculo de la AV según los ciclos por grado de la MTF.</u>	36

Agradecimientos:

A Fidel Vega por dirigir, proponerme, enseñarme y confiarme este trabajo. Porque las horas dedicadas amable y pacientemente a dirigir, encaminar, aconsejar, resolver dudas y a animarme en todo momento se agradecen enormemente.

A Francisco Alba por su colaboración, su aportación de ideas, su ayuda y su apoyo durante la realización de este trabajo.

A la Profesora María S. Millán, Directora del Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen (GOAPI) por facilitarme el uso del laboratorio donde se ha realizado este TFG.

A Joaquim Fernández por hacer que la toma de medidas y la parte práctica haya sido mucho más fácil y amena con sus dudas existenciales. Y por haber empezado este trabajo juntos y el apoyo hasta el final del mismo.

Por supuesto a mis padres y mis hermanos por apoyarme, ilusionarse conmigo, animarme y sobretodo aguantarme en mis momentos de estrés, que no han sido pocos.

Y finalmente pero no menos importante, a Manuel Arnedo, por escucharme hablar largas horas sobre este trabajo, por animarme en todo momento, por ser mi “profe” particular de inglés y saber que siempre puedo contar con él. Simplemente por estar ahí siempre que le necesito.

Agradecer también a todos los que lean este trabajo.

¡Muchas gracias!

Alba Herrero Díaz

1. Abstract

Introduction

The crystalline lens of a healthy eye is transparent and acts as a lens of variable focal (or refractive power). Until about age 45, the lens shape is able to change under the action of the ciliary muscle. This allows a person to change its refractive power so that the eye can form correctly focused images on the retina of objects at different distances.

As we get older, proteins in the lens begin to decompose and the lens becomes progressively more opaque. The image formed by the eye may be blurred. This condition is known as a cataract.

Adult cataracts develop slowly and painlessly. The vision in the affected eye gets worse slowly too. Mild clouding of the lens often occurs around the age of 60 and in many cases does not cause any vision problems. However, around the age of 75, most people have cataracts that affect their vision negatively.

The progression of a cataract in the lens can cause some symptoms such as cloudy or blurry vision, difficulty seeing at night, halos in the images, photophobia, double vision and / or loss of vividness in colors.

The only treatment for a cataract is the implantation of intraocular lenses (IOL) through phacoemulsification. This surgery can increase visual acuity and also change the refractive state of the patient by offering the opportunity to fix the refractive deficiencies of the ametropic patients.

Phacoemulsification was performed for the first time by Dr. Charles Kelman in 1976; he used an ultrasound probe to remove the lens. Formerly the lens was extracted in a single piece and the necessary incisions in the cornea were so large that they caused instability and distortion of the corneal structure.

Nowadays, the surgery consists in a micro-incision in the peripheral cornea approximately of 1.5 to 3.0mm length; a curvy round capsulorresis involves cutting the capsular bag by the front area with a diameter of about 5-6mm, performing the phacoemulsification of the lens by the ultrasound probe (the lens is fragmented into smaller particles while they aspire a suction duct) and finally the IOL implantation.

In the public health system, implanted IOLs are overwhelmingly monofocal lenses, which have a single focus (usually calculated for distance vision). Many of these lenses have a spherical design, but in recent years different aspheric designs have come up. Essentially, the aspheric design is intended to offset the higher order aberrations of the cornea (mainly spherical aberration) so that the eye presents the minimum high-order aberration [Holladay 2002] and to improve contrast sensitivity and postoperative visual acuity.

However, the advantages of aspheric IOLs have been questioned in the presence of decentring and / or rotation once implanted. [McKelvie 2011] There are many factors that determine the final accuracy with which an IOL is implanted. Among others it can be

mentioned: the own ability of the surgeon to perform the capsulorresis and place the lens in their correct position in the capsular bag, the design of the IOL, especially how the holding haptics are effective and reliable, power, etc ... According to the study of Eppig and colleagues [Eppig 2009] the range of values for postoperative decentration goes from 0.00 to 1.09 mm with an average value of $0.30 \text{ mm} \pm 0.16$ (standard deviation).

The aim of our work is to compare, in an optical bench [Rawer 2005], the behavior of spherical and aspheric monofocal IOLs in the presence of decentration. We will use as quality metrics the point spread function (PSF) and the modulation transfer function (MTF) of the system. It will be evaluated which lens design has better optical quality under both, good centering and with decentration. In this way, it will be set the robustness for each design against decentration.

Method and Materials

The measurements that we used for this work were performed by using an optical bench from the Applied Optics Group and Image Processing (GOAPI) laboratory, Faculty of Optics and Optometry (UPC). At the optical bench we have an eye model that agrees with the standard ISO119679-February 1999 [EN ISO 1999], with the only exception that it has an artificial cornea that introduces positive spherical aberration (SA) similar to an average human cornea (Zernike coefficient $c [4, 0] = 0.27$ microns for a pupil diameter of 5.2 mm). [Alba-Bueno 2011]

The main elements of the optical bench are:

A light source specifically a green LED $\lambda = 521\text{nm}$. We use as an object, either a pinhole test with diameter of 10 microns or the USAF Test. To be in accordance with the ISO standard, the object must be set at infinite. Thus, it is used a collimator of 200 mm focal length.

The model eye has an entrance pupil (EP) which is in front of the artificial cornea. The EP is an iris diaphragm that regulates the effective diameter of the illuminated part of the IOL. There is also a wet cell with saline solution where the IOL is placed.

Images of the object (either the pinhole or the USAF test) formed by the eye model with the IOL, are amplified through an infinite corrected microscope (10x magnification) and captured using a 8-bits CCD camera. The image of the pinhole is associated with the PSF of the optical system. From these images it is possible using the software associated with the optical bench to obtain the MTF and thus to determine the quality of the obtained images and the corresponding IOL.

The lenses used in this work are monofocal and with the same dioptric power (+20 D), but with different designs. The so called SN60AT IOL (Alcon), is a model with two spherical surfaces and different radius of curvature for any one of them, and is therefore defined in the literature as an asymmetric biconvex lens design. Because of its design, this lens introduces positive SA. The SN60WF model (Alcon) is an IOL with a spherical anterior surface face and an aspheric posterior one. The value of the asphericity of the IOL aims to produce negative SA. The aspheric SN60WF IOL SA produces a $c [4,0] = -0.20$ microns (for a pupil diameter of 5.2 mm). So if we consider that the average corneal SA population

is +0.27 microns, then the aspheric IOL partly offset the SA of the cornea, leaving a residual SA of +0.07 m.

It is important to remark that the two IOLs used in this study are made of the same material, known as Acrysof and patented by Alcon. The refractive index is $n = 1.55$ and the Abbe number = 37.

Results

Looking at the results with both lenses perfectly centered, we can appreciate that the aspheric lens provides higher image quality and lower aberration if it is compared with the image produced by the spherical lens.

In the presence of decentration, analyzing the images obtained with USAF test, it can be clearly observed that the reduction of the image quality is lower in the case of the spherical IOL than in the aspheric IOL one. This way, with the spherical lens the image quality remains fairly constant even for the maximum offset value. Comparing with the aspheric IOL, the images of the pinhole show the presence of a clear coma aberration for decentration values greater than 0.4 mm.

By analyzing the graphs of MTFs it is evidenced that the differences between the MTFs of the spherical lens and the MTFs of the aspheric lens in the presence of decentration are highly significant.

At the correctly centered position the MTF of the aspheric IOL shows that its optical quality is practically equal to the spherical lens for small pupils, and better for larger pupils.

However, the MTF of the spherical IOL does not fall so much in comparison with the aspheric IOL as we get increasing the decentration. This is significantly evidenced in the MTF obtained with the highest decentration.

Discussion

The results obtained with both lenses are significantly different, both in regard to the case of the IOLs perfectly centered, and the loss of quality of the images obtained according to the decentration range of the lens. This allows us to analyze which of the two designs is more robust in the presence of this error.

With the smallest pupil of 3 mm, the maximum displacement is 1.6 mm. In both, negative and positive range of decentration, we can see that the aspheric IOL lost quickly its quality, so their MTF is significantly lower. On the contrary, the spherical IOL is much more robust in this situation, with very similar to the case MTF centered.

With the pupil largest pupil of 4.5 mm, as in this case the aberrations are higher, the fall of the MTF it is also significant, and as formerly showed, the aspheric IOL does not support higher values of decentration without compromising the quality of the image.

In the case of the spherical lens with this 4.5 mm pupil, we show that although the MTF in the condition of centered is lower than the aspheric IOL, the MTF in the position of maximum decentration has practically the same values. Therefore, although the initial quality is not the best, its robustness against decentration is higher.

In contrast, in the aspheric IOL, there is a remarkable difference in quality between the best centered position and maximum decentration. In the later case, the MTF values are close to zero even for low spatial frequencies. We therefore conclude that while the optical quality of the centered aspheric IOL is higher than the case of spherical IOL, the aspheric lens is not very robust against the presence of decentration.

Conclusions

The general conclusion from this work is that the aspheric IOL design has a better optical quality than a spherical IOL when both are correctly centered. However, this better quality is very tiny for pupils smaller than or equal to 3 mm. As a counterpart we have obtained that the aspheric IOL supports only a very small range of decentration prior to reduce significantly its optical performance. The reason is the induction of higher order aberrations, especially coma.

The spherical IOL design, despite not having such a good optical quality under optimal centering (especially for pupils of the order of 4.5 mm) is much more robust than the aspheric IOL as far as decentration concerns, because it maintains a very similar quality of images even under maximum decentration.

These results raise the following question. Are aspheric monofocal IOLs, which are more commonly used today in cataract surgeries, *really* a good choice for all sort of patients?. Our results suggest that in patients with small pupils (conditions in which we have seen that the MTFs of spherical and aspheric IOLs were almost equal) is likely than a spherical IOL presents a better balance between optical quality and robustness than an aspheric IOL, specially when position errors may be presented after the surgery.

2. Introducción, Estado del Arte.

El cristalino de un ojo sano es transparente y actúa como una lente de focal o poder refractivo variable. Hasta más o menos la edad de 45 años, la forma del cristalino es capaz de cambiar bajo la acción del músculo ciliar. Esto permite como hemos dicho que pueda modificar su poder refractivo de modo que el ojo pueda formar imágenes enfocadas en la retina de objetos que se encuentran a diferentes distancias.

A medida que envejecemos, las proteínas en el cristalino comienzan a descomponerse y éste se torna progresivamente más opaco. La imagen formada por el ojo (y por tanto lo que percibe un paciente) puede aparecer borrosa. Esta afección se conoce como catarata.

Hay muchos factores que pueden acelerar la formación de cataratas como la diabetes, traumatismos oculares, el uso prolongado de corticosteroides (tomados por vía oral) o incluso demasiada exposición a la luz ultravioleta. Aun así, en muchos casos, la causa de la catarata se desconoce.

Las cataratas en adultos se desarrollan de manera lenta y sin dolor. La visión en el ojo u ojos afectados empeora también de manera lenta. La opacidad leve del cristalino a menudo ocurre después de los 60 años y en muchos casos no causa ningún problema de visión. Sin embargo, hacia la edad de 75 años, la mayoría de las personas tienen cataratas que afectan muy negativamente a su visión.

La progresión de la catarata en el cristalino puede ocasionar algunos síntomas como visión nublada o borrosa, dificultad para ver en la noche, percepción de halos en las imágenes, fotofobia, visión doble y/o pérdida de la intensidad de los colores.

5

Las cataratas generalmente llevan a una disminución en la visión, incluso con la luz del día. La mayoría de las personas con cataratas tienen cambios similares en ambos ojos, aunque un ojo puede estar peor que el otro.

El único tratamiento para una catarata es la implantación de lentes intraoculares (LIO) a través de facoemulsificación. La cirugía de cataratas con la implantación de LIOs permite incrementar la agudeza visual y también cambiar el estado refractivo del paciente ofreciendo la oportunidad de solucionar las anomalías refractivas de pacientes amétropes. Para ello existen cálculos preoperatorios en donde se calcula el poder óptico de la LIO necesario para la emetropía.

En 1949 Harold Ridley implantó por primera vez una lente artificial en sustitución de un cristalino con cataratas, esta lente fue de +18D, que era la potencia que se atribuía al cristalino y los pacientes intervenidos quedaban con errores refractivos muy altos. Las fórmulas de cálculo han avanzado mucho desde entonces con el objetivo de buscar la emetropía. En paralelo se han mejorado los instrumentos de medida de parámetros ópticos y fisiológicos del ojo y la técnica quirúrgica.

La facoemulsificación fue realizada por primera vez por el Dr. Charles Kelman en 1976, quien utilizó una sonda de ultrasonidos para extraer el cristalino. Anteriormente el cristalino era extraído de una sola pieza y las incisiones necesarias en la córnea eran de gran longitud, provocando inestabilidad y deformación de la estructura corneal. El material de las LIOs pasó de ser de vidrio a PMMA, y ya en la década de los 80 aparecieron las primeras lentes intraoculares plegables. Este avance supuso una gran ventaja debido a

que se pudo reducir notablemente el tamaño de la incisión corneal y la consecuencia asociada de astigmatismo inducido por la cirugía.

Actualmente la cirugía consiste en una microincisión en la periferia corneal de unos 1.5 a 3.0mm, una capsulorresis circular curvilínea consistente en cortar el saco capsular por la zona anterior con un diámetro aproximado de 5-6mm, la facoemulsificación del cristalino mediante la sonda de ultrasonidos (se fragmenta el cristalino en pequeñas partículas a la vez que se aspira con un canal de aspiración) y por último el implante de la LIO. Cabe señalar que en la actualidad existen ya sistemas láser de femtosegundos capaces de realizar tanto la capsulorresis como la fragmentación del cristalino.

En el sistema público de salud, las LIOs implantadas de manera abrumadora son monofocales donde hay un único foco (generalmente calculado para visión lejana). Muchas de estas lentes son de diseño esférico pero en los últimos años se han introducido con fuerza LIOs monofocales de diseño esférico. En esencia se intenta mediante ese diseño esférico, compensar las aberraciones de alto orden de la córnea (fundamentalmente la aberración esférica) de modo que el ojo en su conjunto presente la mínima aberración de alto orden [Holladay 2002] y mejorar así la sensibilidad al contraste y la agudeza visual postoperatoria.

Sin embargo, las ventajas de las LIOs esféricas se han cuestionado en presencia de descentramiento y/o giro una vez implantadas. [McKelvie 2011] Son diversos los factores que determinan la precisión final con la que se implanta una LIO. Entre otros se pueden citar: la propia habilidad del cirujano para realizar la capsulorresis y situar correctamente la lente en el saco capsular, el diseño de la LIO, especialmente cómo son de eficaces y fiables sus hápticos de sujeción, su potencia, etc...De acuerdo con el estudio de Eppig y colaboradores [Eppig 2009] el rango de valores para el descentramiento postoperatorio va de 0.00 a 1.09 mm con un promedio de 0.30 mm \pm 0.16 (desviación estándar).

Nuestro trabajo consistirá en comparar en banco óptico [Rawer 2005] el comportamiento una LIO monofocal esférica y el de una esférica en presencia de descentramiento. Para ello utilizaremos como métricas de calidad la función de punto extendido (PSF) y la función de transferencia de modulación (MTF) del sistema. Se evaluará así cuál de los dos diseños presenta mejor calidad óptica tanto en condiciones de buen centrado de la LIO como con descentramiento. De modo que se podrá establecer la robustez de cada diseño frente al descentramiento.

3. Objetivo del Trabajo

3.1 General

El objetivo de este Trabajo Final de Grado es comparar en un modelo de ojo artificial (in-vitro), la calidad de las imágenes formadas por dos lentes intraoculares monofocales (LIO) en presencia de errores de posicionamiento. Las dos lentes están fabricadas con el mismo material pero tienen diferente diseño óptico: una es de diseño esférico (SN60AT), mientras que la otra es asférica (SN60WF). La comparación entre las lentes nos debe permitir establecer qué diseño es más robusto frente a errores de posición.

3.2 Específico

- Medida de la aberración esférica inducida por la córnea artificial en función de la pupila de entrada y por tanto del diámetro de la LIO iluminado.
- Obtención de la PSF y MTF con la LIO situada en el modelo de ojo artificial, para evaluar experimentalmente la pérdida de la calidad óptica de las imágenes formada por cada una de las lentes en presencia de descentramiento. Las medidas en ambas lentes se realizarán en función del tamaño pupilar.

4. Sistema Experimental

4.1 Descripción del Banco Óptico con el Ojo artificial. Norma ISO. Córnea artificial con aberración esférica.

La realización de todas las medidas que hemos utilizado para este trabajo se realizaron utilizando un banco óptico del laboratorio del Grupo de Óptica Aplicada y Procesado de Imagen (GOAPI) de la Facultad d'Óptica i Optometria (UPC). En el banco óptico se dispone de un ojo modelo que está de acuerdo con la norma ISO119679-2 1999 estándar [UNE-EN ISO 1999], con la única excepción de que la córnea artificial utilizada introduce una aberración esférica positiva, similar a la de una córnea promedio humana (coeficiente de Zernike $c[4,0]=0,27 \mu\text{m}$ para un diámetro pupilar de 5.2 mm). [Alba-Bueno 2011] Los elementos principales del banco óptico son (Fig. 1):

- a) Un colimador (fuente de luz y test objeto)
- b) El ojo modelo formado por: un diafragma iris que es pupila de entrada, la córnea artificial y a continuación la cubeta llena de solución fisiológica en donde sumergimos la LIO
- c) Un instrumento de medida como un microscopio junto con una cámara CCD para la captura de las imágenes.

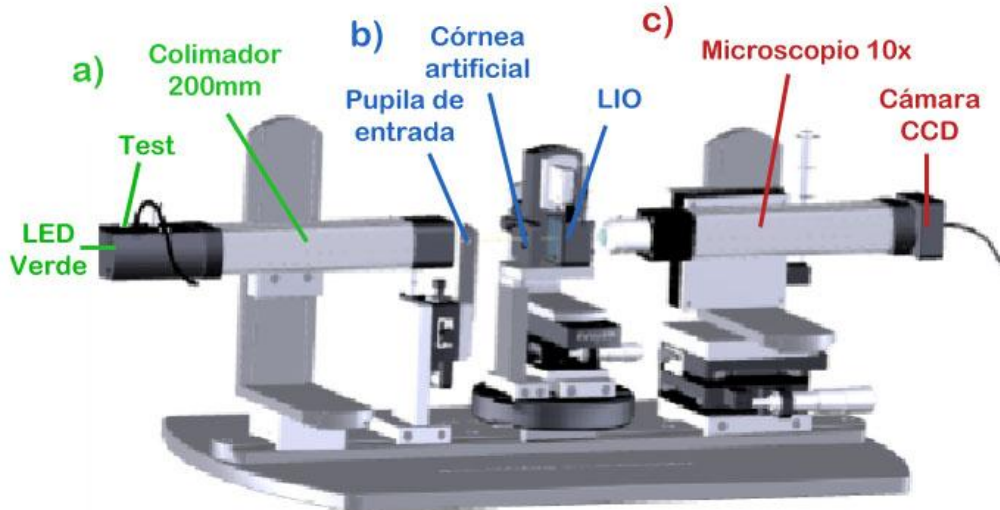


Figura 1. Esquema del banco óptico utilizado para las medidas.

A continuación se describe con detalle cada uno de los elementos.

a) Fuente de luz, test y colimador:

- Fuente de luz: Utilizamos un LED verde $\lambda=521\text{nm}$, ya que la norma ISO estándar recomienda una fuente de luz con emisión de $546 \pm 10 \text{ nm}$ y ésta es la fuente de luz que más se aproxima a la normativa.
- Test: Utilizamos un pinhole de $10 \mu\text{m}$ de diámetro y el Test USAF (ver Anexo 1).

- Colimador: para poder caracterizar las LIOs según el estándar de la norma ISO, el objeto debe estar en infinito, por este motivo colocamos el objeto (pinhole o test USAF) en el plano focal objeto de un colimador de 200 mm de longitud focal.

b) Ojo modelo

- Pupila de entrada (PE): delante de la córnea del ojo modelo se encuentra un diafragma de iris que regula el diámetro efectivo de la parte iluminada de la LIO. Este diafragma es regulable. Para cada diámetro de la PE se tiene un diámetro iluminado de la LIO. Para obtener la relación entre PE y el diámetro del haz en la LIO hemos utilizado los resultados de la ref. [García 2012]. Como se observa (Fig. 2), hay una dependencia lineal entre las dos magnitudes.

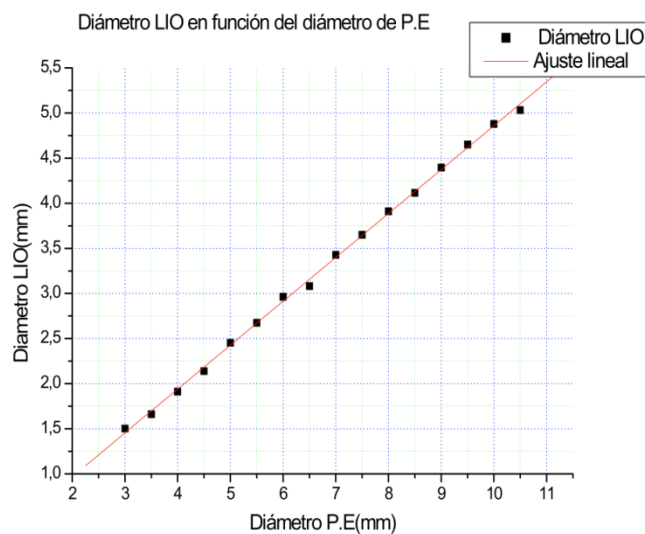


Figura 2. Relación entre la PE y el diámetro del haz en la LIO.

- Córnea modelo: La córnea humana presenta normalmente aberración esférica (SA) positiva (ver anexo SA corneal). En el ojo joven y sano, el cristalino tiene SA negativa que compensa, al menos parcialmente, la aberración debida a la córnea. Por este motivo, muchos de los diseños de las LIOs son asféricos: intentan también compensar la aberración esférica de la córnea. Nuestro modelo de ojo tiene una córnea artificial que introduce una aberración esférica similar a la de una córnea promedio humana (coeficiente de Zernike $c[4,0]=+0,27 \mu\text{m}$ para un diámetro pupilar de 5.2 mm). La evolución del coeficiente $c[4,0]$ y por tanto de la SA frente al diámetro del haz en la LIO se muestra en la Fig. 3. [García 2012]

Relación SA córnea - Diámetro pupila en LIO

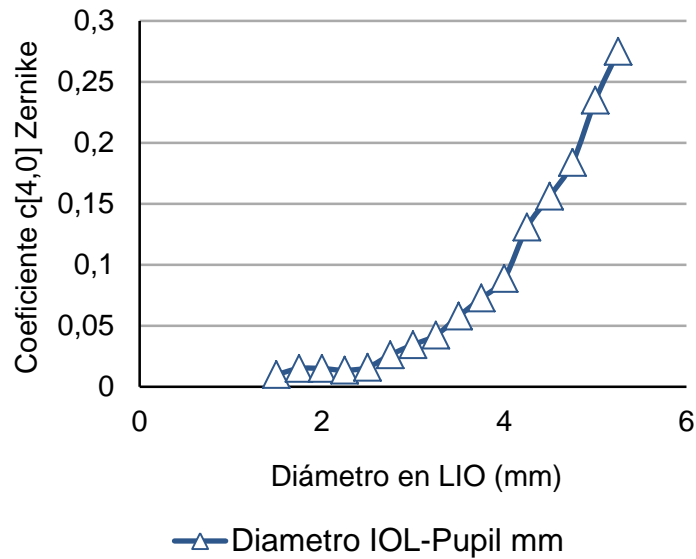


Figura 3. Dependencia del coeficiente $c[4,0]$ frente al diámetro del haz en la LIO.

- Cubeta con solución fisiológica: La LIO se sitúa sumergida en solución fisiológica dentro de la cubeta que está formada por dos paredes planas de vidrio BK7.

c) Sistema de captura de Imágenes.

- Las imágenes del objeto (pinhole o test USAF) formadas por el ojo modelo con la LIO, son ampliadas mediante un microscopio corregido a infinito de 10 aumentos y capturadas con una cámara CCD de 8 bits. La imagen del pinhole se asocia con la PSF del sistema óptico. A partir de estas imágenes es posible mediante el programa informático asociado con el banco óptico obtener la MTF y parametrizar así la calidad de las imágenes obtenidas.

4.2 Caracterización de la calidad óptica de las LIOs mediante la MTF

Los sistemas ópticos nunca producen imágenes perfectas de los objetos, ya que siempre existen aberraciones y otros factores que degradan su calidad. Dado que todo objeto puede ser descompuesto en una suma de frecuencias espaciales, una forma de conocer de forma objetiva la calidad de un sistema óptico será conocer como transmite cada una de estas frecuencias espaciales.

Si se analiza la variación de la amplitud de onda sinusoidal imagen respecto la onda objeto (o de forma equivalente, el contraste o modulación), se determina la MTF del sistema óptico. Esta función representa la relación entre la amplitud de salida de una señal sinusoidal por unidad de amplitud de señal de entrada, para cada frecuencia espacial. Su determinación (Fig. 4) permite conocer la calidad de un sistema óptico ya que muestra como transmite cada una de las frecuencias espaciales que componen el objeto.



Figura 4. Concepto de MTF: Variación del contraste de la imagen en función de la frecuencia espacial del objeto.

Como ejemplo, en la Fig. 5 se muestra la MTF obtenida mediante simulación, en el modelo de ojo de Gullstrand de cuatro superficies con pupila de 3 mm.

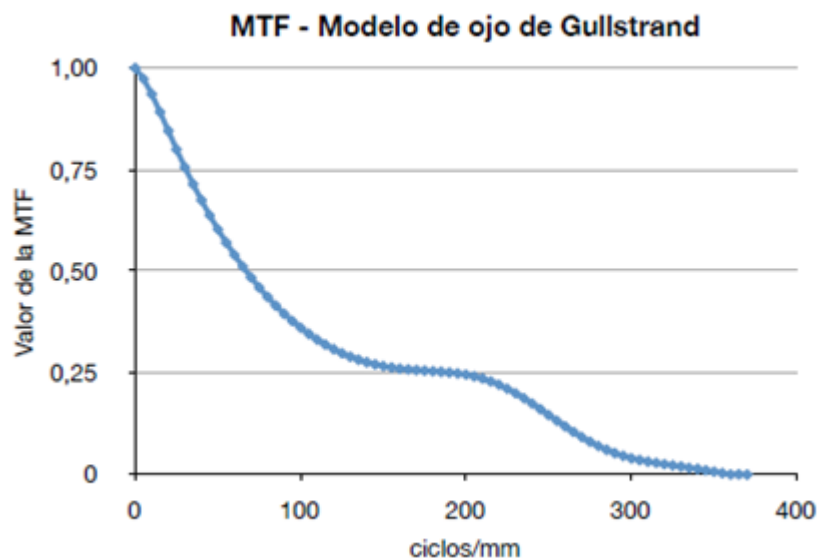


Figura 5. Ejemplo de MTF en un ojo modelo.

4.3 Características de las LIOs utilizadas en el estudio: SN60AT Esférica vs SN60WF Asférica, Potencia, Material (índice de refracción).

Las lentes utilizadas en este trabajo son de la casa Alcon, ambas monofocales, de la misma potencia dióptrica (+20 D), pero de diferente diseño. El modelo SN60AT es un modelo con dos caras esféricas de diferente radio de curvatura, de ahí que sea definido en la literatura como un diseño de lente biconvexa asimétrica. Dado su diseño, esta lente introduce SA positiva.

El modelo SN60WF es una LIO con la cara anterior esférica y la posterior asférica. El valor de la asfericidad de la LIO tiene como objetivo producir SA negativa. La LIO SN60WF produce una SA de $c[4,0]=-0.20 \mu\text{m}$ (para un diámetro pupilar de 5.2 mm). Así que si consideramos que la media de la SA corneal de la población es $+0.27 \mu\text{m}$, entonces las LIO asférica que hemos utilizado compensan en parte la SA de una córnea media, dejando una SA residual de $+0.07 \mu\text{m}$.

Es importante remarcar que las dos LIOs utilizadas están hechas del mismo material, patentado por Alcon y denominado Acrysof. El índice de refracción es $n=1,55$ y su número de Abbe=37.

A continuación se especifican cada uno de los parámetros de las LIOs utilizadas y su denominación comercial:

SN60AT - ACRYSOF® Single-Piece - Natural IOL							
Índice de refracción	Número de Abbe	Radio Zona óptica	Diseño	Diámetro total	Potencia	$c[4,0]$ Zernike	A-Constante
1,55	37	6mm	Esférico biconvexo asimétrico	13mm	20D	positiva	118,4

Tabla 1. Especificaciones técnicas de la LIO esférica utilizada.

SN60WF - ACRYSOF® IQ IOL							
Índice de refracción	Número de Abbe	Radio óptico	Diseño	Diámetro total	Potencia	$c[4,0]$ Zernike	A-Constante
1,55	37	6mm	Asférico	13mm	20D	-0.20 μm	118,7

Tabla 2. Especificaciones técnicas de la LIO asférica utilizada.

A partir de ahora nos referiremos a las LIOs simplemente como esférica (SN60AT) y asférica (SN60WF).

4.4 Centrado de las LIOs. Desplazamiento.

A continuación se muestran las imágenes de calibración del desplazamiento de la LIO con diferentes pupilas de entrada. Se determina el centro de la lente y el máximo desplazamiento horizontal y vertical que podemos realizar sin salirnos de la zona óptica de la lente.

Ya que según la norma ISO, se recomienda utilizar una pupila de 3 mm y una pupila de 4,5 mm para caracterizar la calidad óptica de las LIOs, hemos utilizado estos valores para que los datos que tomemos experimentalmente estén dentro de la regulación que nos pide la normativa para este tipo de trabajos.

Pupila de entrada de 6mm, correspondiente a 3mm en LIO.

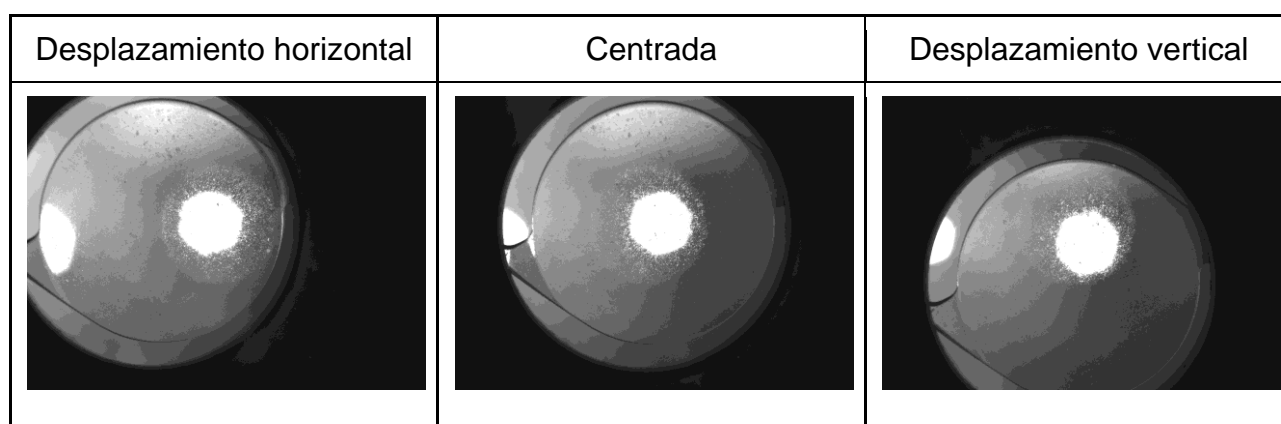


Tabla 3. Muestra del desplazamiento y centro en pupila 3mm.

En el caso de la pupila en la LIO de 3mm, el máximo desplazamiento tanto vertical como horizontal que podemos realizar, asegurándonos de mantenernos dentro de la zona óptica de la lente, es de 1,6mm desde el centro de la LIO.

Pupila de entrada de 9mm, correspondiente a 4,5mm en LIO.

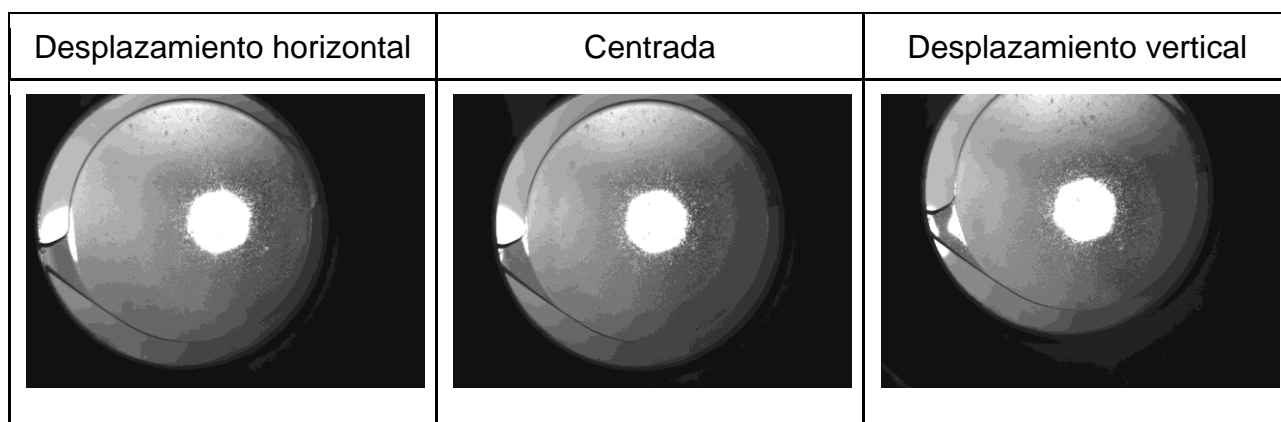


Tabla 4. Muestra del desplazamiento y centro en pupila 4,5mm.

En cambio con la pupila de 4,5mm, el máximo desplazamiento tanto vertical como horizontal que podemos realizar, asegurándonos de mantenernos dentro de la zona óptica de la lente, es de 0,8mm desde el centro de la LIO.

5. Resultados experimentales.

5.1 Pupila 3 mm: LIO esférica vs esférica.

5.1.1 Imágenes del pinhole y del test USAF en función del descentramiento de la LIO. MTFs.

A continuación se muestran los resultados obtenidos al medir y registrar las imágenes formadas por las LIOs esférica y esférica.

En primer lugar se mostrarán las imágenes en el caso de una pupila de 3mm en LIO.

Observaremos los efectos del descentramiento en un test USAF y en un test formado por un pinhole de 10 micras. Una vez obtenidas y mostradas las imágenes del pinhole, para facilitar su visualización y poderlas comparar de una forma más clara, se presentarán en una escala logarítmica y con un mapa de color que nos permitirá reconocer de una forma más sencilla el efecto real del desplazamiento en cada una de las imágenes tomadas.

El siguiente paso consistirá en observar las MTF obtenidas a partir de las imágenes del pinhole con cada una de las lentes. Cada gráfica mostrará el valor de MTF en cada posición de descentramiento, desde el centro hasta el extremo, que en el caso de la pupila de 3mm está situado a 1,6 mm del centro.

En la siguiente página se muestran la tabla 5 y la tabla 6 en la que se observan las imágenes de los diferentes test utilizados y nombrados anteriormente, en diferentes puntos de descentramiento. La primera tabla (tabla 5) corresponde a la lente esférica y la segunda (tabla 6) corresponde a la lente esférica.

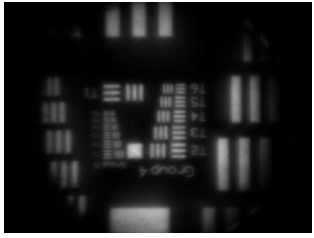
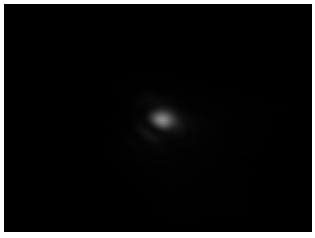
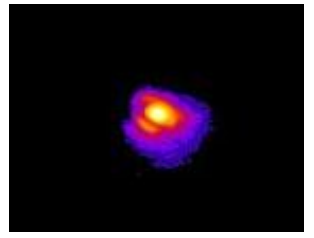
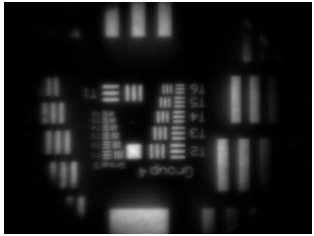
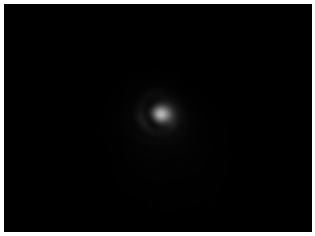
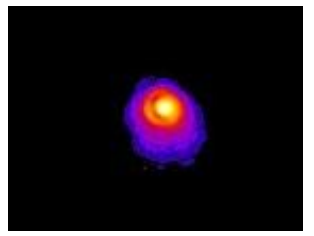
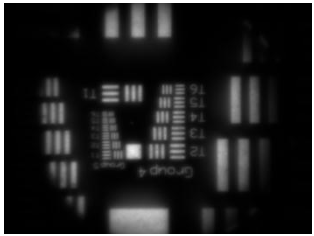
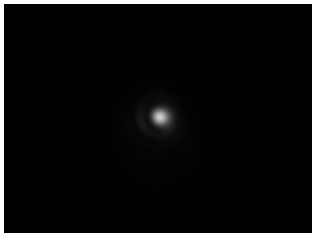
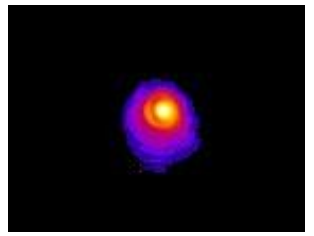
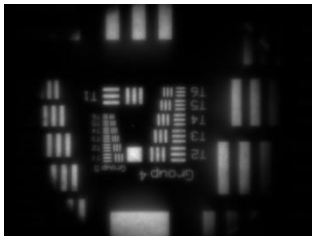
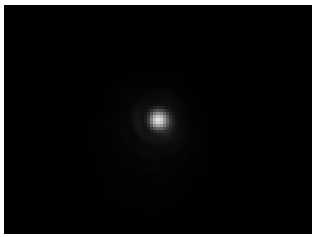
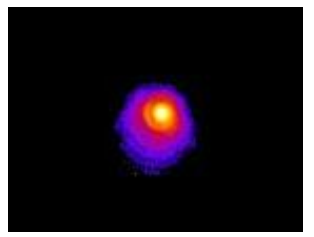
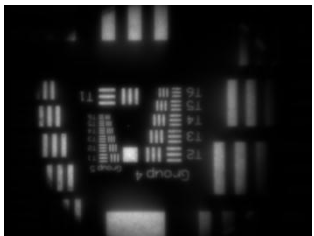
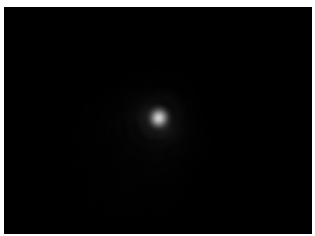
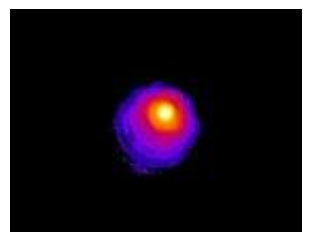
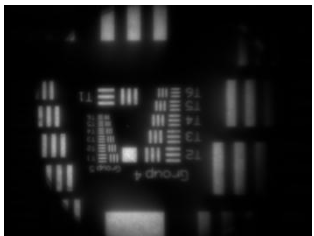
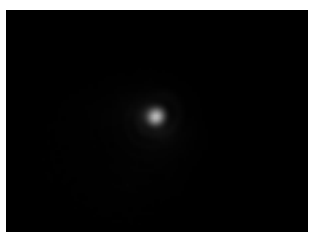
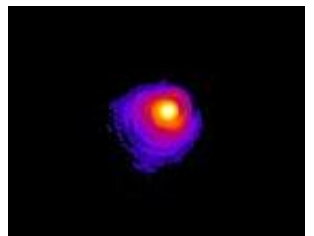

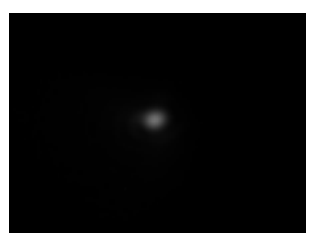
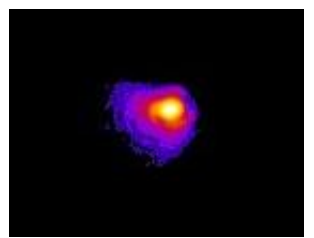
		USAF	Pinhole 10 μ m	Pinhole 10 μ m
Esférica (SN60AT) - Pupila 3mm	-1,6			
	-0,8			
	-0,4			
	0			
	0,4			
	0,8			
	1,6			

Tabla 5. Imágenes de los test USAF y pinhole con la lente esférica en pupila 3mm.

		USAF	Pinhole 10 μ m	Pinhole 10 μ m
		-1,6		
-0,8				
-0,4				
0				
0,4				
0,8				
1,6				

Asférica (SN60WF) - Pupila 3mm

Tabla 6. Imágenes de los test USAF y pinhole con la lente asférica en pupila 3mm.

En las tablas anteriores podemos observar cómo empeora la calidad de la imagen del test USAF para cada valor de descentramiento mostrado y relacionar esta variación con la correspondiente imagen del pinhole (que como hemos mencionado representa la PSF del ojo modelo con la LIO).

Si observamos las imágenes con ambas lentes perfectamente centradas, se puede apreciar que la lente esférica nos proporciona una imagen con mayor calidad y menor aberración que en el caso de la lente esférica.

En presencia de descentramiento, a partir de las imágenes del test USAF se puede observar de forma clara que la pérdida de calidad de imagen es menor en la LIO esférica que en la LIO esférica. En el caso de las imágenes del pinhole (sin tratar logarítmicamente) se observa en el caso de la LIO esférica cierto desenfoque ligado a la presencia de SA (la suma de la SA positiva de la córnea más la propia de la LIO) pero poca influencia del descentramiento. Sin embargo, en la LIO esférica lo más notorio es la presencia de aberraciones adicionales al descentrar la lente.

Para observar con mayor precisión y claridad las diferencias entre ambas lentes en el caso del test pinhole tenemos la columna de la derecha, que nos muestra las imágenes en una escala logarítmica. En el caso de la lente esférica la calidad de la imagen se mantiene bastante constante incluso para el máximo valor de descentramiento. Si comparamos con la lente esférica SN60WF, las imágenes logarítmicas muestran la presencia de una clara aberración de coma a partir de descentramientos mayores de 0.4 mm.

A continuación se muestran las gráficas de las MTF obtenidas con cada lente al trabajar con una pupila de 3mm en LIO.

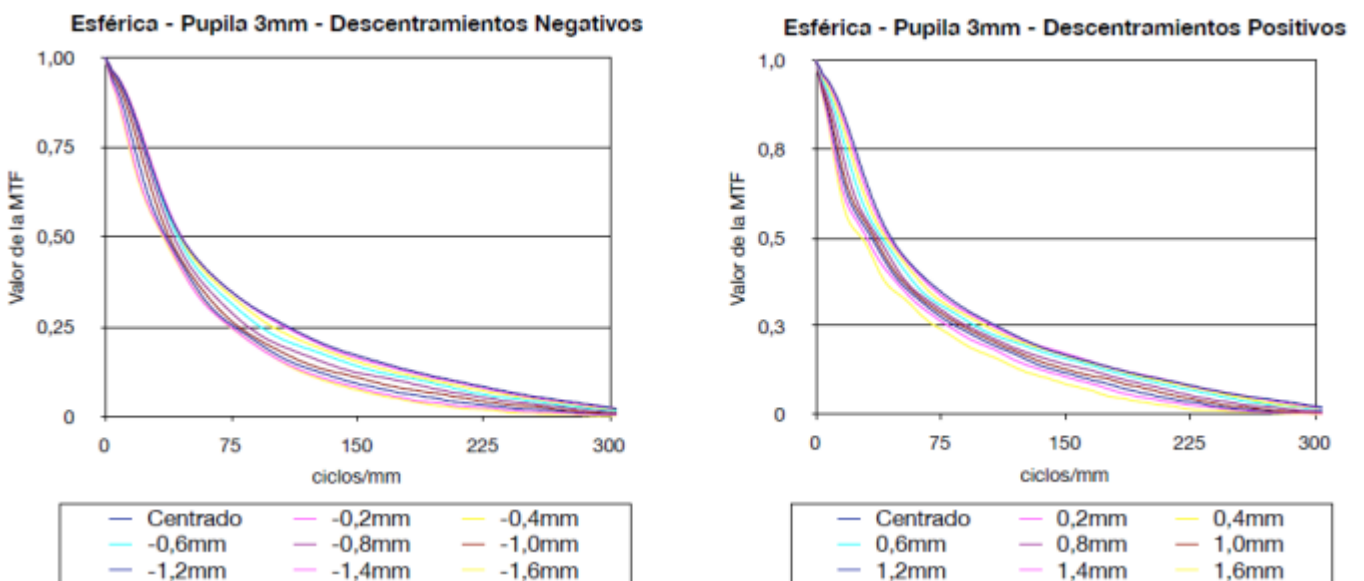


Figura 6. MTF de la lente esférica con pupila de 3mm en cada punto de descentramiento.

Estas son las MTF correspondientes a la LIO esférica en la condición de pupila de 3mm, están representados los descentramientos negativos y los positivos respectivamente, desde el centrado de la lente

La siguiente figura (Fig. 7) corresponde a las MTF generadas por la LIO esférica con pupila de 3mm, en cada uno de sus descentramientos. Como con la lente anterior también se muestran los descentramientos positivos y negativos de cada lente desde su centro.

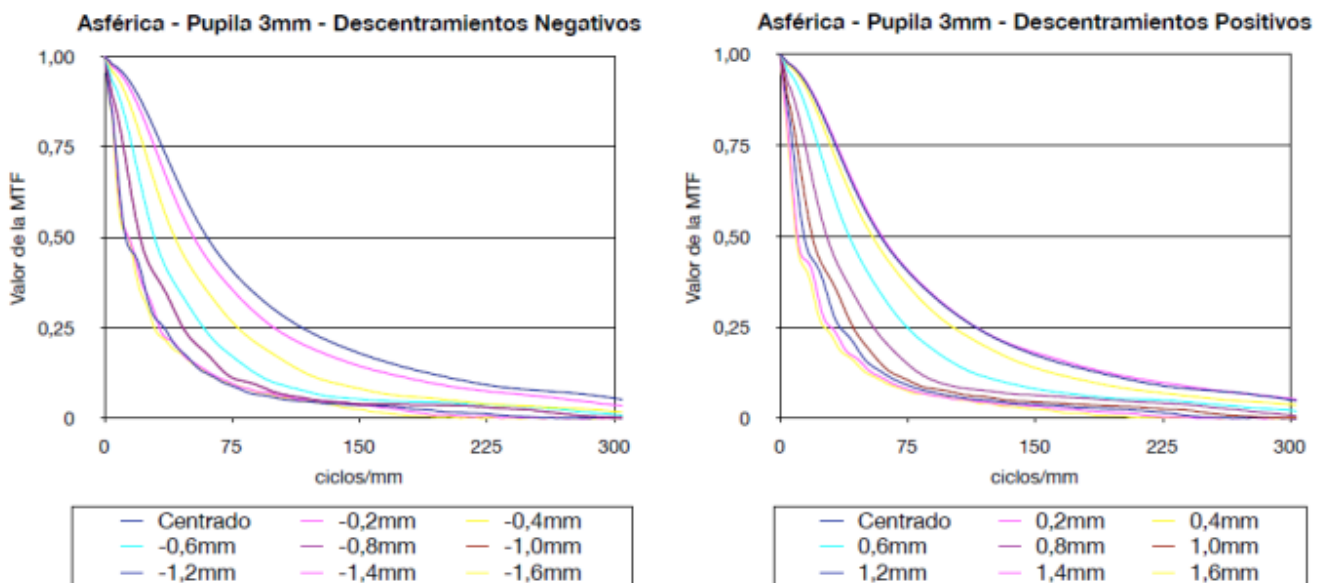


Figura 7. MTF de la lente esférica con pupila de 3mm en cada punto de descentramiento.

Como se puede observar, las diferencias entre las MTFs de la lente esférica y la esférica en presencia de descentramiento son muy significativas.

Las figuras 6 y 7 nos demuestran que en situación de centrado y para una pupila pequeña de 3 mm (donde la SA es muy pequeña) la lente esférica muestra una MTF prácticamente igual que la de la lente esférica. Por tanto, en situación de centrado y con pupilas pequeñas el comportamiento de la LIO esférica es sólo, ligeramente mejor que en el caso de la LIO esférica.

Sin embargo la MTF de la LIO esférica no cae tanto en comparación con la LIO esférica a medida que vamos aumentando el descentramiento. Esto se observa de forma clara y significativa en la MTF obtenida con el mayor descentramiento (± 1.6 mm).

Podemos concluir por tanto, que para esta pupila, la LIO esférica es más robusta frente a posibles descentramientos y su calidad óptica es sólo ligeramente inferior a la LIO esférica cuando están ambas bien centradas.

5.2 Pupila 4,5mm: LIO SN60AT esférica vs SN60WF asférica.

5.2.1 MTF e Imágenes del pinhole y del test USAF en función del descentramiento de la LIO.

En este apartado se muestran los resultados obtenidos al medir y registrar las imágenes formadas por las LIOs esférica y asférica, al igual que en apartado anterior, pero en este caso con la pupila de 4,5mm.

Observaremos de nuevo los efectos del descentramiento en las imágenes de un test USAF y del pinhole y mostraremos las MTF obtenidas con cada una de las LIOs. Cada gráfica mostrará el valor de MTF en cada posición de descentramiento, desde su centro a su extremo.

En la siguiente página se muestran las tablas 7 y 8 en la que se pueden observar las imágenes de los diferentes test utilizados para los diferentes valores de descentramiento. La primera tabla (tabla 7) corresponde a la lente esférica y la segunda (tabla 8) a la lente asférica.

		USAF	Pinhole 10 μ m	Pinhole 10 μ m
Esférica (SN60AT) - Pupila 4,5mm	-0,7			
	-0,5			
	-0,2			
	0			
	0,2			
	0,5			
	0,7			

Tabla 7. Imágenes de los test USAF y pinhole con la lente esférica en pupila 4,5mm.

		USAF	Pinhole 10 μ m	Pinhole 10 μ m
		-0,7		
-0,5				
-0,2				
0				
0,2				
0,5				
0,7				

Tabla 8. Imágenes de los test USAF y pinhole con la lente asférica en pupila 4,5mm.

En las tablas 7 y 8 se observa cómo va variando la calidad de las imágenes para cada valor de descentramiento.

Si comparamos ambas lentes en la posición de centrado, se puede observar como la lente esférica proporciona una imagen de una calidad mayor que la LIO esférica.

En la primera columna que corresponde a las imágenes del test USAF podemos apreciar claramente como en presencia de descentramiento, la pérdida de calidad de imagen no es tan grande el caso de la lente esférica como en el caso de la lente esférica.

La segunda columna, que muestra el pinhole de 10µm sin tratar, se pueden observar las aberraciones y el desenfoque asociado tanto para la lente esférica como para la esférica. En este último caso se aprecian aberraciones adicionales de coma. Estas observaciones quedan confirmadas en las imágenes en escala logarítmica.

En comparación al caso en pupila de 3mm, en la pupila de 4,5mm y con las LIOs centradas, encontramos que la SA corneal es de mayor magnitud (ver Anexo 2), y por lo tanto es razonable esperar que su compensación parcial por parte de la LIO esférica tenga, ahora sí, un efecto significativo sobre la calidad de la imagen. Para dilucidar este punto hemos obtenido las MTFs de ambas LIOs con la pupila de 4,5 mm.

A continuación se muestran las gráficas de las MTFs obtenidas con cada lente en el caso de trabajar con una pupila de 4,5mm en LIO.

Las gráficas con las MTFs de la Fig.8 corresponden a la LIO esférica.

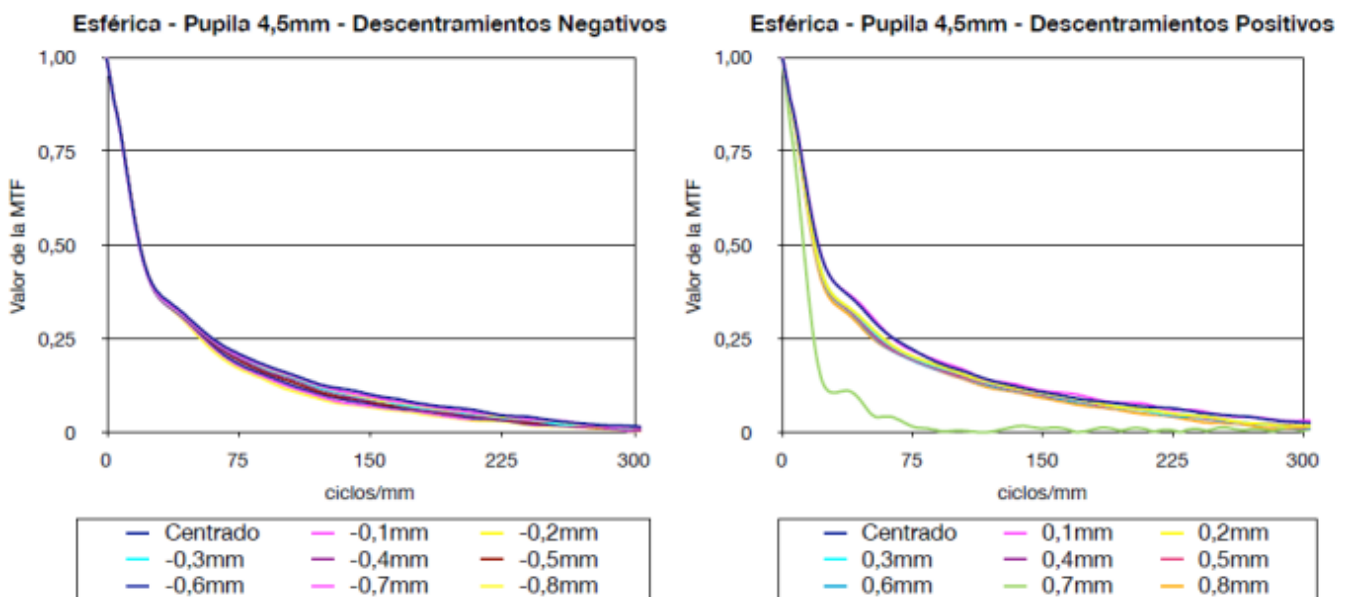


Figura 8. MTF de la LIO esférica con pupila de 4,5mm en cada punto de descentramiento.

La siguiente figura (Fig. 9) corresponde a las MTFs con la LIO esférica. Igual que en el caso anterior también se muestran los descentramientos positivos y negativos de cada lente desde su punto central.

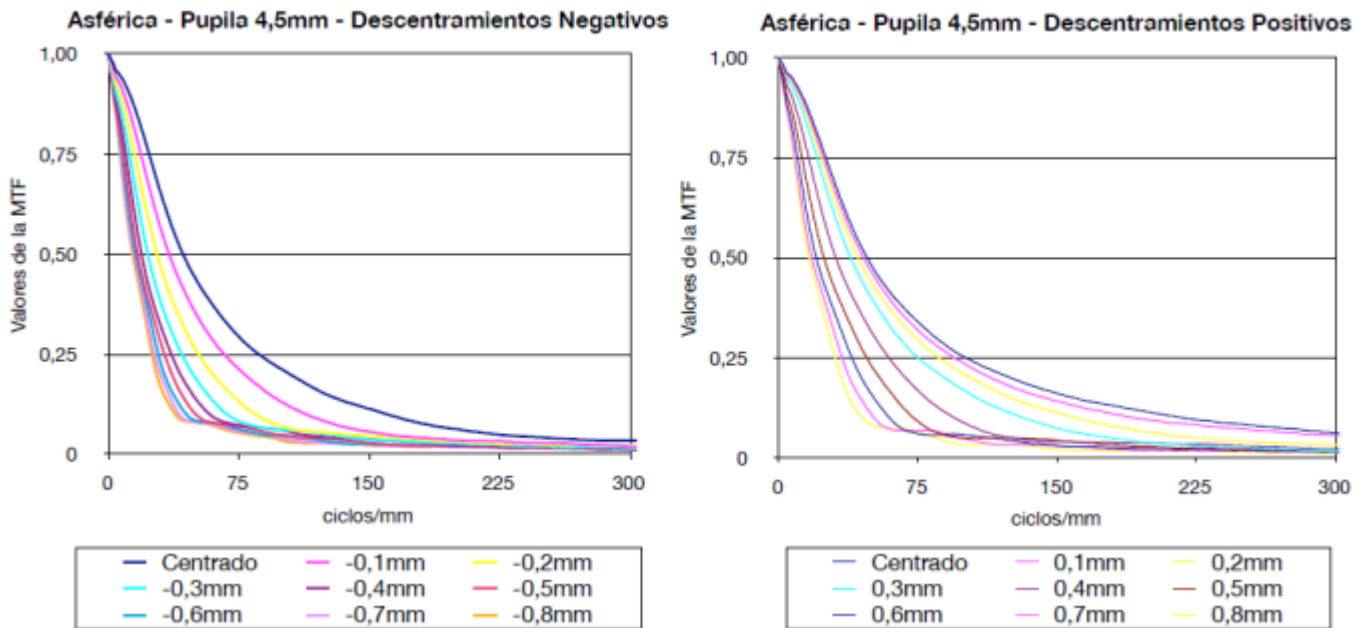


Figura 9. MTF de la LIO asférica con pupila de 4,5mm en cada punto de descentramiento.

Como se puede observar, las diferencias entre las MTFs de la LIO esférica y asférica son muy significativas.

En primer lugar, las figuras 8 y 9 nos muestran que en situación de centrado. La lente asférica proporciona una MTF claramente mayor que la de la LIO esférica. Por tanto, para una pupila de 4,5 mm, cuando la lente está centrada el comportamiento óptico de la LIO asférica es mejor que en el caso de la LIO esférica.

Aun así, de nuevo la MTF de la lente esférica no cae tanto si la comparamos con la lente asférica a medida que el descentramiento va aumentando. Esto se observa de forma muy clara en la MTF obtenida para el mayor descentramiento posible (0,8 mm).

6. Discusión y conclusiones.

Los resultados obtenidos con ambas lentes son significativamente diferentes, tanto en lo que respecta al caso de la LIO perfectamente centrada, como a la pérdida de calidad de la imagen obtenida según el rango de descentramiento de la LIO. Esto nos permitirá analizar cuál de los dos diseños es más robusto en presencia de este error.

Para evidenciar de manera más clara las diferencias comentadas en los apartados anteriores, podemos representar la MTF obtenida en la posición de mejor centrado y con la LIO descentrada al máximo.

Empezaremos comparando las funciones que nos muestran la calidad de la imagen estando centrada, primero con la pupila de 3 mm, seguida de la pupila de 4,5mm.

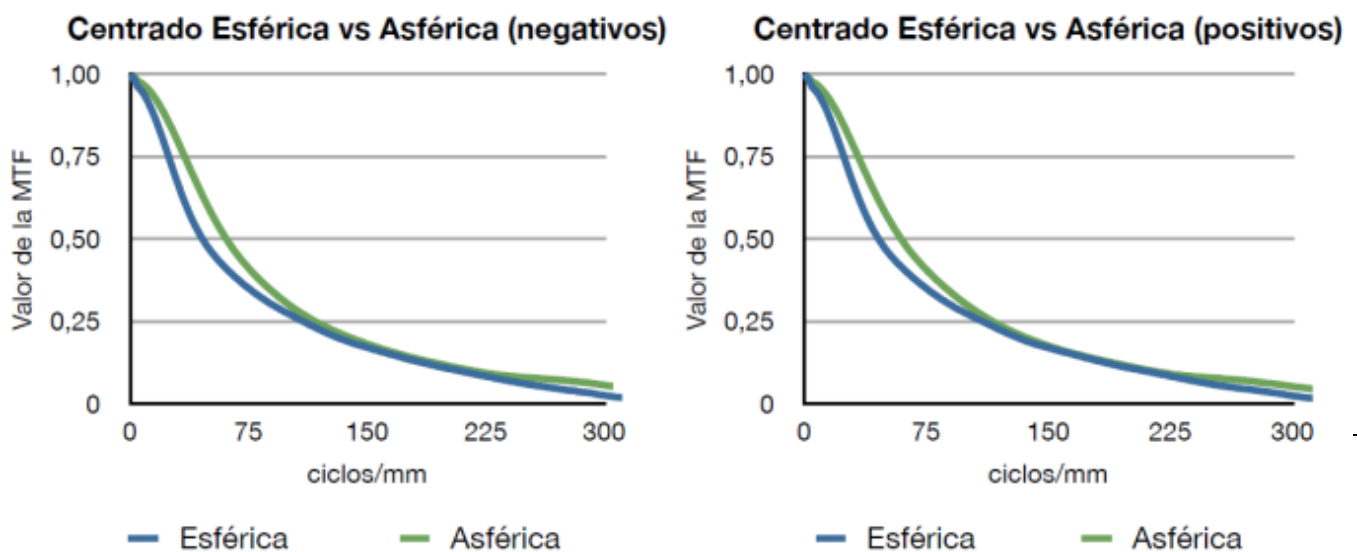


Figura 10. Comparación de la MTF centrada entre esférica y asférica con pupila de 3mm.

En esta figura (Fig.10) podemos observar cómo con una pupila de 3 mm y con las LIO centradas, obtenemos una MTF levemente mejor con la lente asférica con una diferencia pequeña entre las MTFs (se superponen en las frecuencias espaciales altas).

En la siguiente figura (Fig.11) se muestran las MTF centradas pero a diferencia del caso anterior, esta vez en el caso de trabajar con una pupila de 4,5mm

Al trabajar con la pupila de 4,5 mm (y estando las LIOs centradas) entran en juego tanto la aberración esférica de la córnea (positiva) como de las propias LIOs (positiva en el caso de la lente esférica y negativa en el de la asférica). En estas condiciones se puede observar claramente como la MTF de la lente asférica es claramente mayor hasta frecuencias de 150 c/mm y por tanto calidad de las imágenes obtenidas con la LIO de diseño asférico es claramente superior a las de la LIO de carácter esférico.

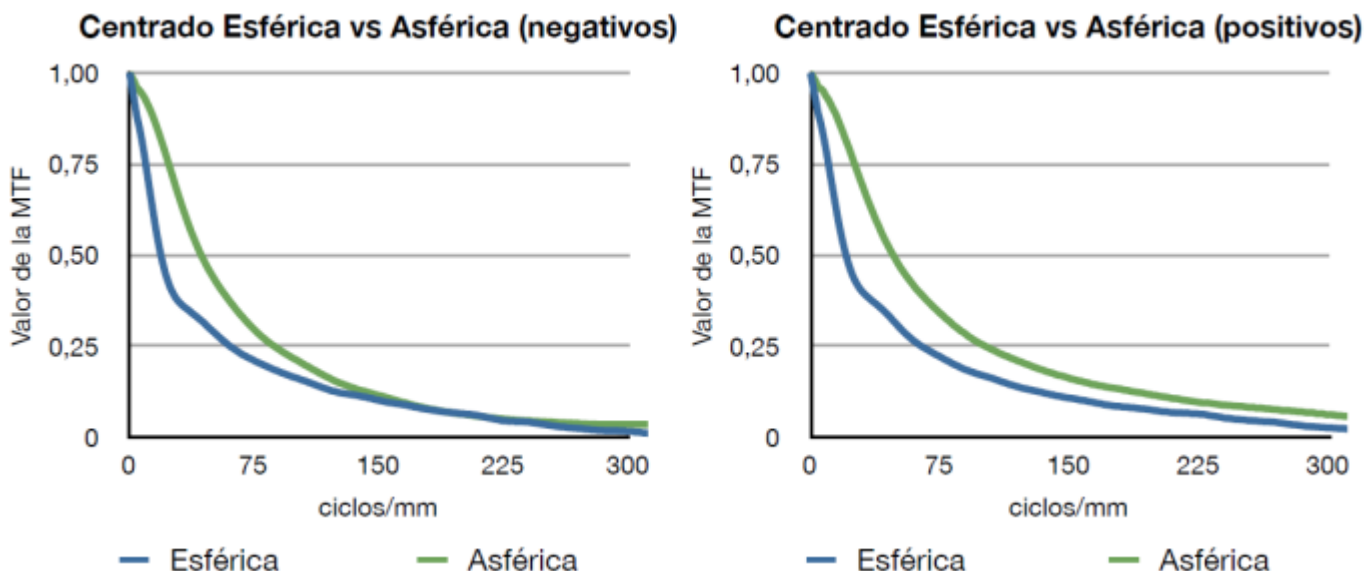


Figura 11. Comparación de la MTF centrada entre esférica y asférica con pupila 4,5mm.

Una vez discutidas las calidades de las imágenes mediante las MTFs en el caso de las lentes centradas, se analizan a continuación la disminución de la calidad óptica en el caso de máximo descentramiento de las LIO.

Empezaremos por el caso de pupila de 3mm.

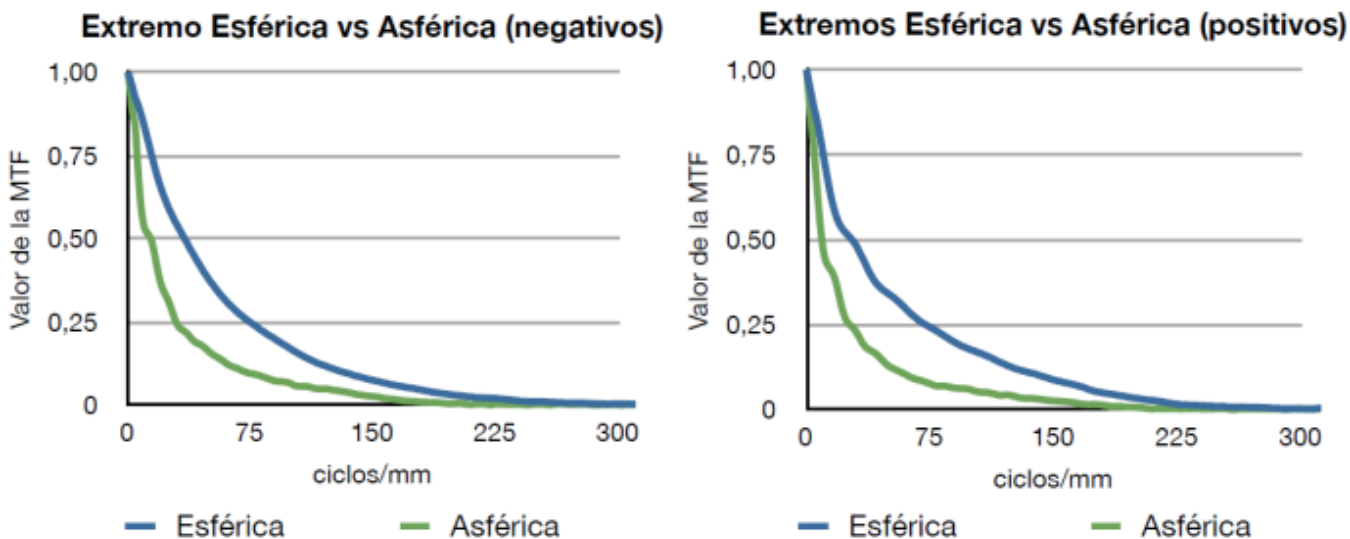


Figura 12. Comparación de las MTFs en condición de máximo descentramiento (± 1.6 mm) de las LIOs esférica y asférica con pupila 3mm.

En el caso de la pupila de 3 mm, este desplazamiento máximo es de 1,6 mm y tanto en los descentramientos negativos como en los positivos se puede observar que la LIO que pierde más calidad y por tanto su MTF es notablemente inferior, es en el caso de la lente asférica. La lente esférica es mucho más robusta en esta situación, con su MTF muy parecida al caso centrado.

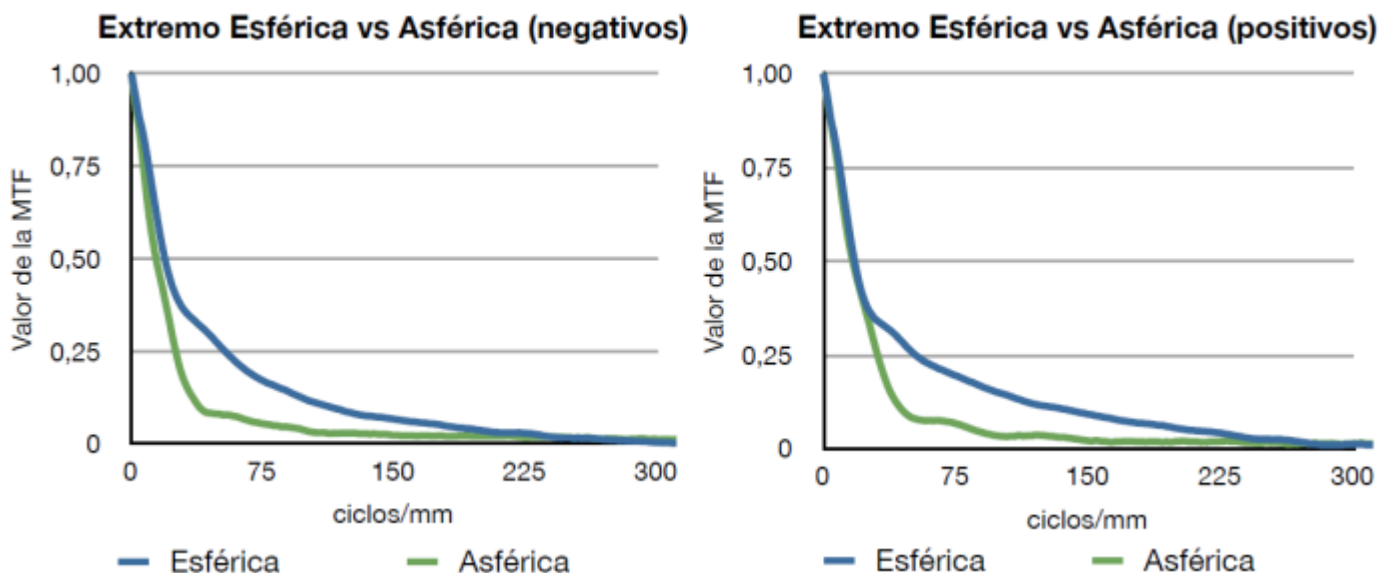


Figura 13. Comparación de las MTFs en condición de máximo descentramiento (± 0.8 mm) de las LIOs esférica y asférica con pupila de 4,5mm.

En la Fig. 13 se muestran también las MTFs con las LIOs en sus posiciones de máximo descentramiento pero en este caso son los datos obtenidos al trabajar con la pupila de 4,5mm.

Con la pupila de 4,5 mm, también se observa la diferencia entre la calidad de la lente asférica, que es inferior a la esférica.

Como en este caso las aberraciones son mayores, la caída de la MTF también es más significativa, con lo que se evidencia de manera clara que la lente asférica no soporta grandes descentramientos sin comprometer la calidad de la imagen que forma.

Para completar estos resultados, compararemos las MTFs de cada LIO en condición de centrado frente a su máximo descentramiento.

Los resultados se muestran en las Figuras 14 a la 17, primero al trabajar con pupila de 3mm (Figs. 14 y 15), seguidas del caso de la pupila de 4,5mm (Fig. 16 y 17).

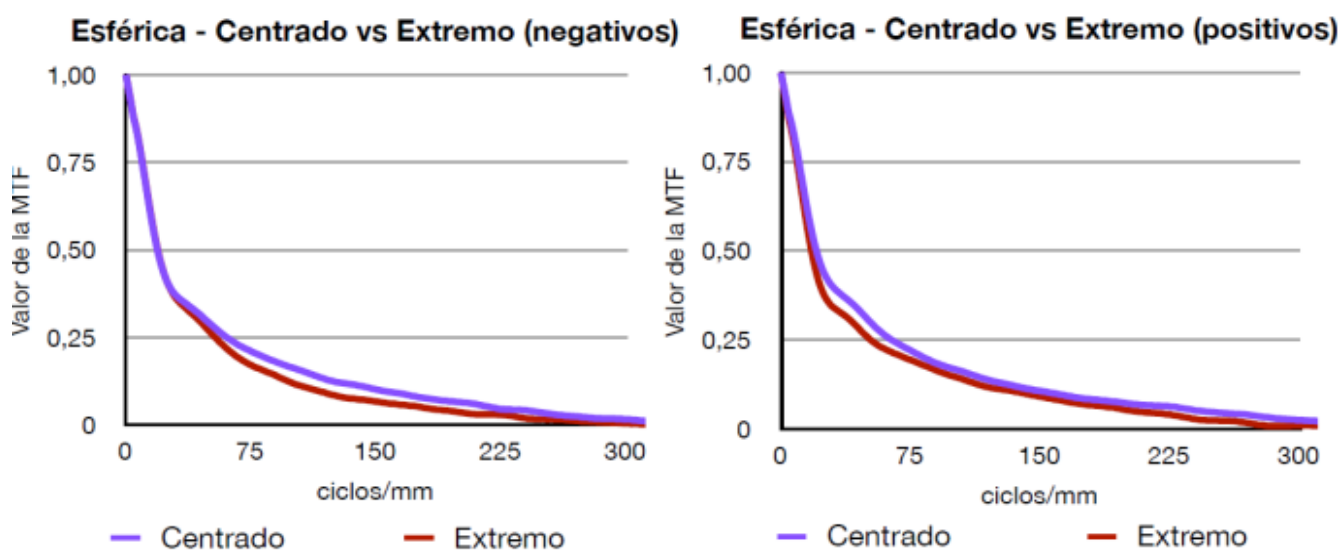


Figura 14. Comparación del centro vs extremo de la MTF de la LIO esférica en pupila de 3mm.

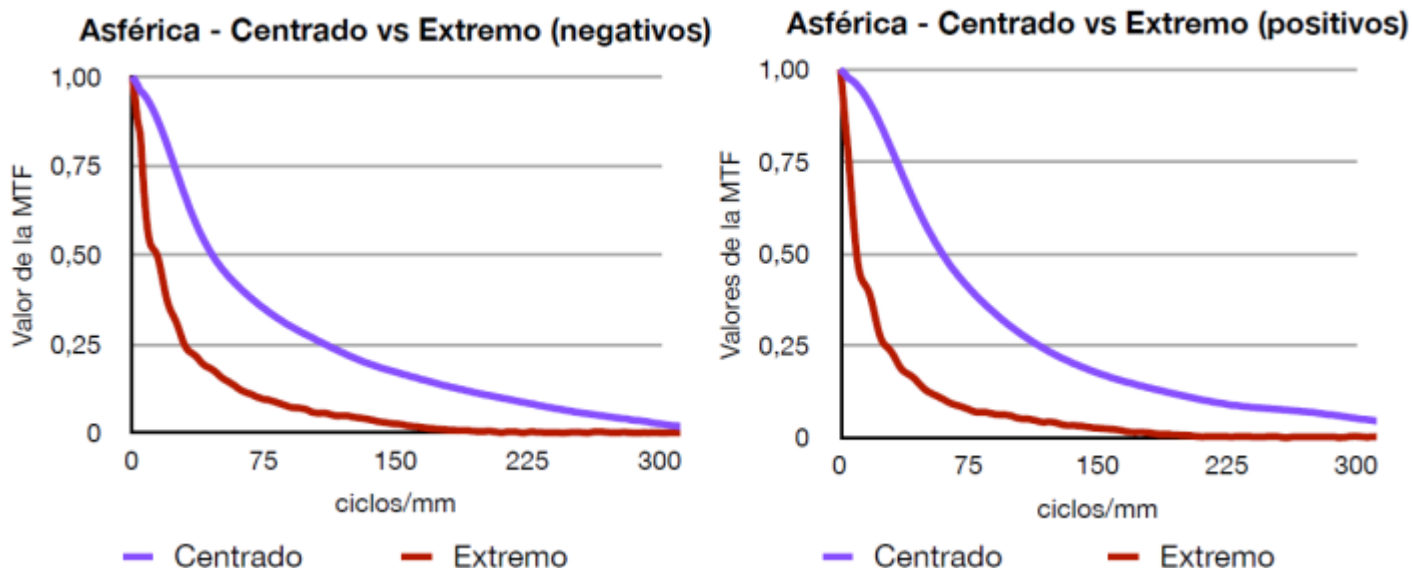


Figura 15. Comparación del centro vs extremo de la MTF de la LIO asférica en pupila de 3mm.

Como se puede observar claramente (Fig.14), la caída de la MTF en el caso de la LIO esférica respecto a su centrado, es muy inferior a la de la lente asférica (Fig.15). Aunque esto se podía apreciar en las gráficas anteriores, en estas el resultado queda mucho más claro.

Ahora podemos comparar los mismos valores que se acaban de comentar pero en el caso de la pupila de 4,5 mm.

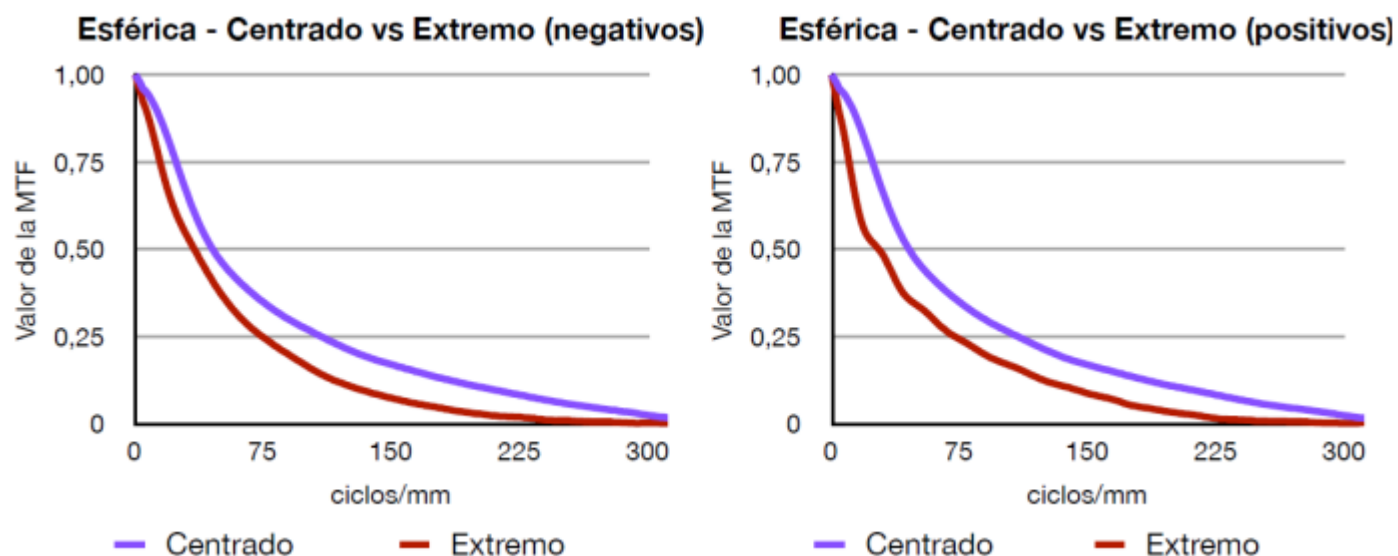


Figura 16. Comparación del centro vs extremo de la MTF de la LIO esférica en pupila de 4,5mm.

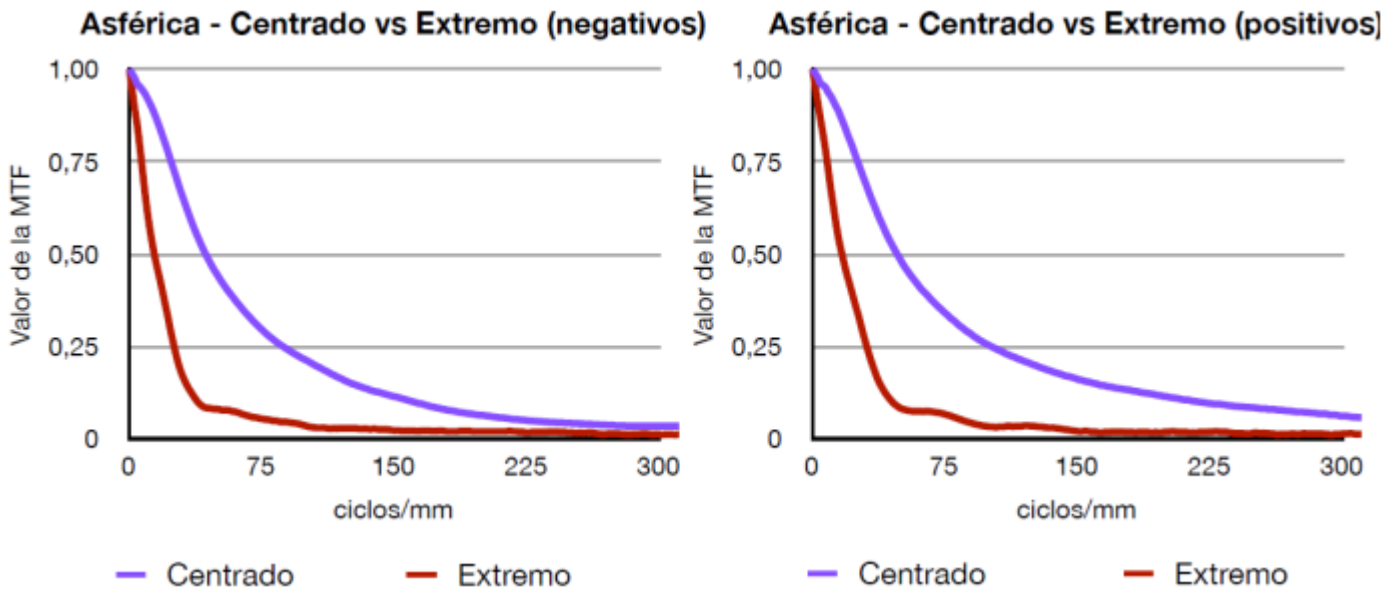


Figura 17. Comparación del centro vs extremo de la MTF de la LIO asférica en pupila de 4,5mm.

La primera figura (Fig.16), que se corresponde a la Lente esférica, nos muestra que pese a que la MTF en la condición de centrado es más baja que con la LIO asférica, la MTF en la posición de máximo descentramiento tiene prácticamente los mismos valores, ya que incluso se superponen en muchos de sus puntos. Por tanto, aunque la calidad inicial no sea la mejor, su robustez frente a al descentramiento es alta.

En cambio en la lente asférica (Fig.17), hay una notable diferencia de calidad entre la condición de mejor centrado y descentramiento máximo, haciendo que en este caso los valores de MTF sean próximos a cero incluso para bajas frecuencias espaciales. Concluimos por tanto que aunque la calidad de la imagen con la LIO centrada sea superior al caso de la LIO esférica, la lente asférica es muy poco robusta frente a descentramientos.

Con el fin de mostrar estos resultados en una nomenclatura más próxima a la práctica clínica se puede convertir la escala del eje de frecuencias espaciales de ciclos/mm a ciclos/grado. Para ello usamos la fórmula: [Mitjá 2009]:

$$\omega_{cpg} = \left[\frac{1}{\arctg\left(\frac{1}{f \cdot \omega_{cpmm}}\right)} \right]$$

Siendo ω_{cpmm} , la frecuencia espacial en ciclos/mm, f la focal del ojo modelo con la LIO y ω_{cpg} la frecuencia espacial en ciclos por grado. Así, 29 y 59 ciclos/mm en nuestro ojo modelo equivalen a las frecuencias de 15 y 30 ciclos/mm respectivamente. Estos valores corresponden a las agudezas visuales decimales de 0.5 y 1.0 respectivamente, tal como se explica en el Anexo 3.

En la Fig. 18 se muestran, para las dos pupilas, los valores de las MTFs a las frecuencias de 15 y 30 ciclos/grado en función del descentramiento de la LIO.

Al ser los valores de 15 ciclos/grado y 30 ciclos/grado los correspondientes a las agudezas visuales (AV) de 0,5 y 1 respectivamente, la Fig. 18 nos indica de manera más próxima a la práctica clínica, la calidad de la imagen que se obtiene con cada lente en función de la pupila y el valor del descentramiento.

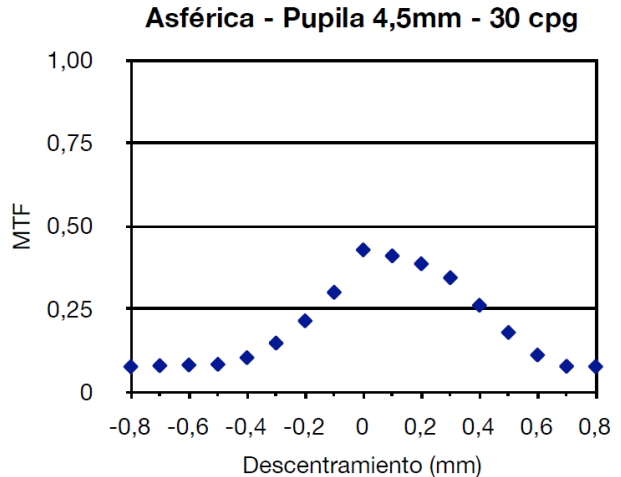
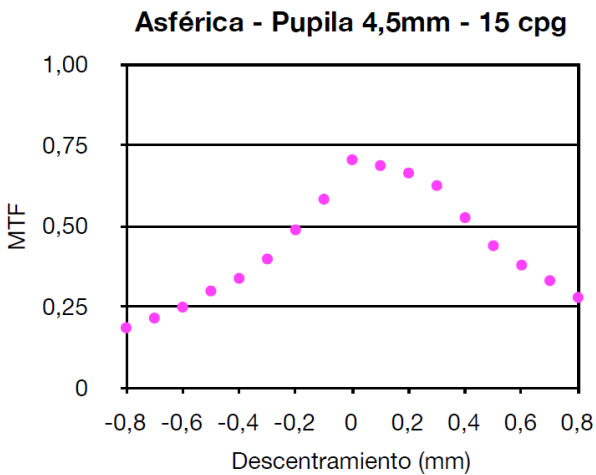
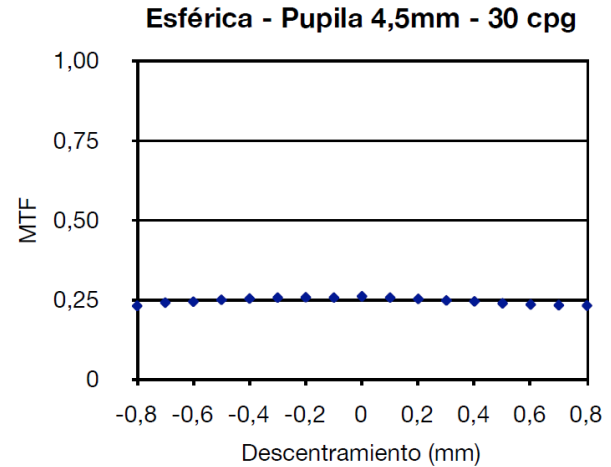
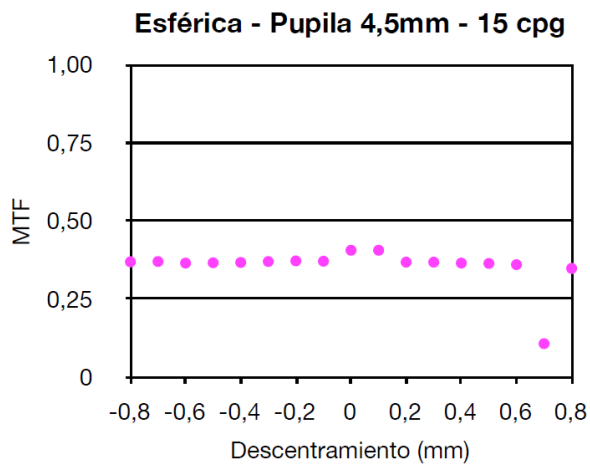
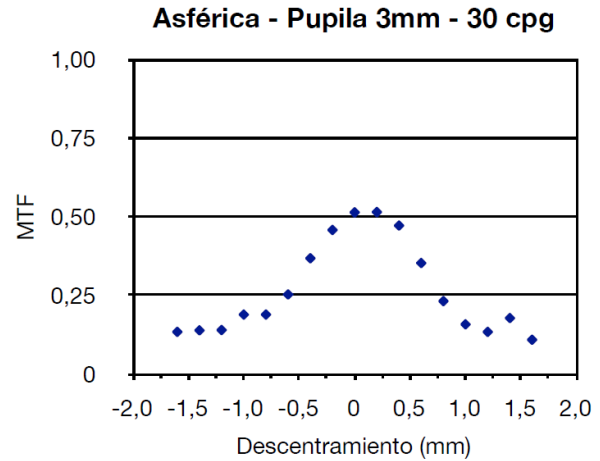
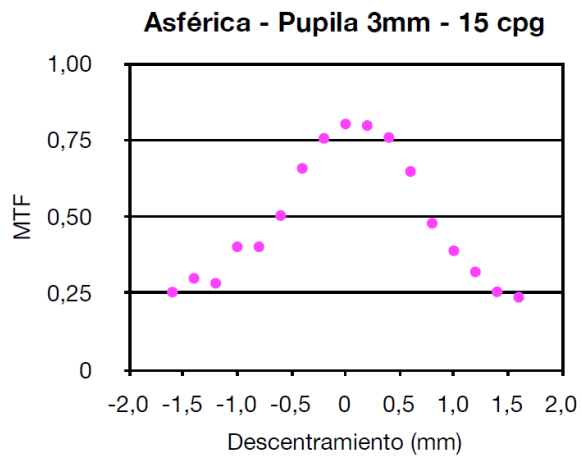
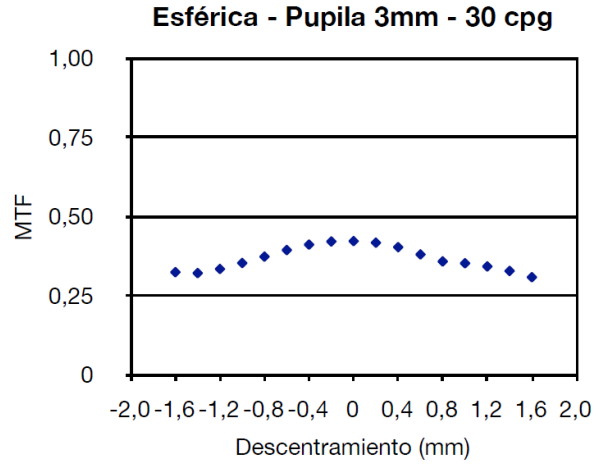
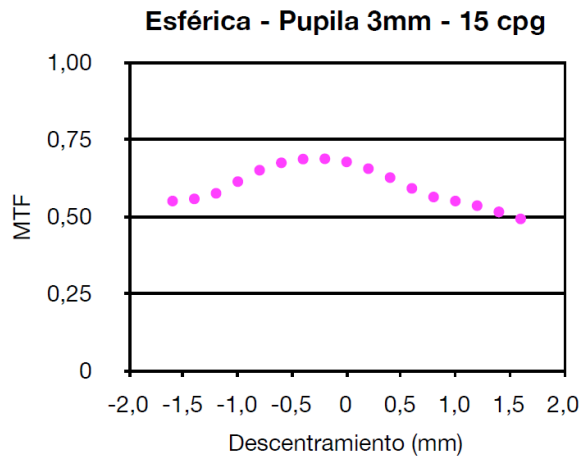


Figura 18. MTF en los valores 15 cpq y en 30 cpq, con pupila de 3mm y de 4,5mm.

De nuevo se remarca la clara diferencia entre los resultados con cada LIO. Estas gráficas confirman que con un buen centrado, la lente esférica tiene una MTF mayor que la esférica (y por tanto una calidad óptica superior), tanto más notoria cuanto mayor sea la pupila (de hecho la ventaja con pupila de 3 mm es ciertamente ligera). Por tanto, la *ventaja* en calidad óptica de la LIO esférica respecto a la esférica aumentará en pacientes con pupilas grandes. Este resultado tiene sentido porque al aumentar la pupila mayor es la aberración esférica del frente de ondas que incide sobre la LIO (ver Fig.3). Con la LIO esférica, hay una compensación de esta aberración y se mejora la calidad de la imagen, mientras que la LIO esférica introduce todavía más SA positiva generando imágenes de menos calidad y menor MTF.

Sin embargo, pese a tener una calidad de imagen inferior en centrado, la lente esférica es mucho más robusta frente a los descentramientos. La variación de la MTF respecto a la posición de centrado en la lente esférica al someterla a desplazamientos, es mucho menor que con la LIO de diseño esférico.

Conclusiones

La conclusión general de este trabajo es que la LIO de diseño esférico tiene mejor calidad óptica que la LIO esférica siempre que esté centrada. Sin embargo, esta mejor calidad es muy leve para pupilas menores o igual a de 3 mm. Como contrapartida hemos obtenido que la LIO esférica soporta un rango de descentramiento muy reducido por la inducción de aberraciones de alto orden especialmente el coma.

Por su parte, la LIO de diseño esférico, pese a no tener tan buena calidad óptica en condiciones de centrado óptimo (especialmente para pupilas a partir de 4.5 mm), es mucho más robusta que la lente esférica en lo que a descentramientos se refiere ya que mantiene una calidad de imagen muy similar incluso en condiciones de máximo descentramiento.

Estos resultados hacen plantearnos si realmente las LIO esféricas monofocales que suelen utilizarse más hoy en día en las cirugías de cataratas, son una buena elección para todo tipo de pacientes. Así, en pacientes con pupilas pequeñas (condiciones en las que hemos visto que las MTFs de las LIOs esférica y esférica eran prácticamente iguales) es probable que una LIO esférica presentara un mejor equilibrio entre calidad óptica y robustez frente a desplazamiento que una LIO esférica.

7. Bibliografía

[**Alba-Bueno 2011**] Alba-Bueno F, Vega F, Millán MS. Design of a test bench for intraocular lens optical characterization. Journal of Physics: conference 274 (2011) 012105. IOP Publishing]

[**Eppig 2009**] Eppig.T et al Effect of decentration and tilt on the image quality of aspheric intraocular lens designs in a model eye. J Cataract Refract Surg 2009; 35:1091-1100

[**García 2012**] García E. Análisis *in-vitro* de la eficiencia energética de las imágenes formadas por lentes intraoculares multifocales. Trabajo Final de Máster, 28-Junio-2012. Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa, UPC.

[**Holladay 2002**] Holladay JT et al. A new intraocular lens design to reduce spherical aberration of pseudophakic eyes. J Refract Surg 2002; 18:683-891]

[**Howes FW 2008**] Indications for lens surgery/indications for application of different lens surgery techniques. In: Yanoff M, Duker JS, eds. Ophthalmology. 3rd ed. St. Louis, Mo: Mosby Elsevier; 2008:chap 5.4.

[**McKelvie 2011**] McKelvie J et al. The influence of tilt, decentration and pupil size on the higher-order aberration profile of aspheric intraocular lenses. Ophthalmology 2011; 118:1724-1731

[**Mitjà 2009**] Mitjà, C., Escofet, J., Vega, F., "Relationships between lens performance and different sensor sizes in professional photographic still SLR cameras," Proceedings of SPIE Vol. 7428, 74280P (2009).

[**Pieh 2009**] Pieh S, Fiala W, Malz A, Stork W. In vitro strehl ratios with spherical, aberration-free, average, and customized spherical aberration-correcting intraocular lenses. Investigative Ophthalmology & Visual Science, March 2009, Vol. 50, No. 3

[**Rawer 2005**] Rawer R et al Imaging quality of intraocular lenses. J Cataract Refractive Surg 2005; 31:1618-1630]

[**UNE-EN ISO 1999**] Norma española UNE-EN ISO 11979-2:1999.

[**Vilaseca M., Urtubia C. 2011**] Apuntes de la asignatura de Psicofísica y Neurofisiología de la visión. Unidad 11: Visión espacial. Curso académico 2011-12. FOOT, UPC.

[**Zigler JS Jr, Datiles MB III 2011**] Pathogenesis of cataracts. In: Tasman W, Jaeger EA, eds. Duane's Ophthalmology. 15th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins; 2011:chap 72B.

<http://www.philipp-thom.de/blog/wp-content/uploads/2013/03/MIL-STD-150A.pdf>
[visitada el 16/05/13]

<http://www.laboratoriosthea.com/archivos/publicaciones/00064.pdf>
[visitada el 13/05/13]

<http://www.acrysofrestor-la.com/professional/full-range-of-vision.asp>
[visitada el 08/11/12]

8. Anexos

8.1 Anexo 1: Test USAF 1951

La carta USAF 1951 es un test de resolución conforme a la norma MIL-STD-150A estándar [MIL-STD-150A Military Standard Photographic Lenses, 1951], establecida por la Fuerza Aérea de los EE.UU. en 1951. Este test está ampliamente aceptado para determinar el poder de resolución de las imágenes creadas por sistemas ópticos como microscopios, cámaras o escáneres, aunque la norma MIL-STD-150A estándar fuese cancelada el 16 de octubre de 2006. El patrón consiste en grupos de 3 barras que varían sus dimensiones de mayor a menor tamaño (aumenta por tanto la frecuencia espacial). El último valor que el sistema óptico pueda discernir indica su máximo rango de resolución.

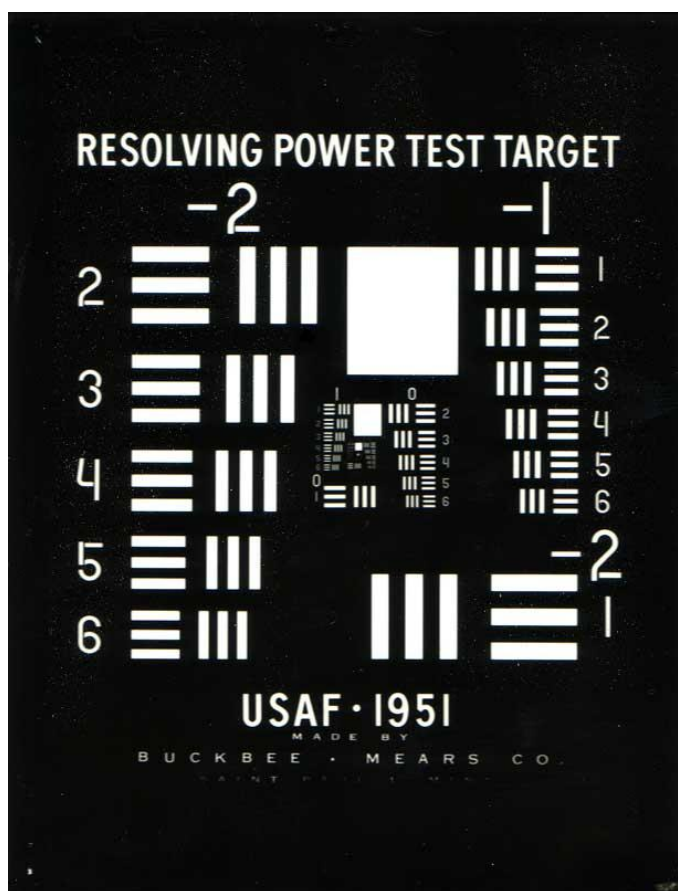


Figura 19: Test USAF 1951

El formato más habitual de la norma MIL-STD-150A consiste en seis grupos en patrones de tres capas. Los grupos mayores, que forman la primera capa, están localizados en los extremos del test. Las capas más pequeñas repiten el mismo patrón pero son progresivamente más pequeñas a medida que se acercan al centro. Cada grupo consiste en seis elementos, numerados del 1 al 6. En la misma capa, los grupos impares aparecen continuos desde el 1 al 6 de la esquina superior derecha. El primer elemento de los grupos pares se encuentra en la parte inferior derecha de la capa, con el restante del 2 al 6 de la izquierda.

Las escalas y dimensiones de las barras están dadas por la expresión *Resolución* $(lp/mm) = 2^{\text{grupo} + (\text{elemento} - 1) / 6}$, aunque por lo general se utilizará la siguiente tabla (Tabla anexo.1) de búsqueda. El par de líneas (lp) significa una línea negra y una línea blanca.

Número de par de líneas / mm en test de resolución USAF 1951												
Nº de grupo												
E	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0.25	0.50	1.00	2.00	4.00	8.00	16.0	32.0	64.0	128	256	512
2	0.28	0.56	1.12	2.24	4.49	8.98	17.9	36.0	71.8	144	287	575
3	0.31	0.63	1.26	2.52	5.04	10.1	20.1	40.3	80.6	161	323	645
4	0.35	0.70	1.41	2.83	5.66	11.3	22.6	45.3	90.5	181	362	-----
5	0.39	0.79	1.59	3.17	6.35	12.7	25.3	50.8	102	203	406	-----
6	0.44	0.89	1.78	3.56	7.13	14.3	28.5	57.0	114	228	456	-----

Tabla 9: Tabla de resolución según número de grupo y elemento.

8.2 Anexo 2: Aberración esférica (SA) corneal

En cualquier sistema óptico la refracción depende del ángulo de incidencia del haz de luz, de manera que la refracción es tanto mayor cuanto mayor sea el ángulo de incidencia.

La medida de las características ópticas del ojo muestra que, mientras el desenfoque y el astigmatismo son las aberraciones ópticas que más afectan a la imagen retiniana final, existen otro tipo de aberraciones denominadas de alto orden tales como la aberración esférica y el coma que también afectan a dicha imagen.

La combinación entre aberraciones de bajo (desenfoque y astigmatismo) y alto (esférica y coma) orden en un ojo dan como consecuencia diferente calidad óptica. Las aberraciones interaccionan tanto positiva como negativamente en la formación de la imagen retiniana final (Figura 20) De hecho, una combinación determinada de desenfoque y SA puede dar en un ojo mejor calidad en la imagen que en un ojo que presentara el desenfoque únicamente.

Por tanto, dependiendo del nivel de aberraciones ópticas presentes en un ojo y de su combinación la calidad de la imagen retiniana puede variar considerablemente.

La SA es una aberración de tipo monocromático de tercer orden que afecta de manera diferente a cada longitud de onda debido a la dispersión cromática del índice de refracción de los medios ópticos.

Este efecto es proporcional a la cuarta potencia del diámetro de la lente e inversamente proporcional al cubo de la longitud focal siendo mucho más pronunciado en sistemas ópticos de corta focal, como en las lentes de un microscopio.

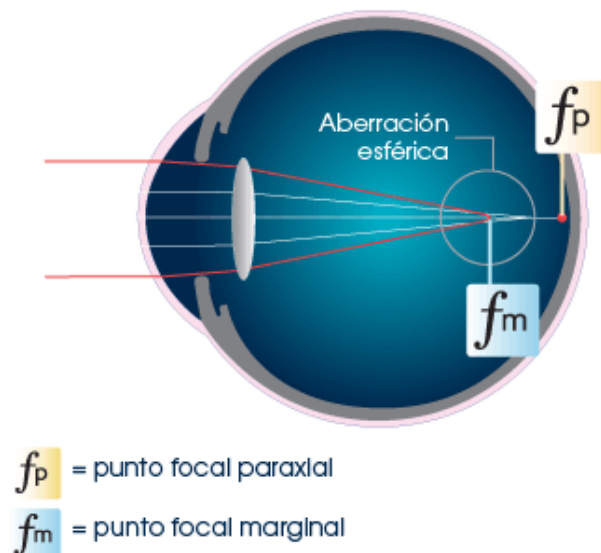


Figura 20: Imagen que muestra el punto focal causado por las aberraciones esféricas del sistema ocular.

Uno de los factores más importantes que afectan a la SA es el diámetro pupilar ya que es consecuencia de la diferente refracción para rayos marginales y centrales. La *miosis* que sólo permite la entrada de rayos centrales y paraxiales elimina prácticamente la SA.

Una de las formas más habituales de cuantificar la SA de la córnea es mediante el coeficiente de Zernike $c[4,0]$. En la Fig. 21 se muestran los valores estándar de la SA corneal media. Como podemos observar los valores son positivos y los más habituales son aquellos que oscilan entre $c[4,0]=+0.22\mu\text{m}$ y $c[4,0]=+0.32\mu\text{m}$

Esto nos indica que la córnea artificial que hemos utilizado en nuestro estudio está dentro de este rango de valores, por tanto se comporta acercándose mucho a una córnea promedio humana real.

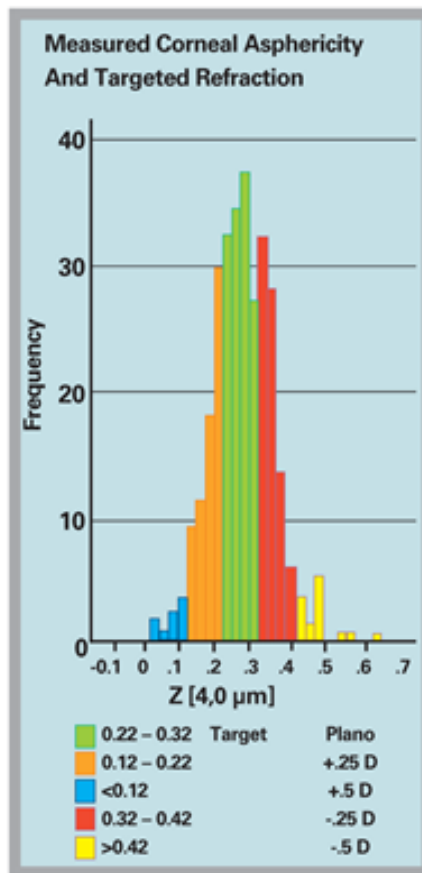


Figura 21. Valores estándar de la SA corneal media.

8.3 Anexo 3: Cálculo de la AV según los ciclos por grado de la MTF.

En primer lugar debemos tener en cuenta que en optometría la AV se define como la inversa del ángulo u expresado en minutos de arco ($'$).

El ángulo u es el ángulo obtenido al observar desde cierta distancia el mínimo detalle de un optotipo. Como trabajamos con ciclos con grado, en primer lugar debemos transformar estos minutos a grados, tal como muestra la primera fórmula de la Fig. 22. Una vez hallado el ángulo u ($'$), podremos obtener de forma directa a que AV equivale.

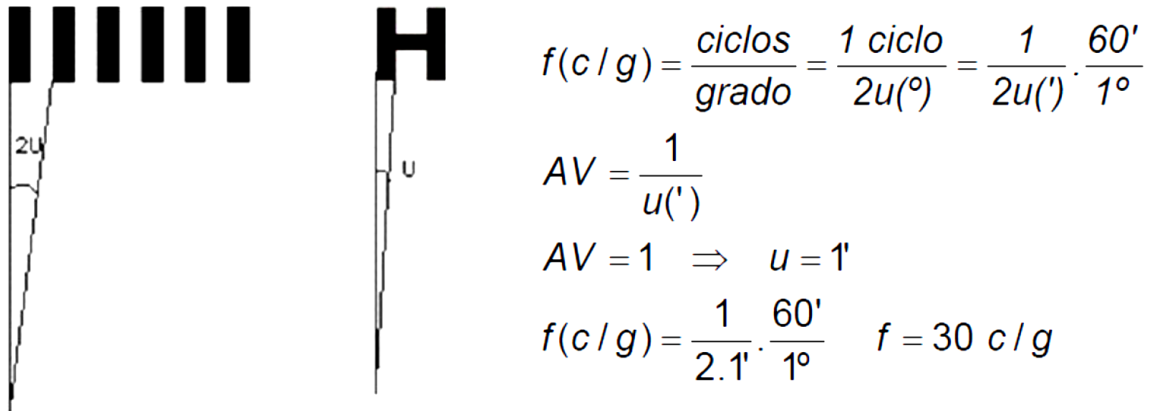


Figura 22. Ilustración que muestra gráficamente el ángulo u y ejemplo del cálculo para relacionar los cpg con la AV.

A continuación demostraremos a que AV corresponden los 30 y 15 cpg utilizados en la discusión del trabajo.

$$15 \text{ (cpg)} = \frac{1}{2u(^{\circ})} \cdot \frac{60'}{1^{\circ}}$$

$$u(^{\circ}) = 2$$

$$AV = \frac{1}{u(^{\circ})} = \frac{1}{2} = 0,5$$

Por tanto 15 cpg corresponden a una AV de 0,5.

$$30 \text{ (cpg)} = \frac{1}{2u(^{\circ})} \cdot \frac{60'}{1^{\circ}}$$

$$u(^{\circ}) = 1$$

$$AV = \frac{1}{u(^{\circ})} = \frac{1}{1} = 1$$

En el caso de 30 cpg comprobamos que se corresponde a una AV de la unidad.