



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 INCLINACIÓN.

JOAQUIM FERNÁNDEZ ROSÉS

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

30 DE ENERO DE 2014



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

El Sr. **Fidel Vega Lerín** como director del trabajo

CERTIFICAN

Que el Sr. **Joaquim Fernández Rosés** ha realizado bajo su supervisión el trabajo:

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

recogido en esta memoria para optar al título de grado en Óptica y Optometría.

Y para que conste, firmo este certificado.

Tutor del treball

Sr. Fidel Vega Lerín
Director/a del trabajo

Terrassa, 12 de Diciembre de 2013



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

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

RESUMEN

El cristalino de un ojo sano es una lente transparente que permite enfocar objetos situados a diferentes distancias. Este, crece a lo largo de la vida aumentando su tamaño y rigidez. Sin embargo, a medida que envejecemos, las proteínas que constituyen el cristalino empiezan a descomponerse y este se vuelve progresivamente más opaco formándose lo que se conoce como catarata. Esto provoca una disminución progresiva de la calidad visual del paciente, que se relaciona con cambios de graduación, un aumento de los deslumbramientos y una alteración de la visión cromática. La solución a todos estos problemas solo se puede lograr mediante cirugía.

La cirugía de cataratas consiste en sustituir el núcleo del cristalino por una lente intraocular (LIO), utilizando una técnica llamada facoemulsificación. Las LIOs monofocales implantadas pueden ser de diseño esférico o de diseño esférico. Durante la cirugía, es posible que la LIO quede con un cierto grado de inclinación lo que puede comprometer la calidad visual del paciente. Este trabajo consiste en comparar en banco óptico el comportamiento de una LIO monofocal esférica y el de una esférica en presencia de errores de inclinación.

Para ello se analizará la calidad óptica de las lentes utilizando 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 errores de inclinación. De este modo se podrá establecer la robustez de cada diseño frente a la inclinación. Una vez analizados todos los datos, se llega a la conclusión que la mejor imagen que podemos obtener cuando la lente está centrada se consigue con la de diseño esférico, en cambio, en máxima inclinación, la calidad de la imagen de ambas lentes son parecidas. Aún así, la lente esférica presenta claramente una mayor robustez.



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

COMPARACIÓ DE LA QUALITAT ÒPTICA DE LENTS INTRAOCULARS ESFÈRIQUES I ASFÈRIQUES EN PRESENCIA D'ERRORS D'INCLINACIÓ.

RESUM

El cristal·lí d'un ull sa és una lent transparent que permet enfocar objectes situats a diferents distàncies. Aquest, creix al llarg de la nostra vida augmentant la seva mida i rigidesa. No obstant, a mesura que envellim, les proteïnes que formen el cristal·lí comencen a descomposar-se i aquest es torna progressivament més opac formant-se el que es coneix com a cataracta. Això, provoca una disminució progressiva de la qualitat visual del pacient, que es relaciona amb canvis de graduació, un augment de l'enlluarnament i una alteració de la visió del color. La solució a tots aquests problemes només es pot aconseguir mitjançant la cirurgia. La cirurgia de cataractes implica substituir el nucli del cristal·lí per una lent intraocular (LIO), utilitzant una tècnica anomenada facoemulsificació. Les LIOs monofocals implantades poden ser de disseny esfèric o de disseny asfèric. Durant la cirurgia, és possible que la LIO quedi amb un cert grau d'inclinació i això pot comprometre la qualitat visual del pacient. Aquest treball consisteix en comparar en un banc òptic el comportament d'una LIO monofocal esfèrica i el d'una asfèrica en presència d'errors d'inclinació. Per a dur a terme això, s'analitzarà la qualitat òptica de les lents utilitzant mètriques de qualitat 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 errors d'inclinació. D'aquesta manera es podrà establir la robustesa de cada disseny en front al error d'inclinació. Un cop analitzades totes les dades, s'arriba a la conclusió que la millor imatge que podem obtenir quant la lent està ben centrada s'aconsegueix mitjançant la lent de disseny asfèric, en canvi, en màxima inclinació, la qualitat d'ambdues lents són semblants. Tot i així, la lent esfèrica presenta clarament una major robustesa.



GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

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

ABSTRACT

The lens of a healthy eye is a transparent lens that allows focusing objects at different distances. This, grows throughout life increasing in size and rigidity. However, as we get older, proteins in the lens begin to decompose and this becomes progressively more opaque forming what is known as a cataract. This causes a progressive decrease in the patient's visual quality, which is related to changes graduation, increased glare and impaired color vision. The solution to all these problems can only be achieved by surgery.

Cataract surgery consists in replacing the nucleus of the lens with an intraocular lens (IOL), using a technique called phacoemulsification. Monofocal IOLs implanted design can be either spherical or aspherical. During surgery, the IOL may stay with a certain degree of inclination which can compromise the patient's visual quality. This paper aims to compare at an optical bench the behavior of a spherical monofocal IOLs and an aspheric monofocal IOL in the presence of tilt. To do this, is analyzed the optical quality of the lenses using metrics as the point spread function (PSF) and modulation transfer function (MTF) of the system. It will be assessed which of these two lenses has a better optical quality under a proper centering of the IOL as well as with tilt. In this way, the robustness against tilt 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, instead on maximum tilt the image quality for both lenses are similar. However, the spherical lens has clearly increased robustness.

Índice

1. Abstract	1
2. Introducción, Estado del arte	5
3. Objetivo del trabajo	8
4. Sistema experimental:	
4.1- Descripción del Banco Óptico con el Ojo artificial. Norma ISO. Cornea artificial con aberración esférica.	9
4.2- Caracterización de la calidad óptica de las LIOs mediante la MTF.	12
4.3- Características de las LIOs utilizadas en el estudio: SN60AT Esférica vs SN60WF Asférica, Potencia, Material (índice de refracción)	13
4.4- Centrado de las LIOs. Inclinación y desplazamiento compensatorio.	14
5. Resultados experimentales:	
5.1- Pupila 3 mm: LIO esférica vs asférica. Imágenes del pinhole y del test USAF en función de la inclinación de la LIO. MTFs.	15
5.2- Pupila 4,5mm: LIO SN60AT esférica vs SN60WF asférica. Imágenes del pinhole y del test USAF en función de la inclinación de la LIO. MTFs.	20
6. Discusión y conclusiones	25
7. Bibliografía	33
8. Anexos:	
8.1 Test USAF 1951.	34
8.2 Aberración esférica corneal (SA)	36
8.3 Cálculo de la AV según los ciclos por grado de la MTF	38

Agradecimientos:

Para poder realizar este trabajo final de grado de la mejor manera posible ha sido necesario el apoyo de muchas personas a las cuales quiero agradecer.

En primer lugar debo agradecer de manera especial y sincera al Profesor Fidel Vega Lerín por aceptarme para realizar este trabajo bajo su dirección. Su apoyo y confianza, y su capacidad para guiar mis ideas ha sido un aporte invaluable.

Quiero expresar también mi más sincero agradecimiento a Francisco Alba por su importante aporte y participación activa.

También 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.

Y finalmente pero no menos importante, a Alba Herrero por la toma de medidas.

¡Muchas gracias!

Joaquim Fernández Rosés

1. Abstract

Introduction

In the eye, the crystalline lens provides the ability of focusing objects placed at different distances in a process referred as accommodation. This process allows the lens to change its refractive power under the action of the ciliary muscle. The crystalline grows throughout life increasing in size and rigidity. Due to this growth the accommodation capability decreases with age causing presbyopia from 40-45 years old. Then, and an external optical correction is often needed to focus at objects located at near distances.

At the same time, proteins in the lens begin to decompose and this becomes progressively more opaque forming what is known as a cataract. This causes a progressive vision decline, which is related to changes graduation, increased glare and impaired color vision.

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.

In an immature cataract, there are several things that a person can do to tackle with this problem, for exemple changing glasses graduation, use therapeutic filters, improve lighting, and wear sunglasses.

However, when the cataract is mature the only treatment 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.

Ultrasonic Phacoemulsification is the most used technique to date. This 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, the vast majority of the implanted IOLs are 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 after the surgery [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 tilt 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 mean range of values for postoperative tilt goes from 0,20 to 8,17 degrees with an average value of $2,62 \pm 1,14$ degrees (standard deviation).

This work aims to compare at an optical bench the behavior of a spherical monofocal IOLs versus aspheric monofocal ones in presence of tilt. To do this, quality metrics were used as the point spread function (PSF) and modulation transfer function (MTF) of the system. It will be assessed which of these two lenses has a better optical quality under a proper centering of the IOL as well as with tilt. In this way, the robustness against tilt for each design will be established.

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, School 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 corneal 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 under test 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 in aqueous), 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 μm .

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, when both lenses are perfectly centered without tilt, we can appreciate that the aspheric lens provides higher image quality with lower aberration if it is compared with the image produced by the spherical lens.

In presence of tilt, by analyzing the images obtained with the USAF test, it can be seen that the quality loss is less noticeable in the case of the spherical IOL than in the aspheric IOL one.

Comparing the images of the pinhole test, in the case of spherical IOL, a certain "blur" mainly linked to the presence of spherical aberration occurs. In contrast, for the aspherical lens it is observed, for both pupils, coma aberration.

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

Without tilt, the MTF of the aspheric IOL shows that its optical quality is practically equal to the spherical lens for small pupils but 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 tilt errors. This is clearly evidenced in the MTF obtained with the highest tilt.

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 tilt range of the lens. This allows us to analyze which of the two lens designs (spherical or aspherical) is more robust in the presence of this error.

With the smallest pupil of 3 mm, and for either negative or positive tilts, it is shown that the quality of the images produced by the aspheric IOL is quickly reduced, the larger the tilt the more important the degradation of the images. On the contrary, the spherical IOL is more robust in the presence of tilt errors because the quality of their images and the corresponding MTFs are very similar when the lens is centered or tilted.

Likewise, without tilting the aspheric lens produces better image and as the pupil diameter increases the larger the differences in favour of the aspheric design.

With the largest pupil of 4.5 mm (i.e., upon conditions of higher aberrations), the fall of the MTFs of the aspheric IOL for increasing values of tilt is also significant, and as formerly showed, the aspheric IOL does not support higher values of tilt 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 MTFs for higher tilts are practically the same. Therefore, although the initial quality is not the best, its robustness against tilt is higher than the aspheric IOL. This is in much contrast with the aspheric IOL,

where we found a remarkable difference in image quality between the best centered position and maximum tilt.

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 tilt.

Conclusions

The general conclusion from this work is that aspherical IOL design has better optical quality than spherical IOL when both are well centered and not tilted. However, this better quality is very tiny for pupils smaller than or equal to 3mm.

Moreover, as for the maximum inclination tested (8°), the MTFs of both lenses are very similar and therefore they have a similar optical quality in these conditions.

The spherical IOL design, despite having a slightly worse optical quality under optimal centering (especially for pupils from 4,5mm), is comparatively more robust than the aspheric lens in regard to tilt errors since it maintains image quality very similar even at maximum tilt.

Instead, the aspheric IOL when is centered without tilt, starts with a higher quality, but it degrades rapidly (less robust).

These results, do ask ourselves the continued use of aspheric monofocal IOLs, when there can occur tilt mistakes upon the IOL implantation.

Finally, our results suggest that in patients with large pupils, and for tilt errors commonly found in clinical practice (up to $2,62 \pm 1,14$ degrees in average), it is more likely that an aspheric IOL may outperforms an IOL of spherical design.

2. Introducción, Estado del Arte.

El cristalino de un ojo sano es una lente transparente que permite enfocar objetos situados a diferentes distancias gracias a la acomodación. Esta capacidad permite que la lente pueda cambiar su potencia dioptrica gracias al músculo ciliar y por lo tanto mantener imágenes nítidas en la retina. A lo largo de la vida, el cristalino crece aumentando su tamaño y rigidez, debido a este crecimiento, la capacidad de acomodar disminuye con la edad causando la presbicia entre los 40-45 años. A partir de esta edad, es necesaria una corrección óptica externa para poder enfocar los objetos situados a distancias cercanas. Sin embargo, a medida que envejecemos, las proteínas que constituyen el cristalino empiezan a descomponerse y este se vuelve progresivamente más opaco formándose lo que se conoce como catarata. Esto provoca una disminución visual progresiva, que se relaciona con cambios de graduación, un aumento de los deslumbramientos y una alteración de la visión cromática.

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. Aún así, en muchos casos, la causa de la catarata se desconoce.

Durante el transcurso, las cataratas en los adultos se desarrollan de manera lenta y sin dolor y por tanto la visión en el ojo u ojos afectados empeora también de manera lenta. Normalmente, a los 60 años aparece una opacidad leve en el cristalino que no causa problemas significativos en la visión, pero a partir de los 75 años, la mayoría de las personas tienen cataratas que afectan muy negativamente a su visión.

Alguno de los síntomas más significativos que se tiene durante la progresión de la catarata es 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.

Para aliviar estos síntomas, en una catarata inmadura, hay varias cosas que una persona puede hacer para desenvolverse con la mayor normalidad posible, como por ejemplo cambiar la graduación de sus gafas, usar filtros terapéuticos, mejorar la iluminación, y sobretodo llevar gafas de sol para que los deslumbramientos no sean tan molestos.

Sin embargo, cuando la catarata ya es muy madura, el único tratamiento efectivo es el de sustituir el núcleo del cristalino por una lente intraocular (LIO) gracias a una técnica llamada 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.

Para la implantación de la LIO, antiguamente se extraía el cristalino en su totalidad junto con el saco capsular (técnica intracapsular) realizando una incisión muy grande en la córnea (la cual inducía mucho astigmatismo). Al eliminar el cristalino en su totalidad, esta técnica dejaba afáquico al ojo, lo cual se compensaba con unas potentes gafas o lentes de contacto que limitaban mucho su agudeza visual, campo visual y estereopsis. Posteriormente se optó por implantar la lente intraocular (LIO) en cámara anterior, lo que, aunque mejoraba la visión, favorecía los reflejos, por lo que el resultado visual no era el

esperado. Por otro lado, también se producían daños a nivel del endotelio corneal por el posicionamiento de la LIO.

En 1949 fue Harold Ridley quien 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 técnica más utilizada hasta la actualidad es la “facoemulsificación con ultrasonidos”. El hecho de que sea una técnica mínimamente invasiva facilita una rápida recuperación. Esta técnica fue realizada por primera vez por el Dr. Charles Kelman en 1976, quien utilizó una sonda de ultrasonidos para extraer el cristalino. Anteriormente, tal y como se ha dicho, 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. (Herrero, 2013)

Todo esto se realiza bajo anestesia tópica (gotas en el ojo durante la cirugía), lo que no obliga a que los pacientes dejen de tomar su medicación habitual, ya que tampoco se sangra durante la intervención y no se requiere de un preoperatorio previo.

Cabe señalar, que recientemente se ha introducido el láser de femtosegundo (“femtofaco”) que realiza los pasos de incisiones corneales y arcuatas, capsulotomía y fragmentación de cristalino, aportando una mayor seguridad, precisión y rapidez al proceso, minimizándose los daños que pueden causar. El resto de la cirugía es igual que lo explicado anteriormente.

Tal y como ya se ha comentado, la técnica de la intervención ha mejorado mucho, pero otro de los factores que también ha evolucionado ha sido el diseño de las lentes intraoculares, las cuales cubren un amplio rango de potencias para compensar simultáneamente la visión de lejos y cerca, además del astigmatismo. Cada casa comercial ha contribuido a este avance, aportando diseños con diferentes ventajas. Seguidamente, se nombrarán los tipos de lentes intraoculares existentes en el mercado. Es importante una buena selección del paciente, así como un buen cálculo de la lente a través de las pruebas preoperatorias previas realizadas por el óptico-optometrista, así como ofrecer una información correcta y muy precisa sobre las LIO a los pacientes, con el fin de no despertar falsas expectativas sobre las mismas.

Existe una gran variedad de lentes intraoculares que se pueden utilizar durante la cirugía de catarata. Los grandes grupos son, las lentes monofocales, las acomodativas, las multifocales y bifocales, las tóricas monofocales, y las tóricas bifocales/multifocales.

Sin embargo, 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 después de la cirugía [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 inclinación 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 errores de inclinación van de 0,20 a 8,17 grados con un valor medio de $2,62 \pm 1,14$ grados (desviación estándar)

Nuestro trabajo consistirá en comparar en banco óptico [Rawer 2005] el comportamiento de una LIO monofocal esférica versus a una esférica en presencia de errores de inclinación. 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 errores de inclinación. De modo se podrá establecer la robustez de cada diseño frente a la inclinación.

3. Objetivo del trabajo

3.1 General

El objetivo general 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 inclinación. 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 esférica (SN60WF). La comparación entre las lentes nos debe permitir establecer qué diseño es más robusto frente a errores de inclinación y cual nos proporciona mejor calidad óptica.

Para lograr este objetivo se obtendrán las funciones 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 formadas por cada una de las lentes en presencia de errores de inclinación. 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)

- Un colimador (fuente de luz y test objeto).
- 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.
- Un instrumento de medida como un microscopio junto con una cámara CCD para la captura de las imágenes.

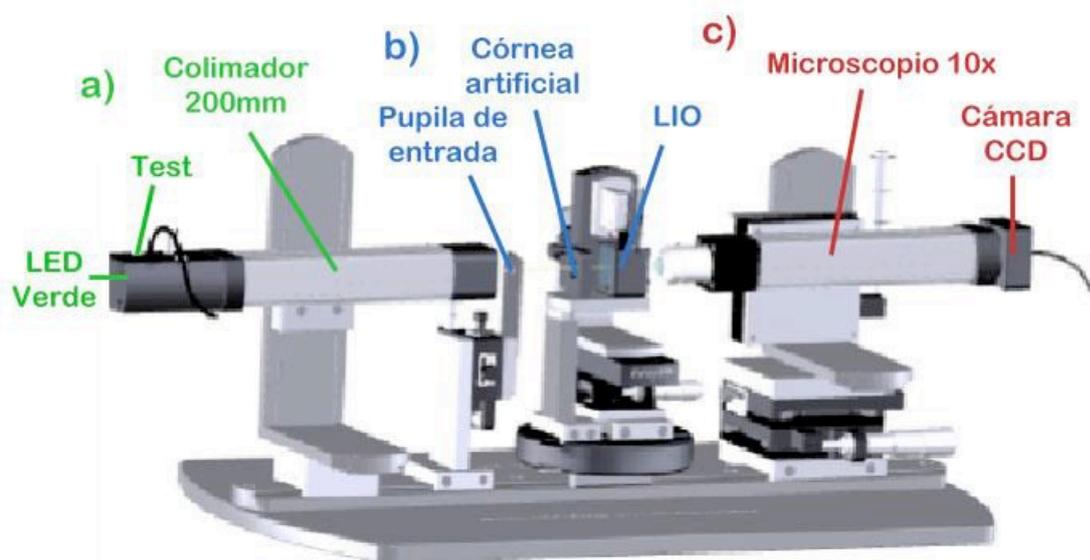


Figura 1. Esquema del banco óptico utilizado para las medidas

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.

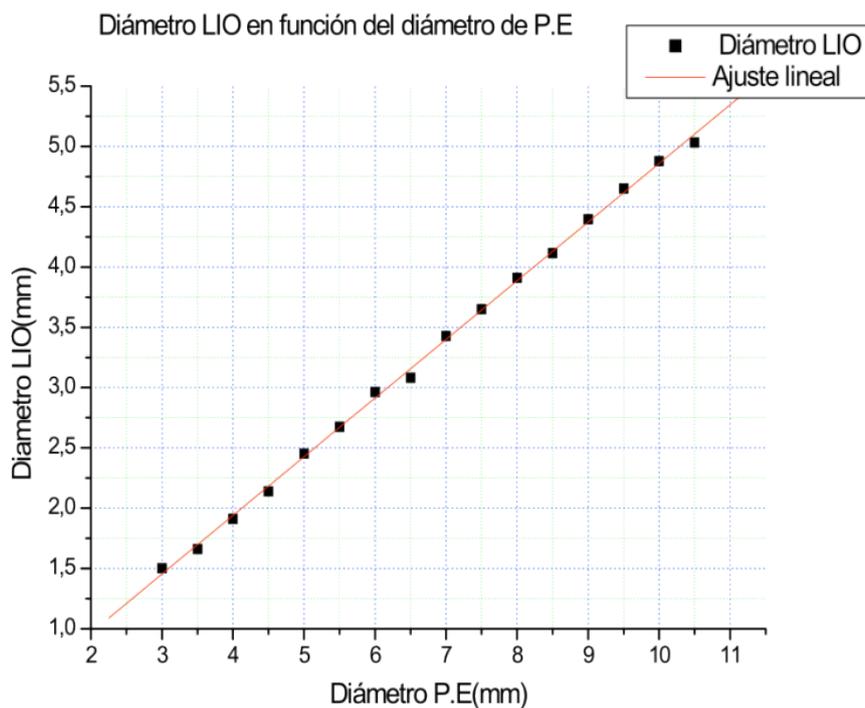


Figura 2. Relación entre la PE y el diámetro del haz en la LIO.

- 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 esféricas: 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

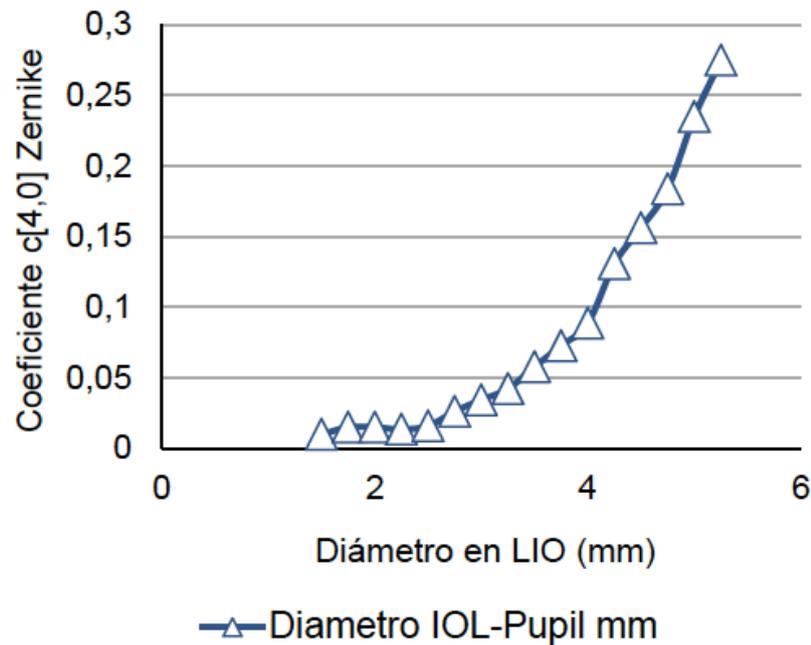


Figura 3. Dependencia del coeficiente $c[4,0]$ frente al diámetro del haz en la LIO.

- 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 como la difracción que limitan 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 del contraste o modulación de una onda sinusoidal en la imagen respecto la onda objeto (donde se tiene un contraste del 100%), 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.

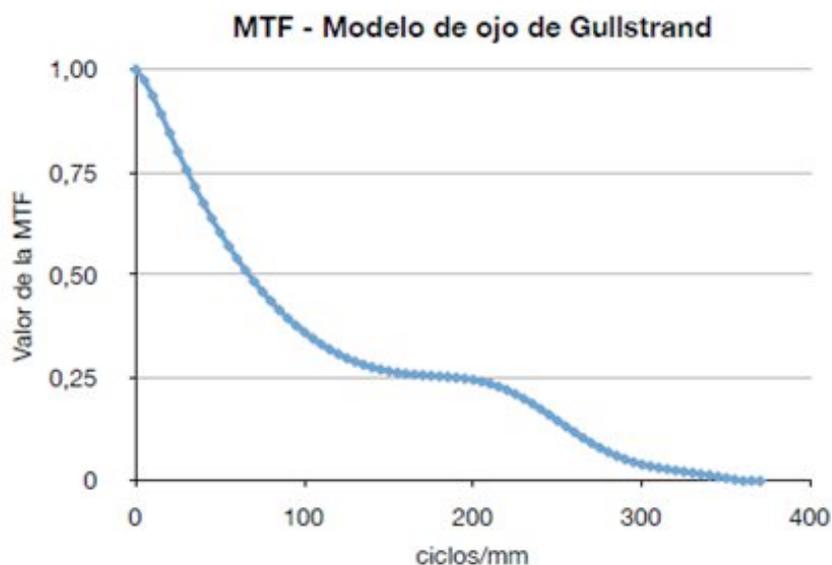


Figura 5. Ejemplo de MTF en un ojo modelo.

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 del laboratorio 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-ACRYSOFF® Single- Piece - Natural IOL							
Índice de refracción	Número de Abbe	Radio de zona óptica	Diseño	Diámetro total	Potencia	c[4,0] Zernike	A-Constante
1,55	37	6mm	Esférico biconvexo asimétrico	13mm	20D	Positiva	118,40

Tabla 1. Especificaciones técnicas de la LIO esférica utilizada.

SN60WF - ACRYSOFF® IQ IOL							
Índice de refracción	Número de Abbe	Radio de zona óptica	Diseño	Diámetro total	Potencia	c[4,0] Zernike	A-Constante
1,55	37	6mm	Asférico	13mm	20D	-0.20 μm	118,70

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. Inclinación y desplazamiento compensatorio.

Para el centrado de las LIO, primero de todo se determina el centro óptico de la lente obteniendo la MTF máxima. A continuación se inclina la LIO y se determina el desplazamiento que hay que realizar para volver a tener la lente centrada, ya que cada vez que se inclina la lente, ésta se descentra y la zona iluminada no coincide con el centro óptico de esta. Esto, es debido a que el centro de rotación no se encuentra exactamente en el centro de la LIO, sino ligeramente desplazado.

Además de realizar este movimiento compensatorio de centrado, también se tiene que enfocar de nuevo la imagen, ya que al inclinar la LIO, ésta sufre un desplazamiento adicional a lo largo del eje óptico del sistema.

En el siguiente gráfico (Fig.6) se muestra la calibración que hemos realizado de los valores de descentramiento por cada grado de inclinación, de modo que se puedan corregir a la hora de realizar las medidas. Se puede observar como sigue una relación lineal.

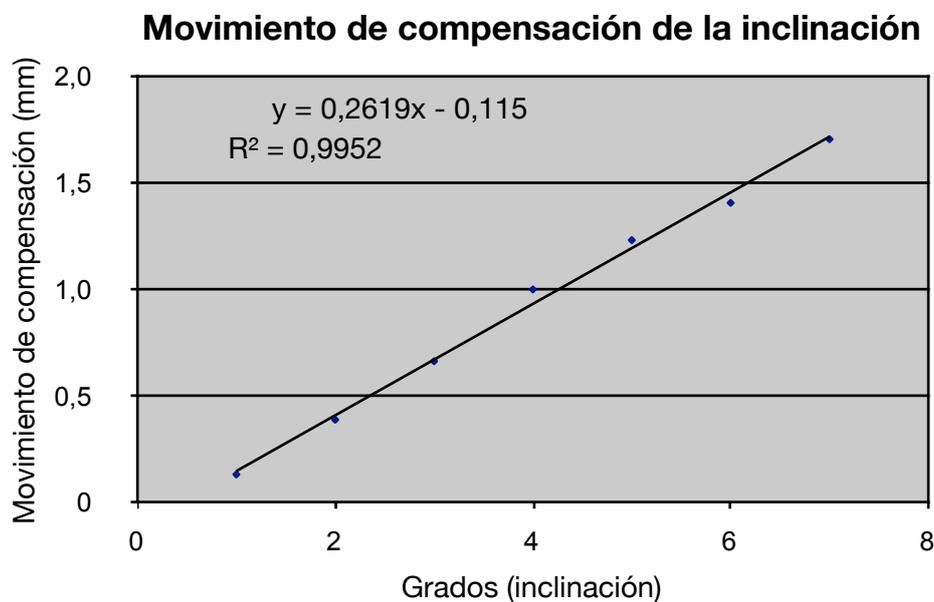


Figura 6. Gráfica del movimiento de compensación de la inclinación.

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.

Se tiene que tener en cuenta que para que la zona iluminada de la LIO corresponda a la pupila de 3mm hemos usado una pupila de entrada de 6mm, y para la de 4,5mm, una de 9mm.

5. Resultados experimentales.

5.1 Pupila 3 mm: LIO esférica vs esférica.

5.1.1 Imágenes del pinhole y del test USAF en función de la inclinación 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 de la inclinación 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 de la inclinación 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 grado de inclinación.

En la siguiente página se muestran la tabla 3 y la tabla 4 en la que se observan las imágenes de los diferentes test utilizados y nombrados anteriormente, con diferentes inclinaciones. La primera tabla (tabla 3) corresponde a la lente esférica y la segunda (tabla 4) corresponde a la lente esférica.

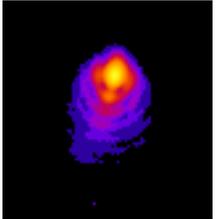
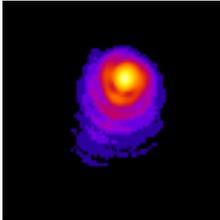
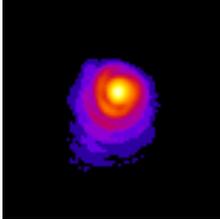
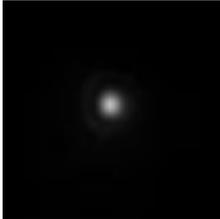
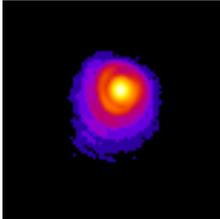
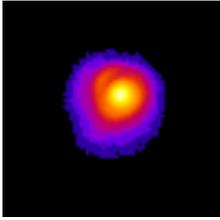
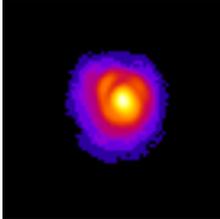
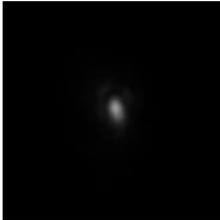
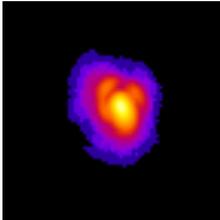
Esférica (SN60AT) - Pupila 3mm			
°	USAF	PINHOLE 10 μ m	PINHOLE 10 μ m (LOG)
-6			
-4			
-2			
0			
+2			
+4			
+6			

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

Asférica (SN60WF) - Pupila 3mm			
°	USAF	PINHOLE 10 μ m	PINHOLE 10 μ m (LOG)
-6			
-4			
-2			
0			
+2			
+4			
+6			

Tabla 4. 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 inclinación 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 en condiciones ideales, perfectamente centradas y sin error de inclinación, se puede apreciar que la lente esférica nos proporciona una imagen con mayor calidad que en el caso de la lente esférica.

Cuando existe inclinación, a partir de las imágenes del test USAF, aunque cuesta visualizarlo por el tamaño de las imágenes, se puede observar que la pérdida de calidad es menos apreciable en la LIO esférica que en la LIO esférica. Esto es debido a que como esta última cuando está centrada tiene una calidad de imagen muy buena, cuando se analiza con inclinaciones altas es notoria su pérdida de calidad; en cambio la esférica aunque empieza con una imagen de menor calidad, dicha calidad se deteriora poco con la inclinación.

En el caso de las imágenes del pinhole (sin tratar logarítmicamente) se observa en el caso de la LIO esférica cierto 'desenfoco' ligado a la presencia de SA (la suma de la SA positiva de la córnea más la propia de la LIO).

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 ambas lentes, con la máxima inclinación se observa claramente la aberración de coma.

Como hemos comentado anteriormente, a partir de las imágenes del pinhole se obtiene la MTF. A continuación mostraremos las gráficas de las MTF obtenidas con cada lente al trabajar con una pupila de 3mm en LIO.

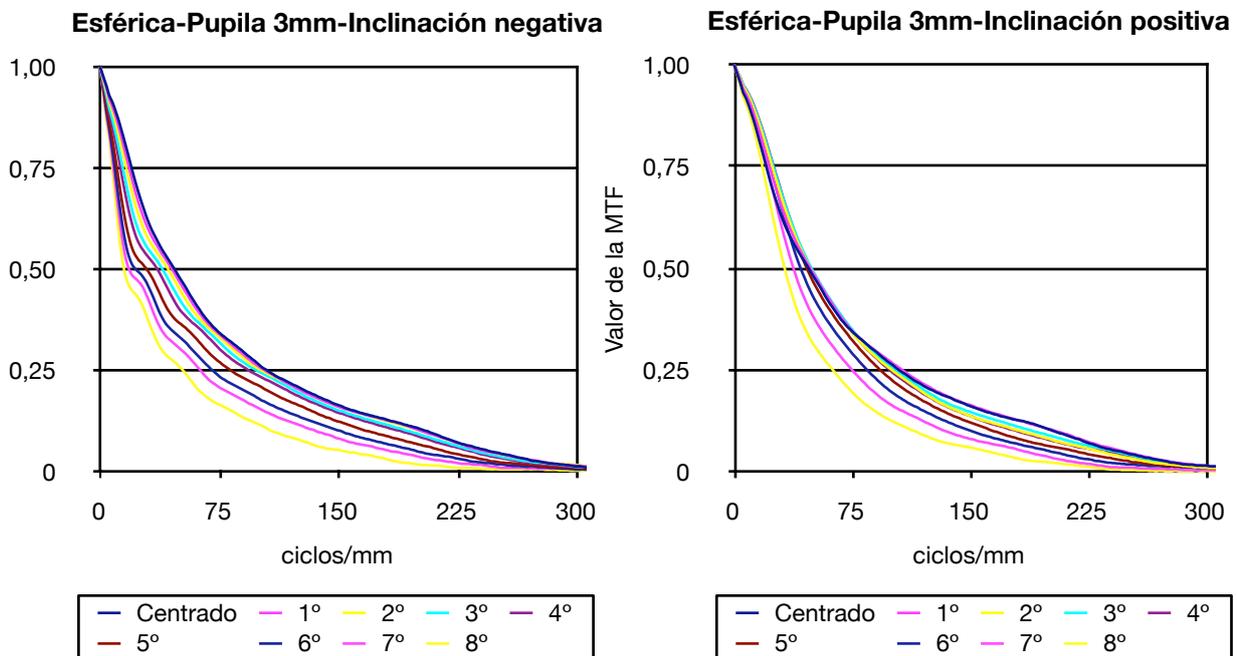


Figura 7. MTF de la lente esférica con pupila de 3mm para cada grado de inclinación.

Estas son las MTF correspondientes a la LIO esférica en la condición de pupila de 3mm, están representadas las inclinaciones negativas y las positivas respectivamente. Como puede apreciarse en las gráficas, hay una ligera diferencia en los resultados entre inclinaciones positivas y negativas debido a los pequeños errores que se cometen al tener que recentrar y reenfocar la LIO para cada inclinación. Además, se observa que la MTF del centrado positivo a bajas frecuencias espaciales esta por debajo de 5°, llegando a la conclusión que hubo un error de colocación de la LIO al medirla en esta posición, ya que en centrado se obtiene la máxima MTF.

La siguiente figura (Fig. 8) corresponde a las MTF obtenidas con la LIO asférica también con pupila de 3mm, en función de la inclinación. Como con la lente anterior también se muestran las inclinaciones positivas y negativas de cada lente desde su centro.

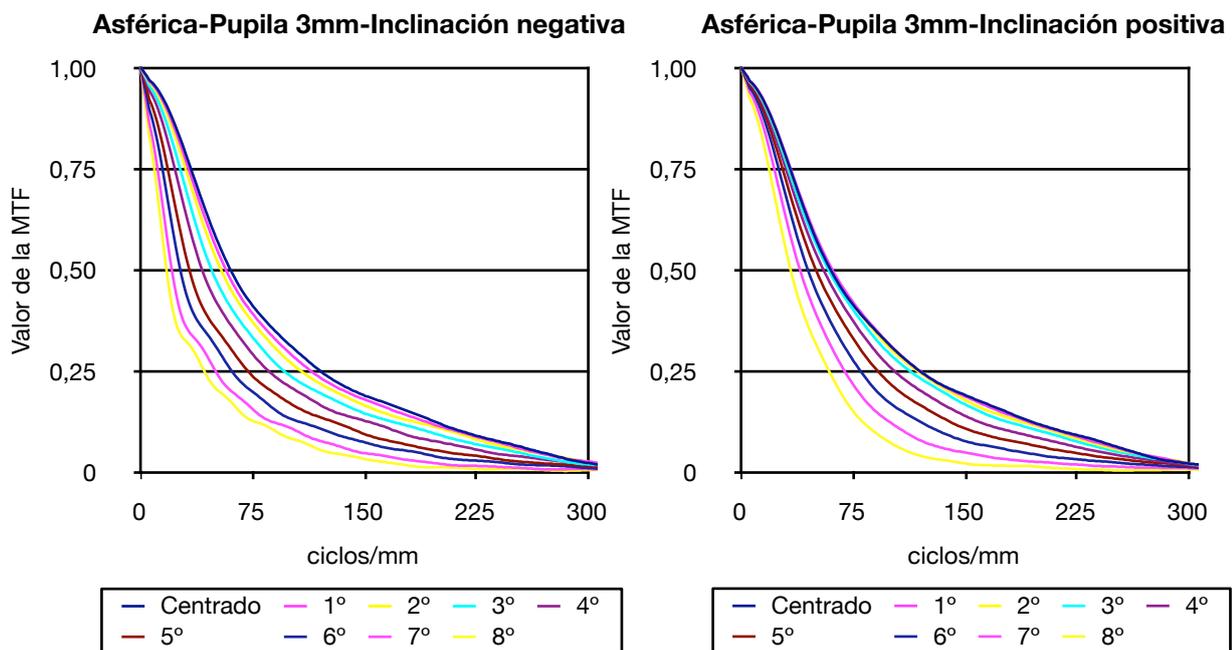


Figura 8. MTF de la lente asférica con pupila de 3mm para cada grado de inclinación.

Como se puede observar al comparar los resultados de la LIO esférica y asférica, hay diferencias muy visibles entre las MTFs en presencia de errores de inclinación.

Las figuras 7 y 8 nos muestran que en situación de centrado (sin inclinación) y para una pupila pequeña de 3 mm (donde la SA es muy pequeña) la lente asférica muestra una MTF parecida a la de la lente esférica, pero con una calidad ligeramente superior a esta.

Por tanto, en ausencia de inclinación y con pupilas pequeñas el comportamiento de la LIO asférica es sólo, ligeramente mejor que en el caso de la LIO esférica.

Sin embargo la MTF de la LIO esférica no se deteriora tanto en comparación con la LIO asférica a medida que vamos aumentando la inclinación. Esto se observa de forma clara y significativa en la MTFs obtenidas con la mayores inclinaciones medidas ($\pm 7^\circ$, $\pm 8^\circ$).

Podemos concluir por tanto, que para esta pupila, la LIO esférica es más robusta frente a errores de inclinación y su calidad óptica es ligeramente inferior a la LIO asférica 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 de la inclinación de la LIO. MTFs.

En este apartado se muestran los resultados análogos al apartado anterior pero obtenidos con una pupila de 4,5 mm.

En la siguiente página se muestran las tablas 5 y 6 en la que se pueden observar las imágenes de los diferentes test utilizados para los diferentes valores de inclinación. La primera tabla (tabla 5) corresponde a la lente esférica y la segunda (tabla 6) a la lente asférica.

En las tablas 5 y 6 se observa cómo va variando la calidad de las imágenes para cada valor de inclinación.

Esférica (SN60AT) - Pupila 4,5mm			
°	USAF	PINHOLE 10 μ m	PINHOLE 10 μ m (LOG)
-6			
-4			
-2			
0			
+2			
+4			
+6			

Tabla 5. Imágenes de los test USAF y pinhole con la lente esférica en pupila 4,5mm. 21

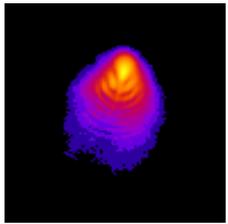
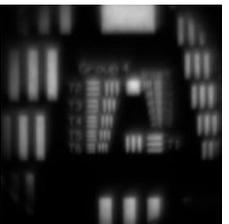
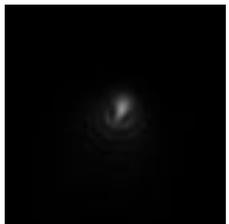
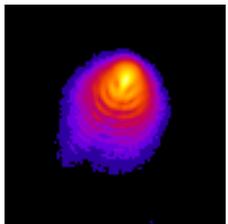
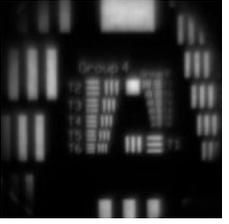
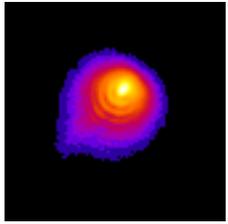
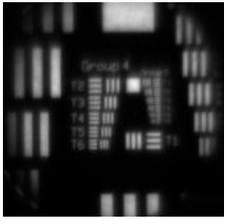
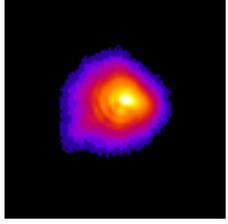
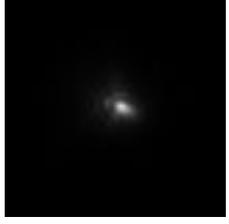
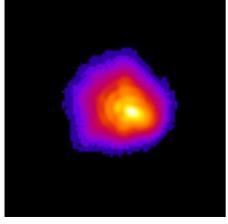
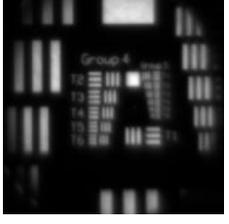
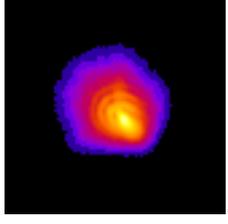
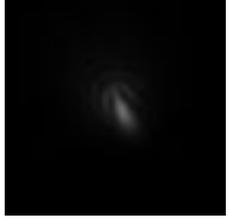
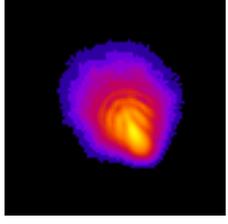
Asférica (SN60WF) - Pupila 4,5mm			
°	USAF	PINHOLE 10 μ m	PINHOLE 10 μ m (LOG)
-6			
-4			
-2			
0			
+2			
+4			
+6			

Tabla 6. Imágenes de los test USAF y pinhole con la lente asférica en pupila 4,5mm.

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

En la primera columna que corresponde a las imágenes del test USAF podemos apreciar claramente como en presencia de inclinación, la calidad de la imagen de la lente esférica se mantiene bastante constante, ya que mantiene la “mala” calidad de la lente centrada. En cambio, en la esférica se ve un cambio muy brusco entre la calidad de la lente centrada y con inclinación.

La segunda columna, que muestra las imágenes del pinhole, 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 sin inclinación, 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 positivo sobre la calidad de la imagen significativo. Para confirmar este punto hemos obtenido y analizado las MTFs de ambas LIOs con la pupila de 4,5 mm.

Las gráficas con las MTFs de la Fig.9 corresponden a la LIO esférica.

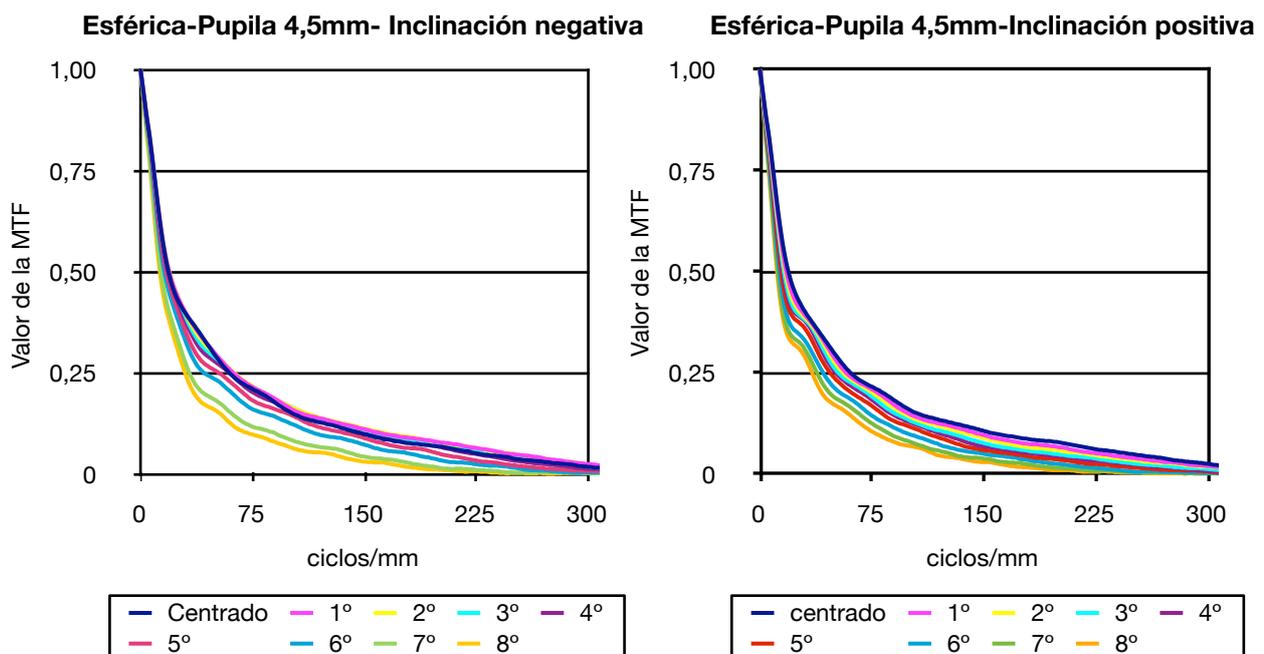


Figura 9. MTF de la lente esférica con pupila de 4,5mm para cada grado de inclinación.

La siguiente figura (Fig. 10) corresponde a las MTFs con la LIO esférica. Igual que en el caso anterior también se muestran las inclinaciones positivas y negativas.

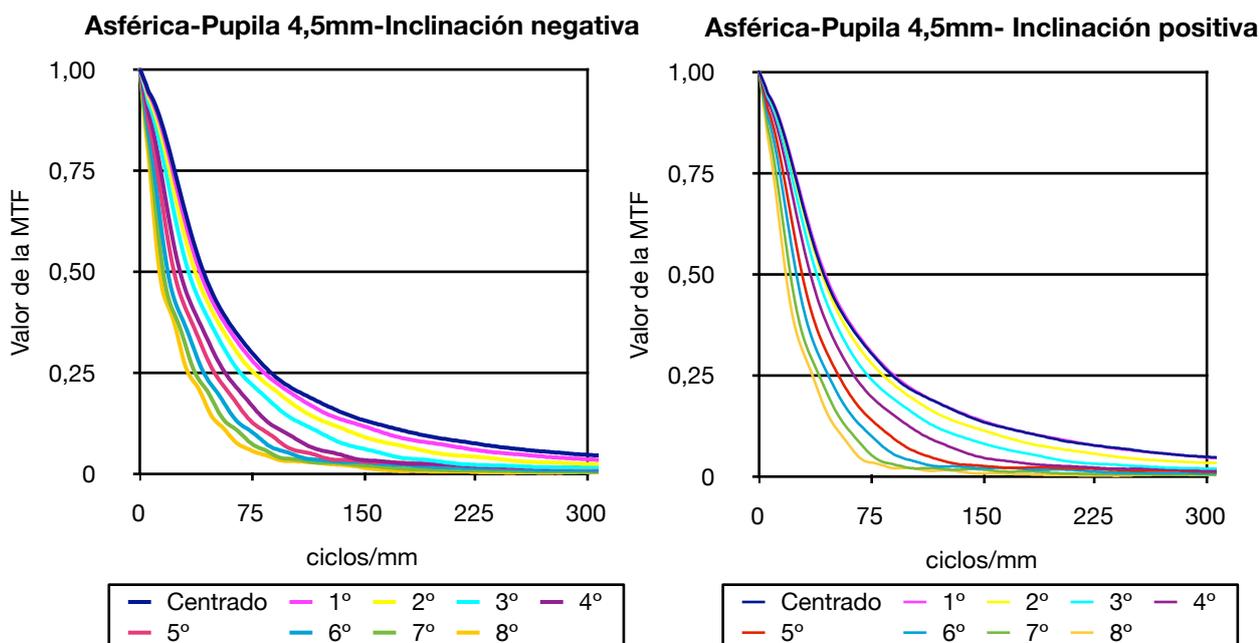


Figura 10. MTF de la lente asférica con pupila de 4,5mm para cada grado de inclinación.

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

En primer lugar, las figuras 9 y 10 nos muestran que ahora en situación de centrado y sin inclinación la lente asférica sí 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 se reduce tanto si la comparamos con la lente asférica a medida que aumentamos la inclinación. Esto se observa de forma muy clara en la MTF obtenida para la mayor inclinación posible. De forma análoga se observa que las MTFs están más juntas en la esférica que en la asférica, lo que reconfirma que la primera mantiene una mayor robustez respecto la segunda.

6. Discusión y conclusiones.

Los resultados obtenidos con ambas lentes son significativamente diferentes, tanto en lo que respecta al caso de la LIO en ausencia de inclinación, como a la pérdida de calidad de la imagen obtenida según la inclinación 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 inclinada 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.

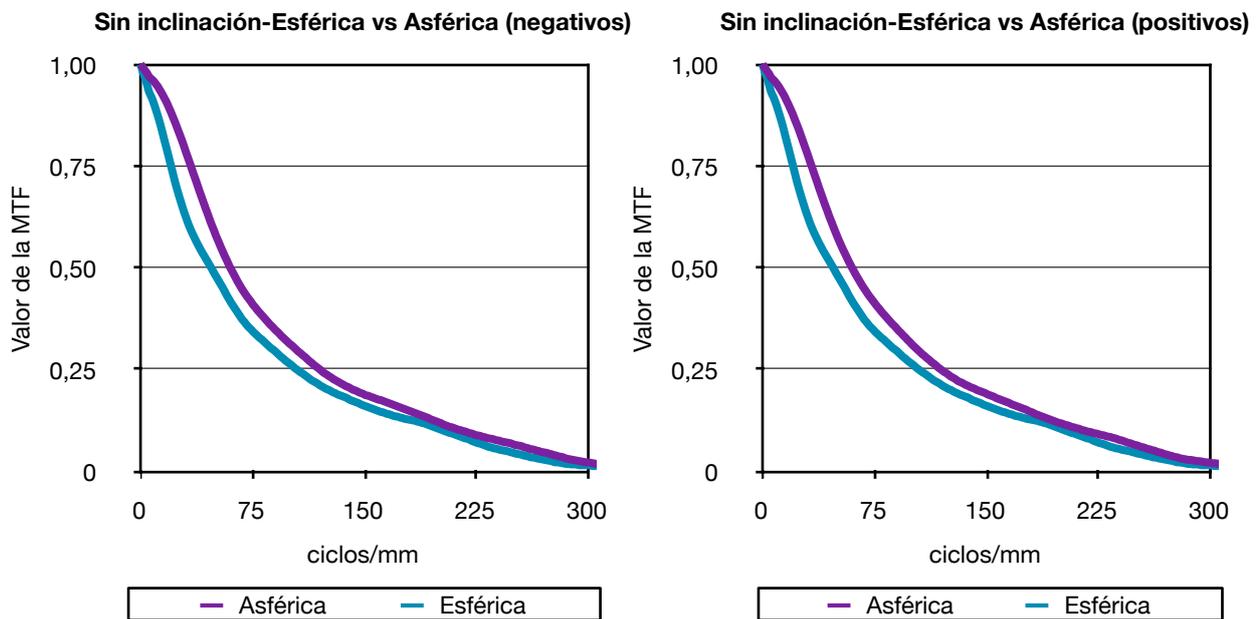


Figura 11. Comparación de la MTF sin inclinación entre esférica y esférica con pupila 3mm.

En esta figura (Fig.11) podemos observar cómo con una pupila de 3 mm y con las LIO sin inclinación, obtenemos una MTF levemente mejor con la lente esférica con una diferencia pequeña entre las MTFs (si bien estas diferencias prácticamente desaparecen a las frecuencias espaciales altas).

En la siguiente figura (Fig.12) se muestran las MTF sin inclinación 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 sin inclinación) se espera una mayor influencia de 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 esférica). En estas condiciones se puede observar claramente como la MTF de la lente esférica es claramente mayor (especialmente a bajas frecuencias espaciales) y por tanto la calidad de las imágenes obtenidas con la LIO de diseño esférica es claramente superior a las de la LIO de carácter esférico.

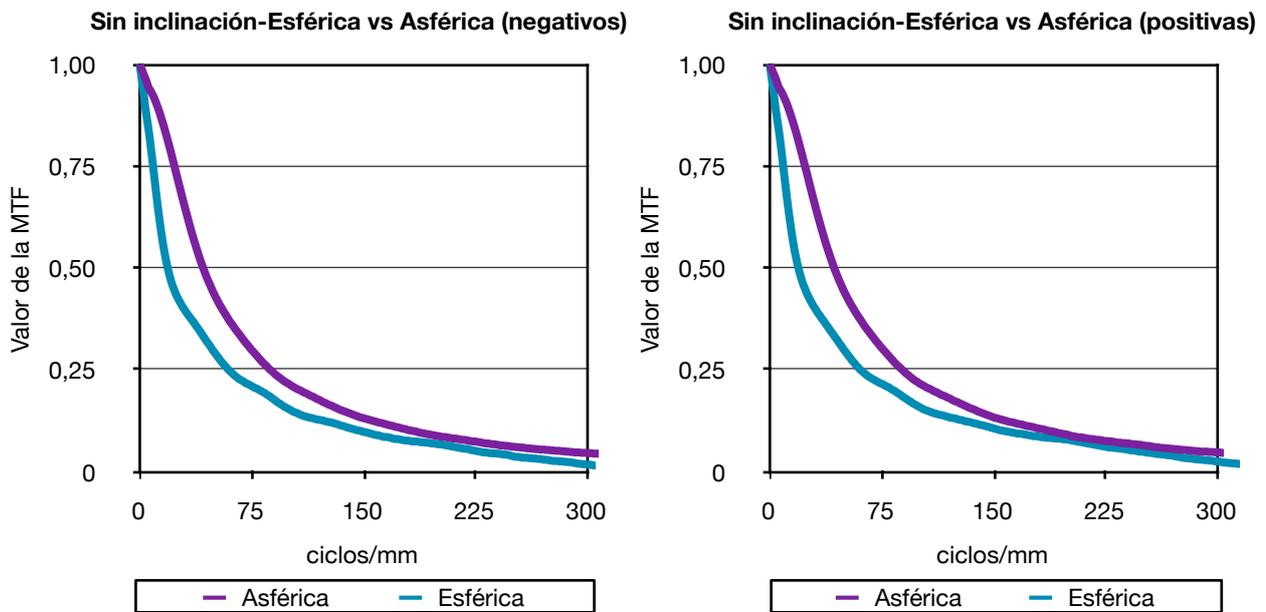


Figura 12. Comparación de la MTF sin inclinación entre esférica y asférica con pupila 4,5mm.

Una vez discutidas las calidades de las imágenes mediante las MTFs en el caso de las lentes sin inclinación, se analiza a continuación la disminución de la calidad óptica en el caso de inclinar al máximo las LIO.

Empezaremos por el caso de la pupila de 3mm.

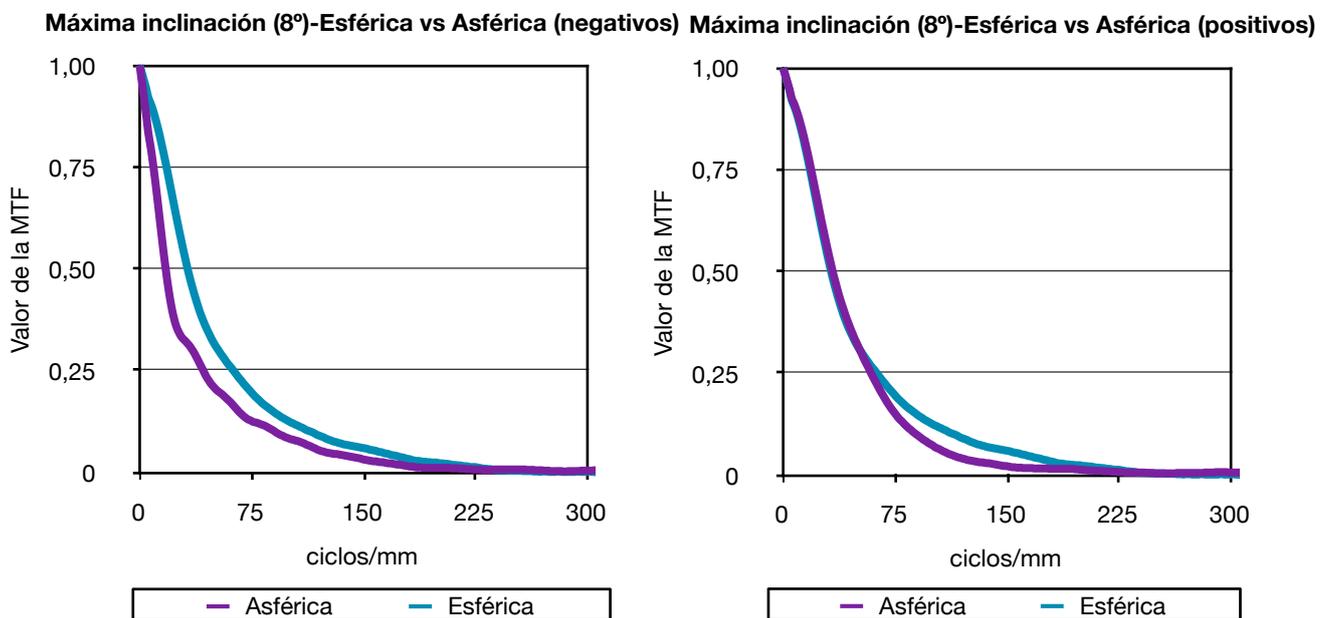


Figura 13. Comparación de la MTF en máxima inclinación entre esférica y asférica con pupila 3mm.

En el caso de la pupila de 3 mm, la máxima inclinación realizada ha sido de 8 grados. Se puede ver que ambas gráficas en inclinación negativa y positiva no son exactamente iguales debido a los errores de recentrado y reenfoque mencionados al principio.

A continuación mostraremos las MTF también con la máxima inclinación en el caso de la pupila de 4,5mm.

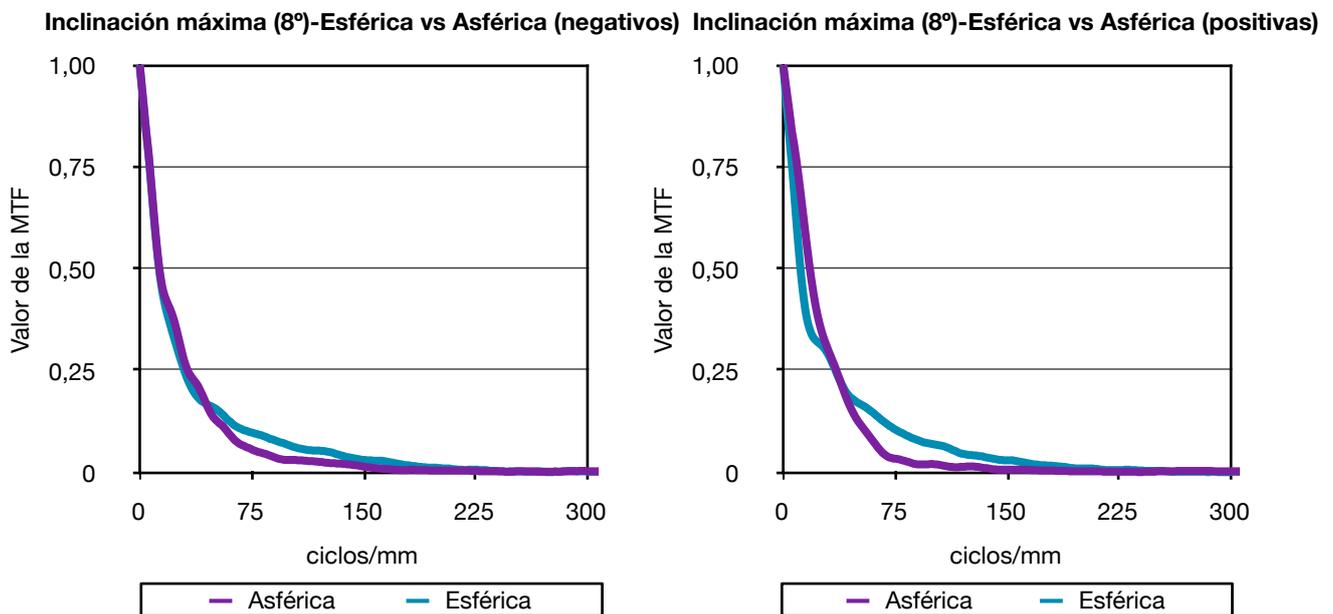


Figura 14. Comparación de la MTF en máxima inclinación entre esférica y asférica con pupila 4,5mm.

En estas condiciones se observa que la calidad óptica de la lente asférica y la esférica son prácticamente iguales y con valores muy inferiores al caso de la LIO centrada y sin inclinación. Lo que explica porque en este caso las aberraciones (esférica y coma) son mayores, y por tanto la caída de la MTF también.

Para completar estos resultados, compararemos las MTFs de cada LIO en condición de centrado (sin inclinación) frente a su máxima inclinación.

Los resultados se muestran en las Figuras 15 a la 18, primero al trabajar con pupila de 3mm (Figs. 15 y 16), seguidas del caso de la pupila de 4,5mm (Fig. 17 y 18).

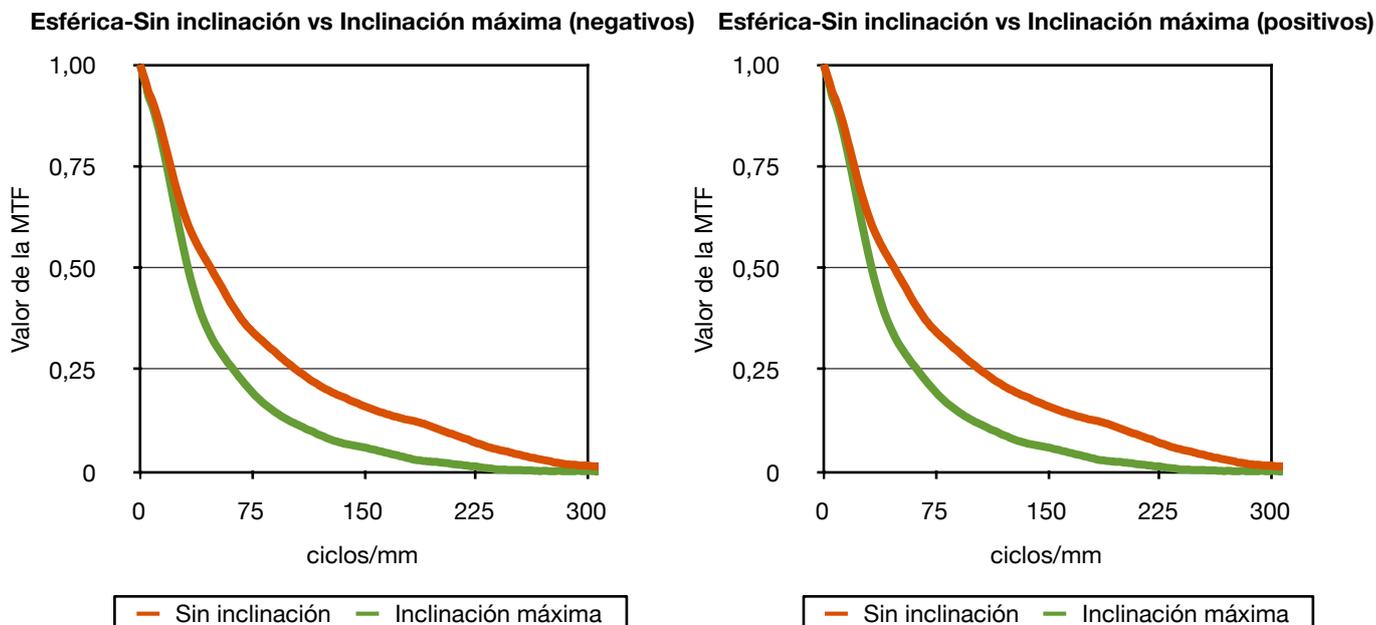


Figura 15. Comparación sin inclinación vs inclinación máxima de la MTF de la LIO esférica en pupila de 3mm

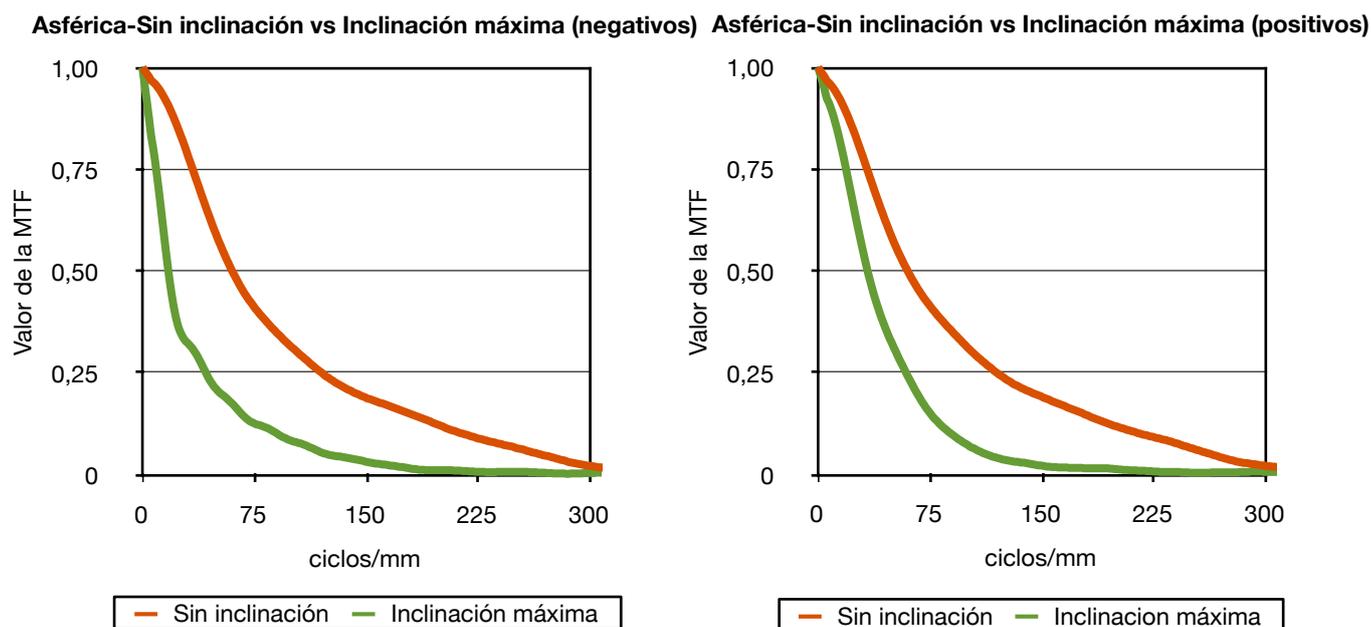


Figura 16. Comparación sin inclinación vs inclinación máxima de la MTF de la LIO asférica en pupila de 3mm

Como se puede observar claramente (Fig.15), la disminución de la MTF en el caso de la LIO esférica cuando hay error de inclinación, es inferior a la de la lente asférica (Fig.16). 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.

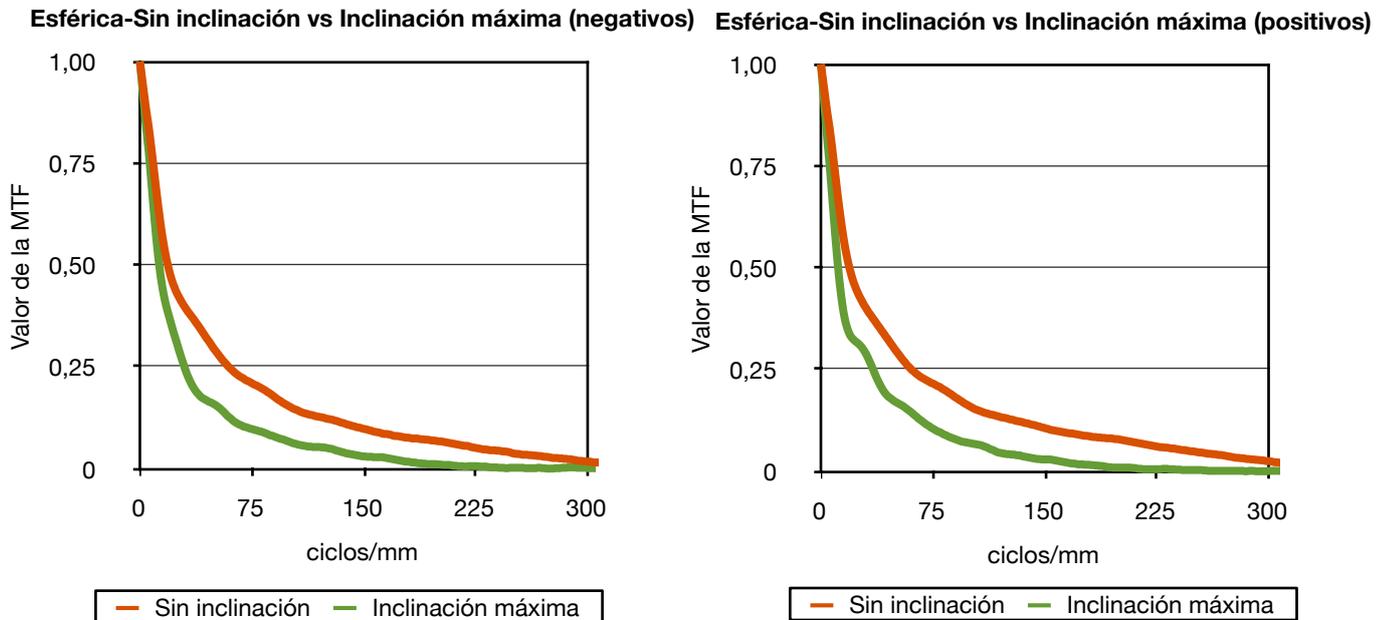


Figura 17. Comparación sin inclinación vs inclinación máxima de la MTF de la LIO esférica en pupila de 4,5mm.

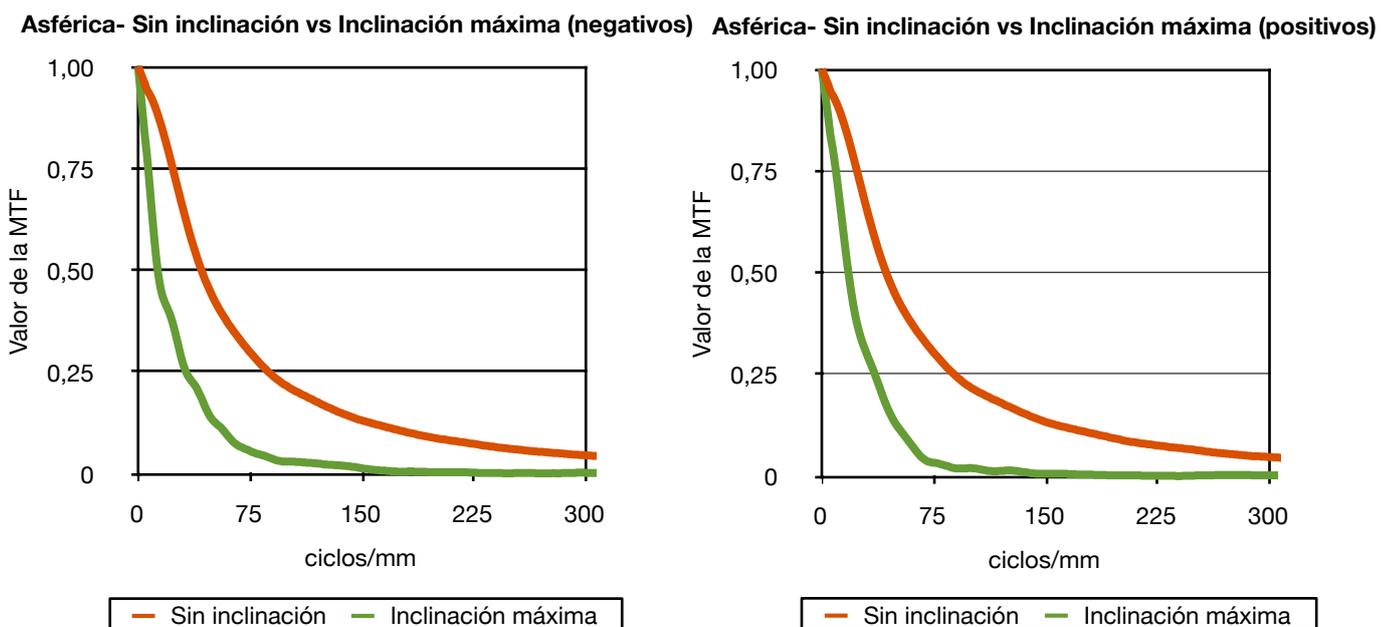


Figura 18. Comparación sin inclinación vs inclinación máxima de la MTF de la LIO asférica en pupila de 4,5mm.

Estos resultados reafirman claramente que aunque la calidad inicial de la LIO esférica no sea la mejor, su robustez frente a la inclinación es alta.

En cambio en la lente asférica (Fig.18), hay una notable diferencia de calidad entre la condición de ausencia de inclinación y de inclinación máxima, ya que aunque ésta empieza con una MTF más alta que la de la esférica cae rápidamente llegando a tener una calidad parecida a la de la esférica en máxima inclinación, incluso se puede apreciar que la asférica toma valores más próximos a cero a bajas frecuencias espaciales.

Concluimos por tanto que aunque la calidad de la imagen con la LIO asférica sin inclinar sea superior al caso de la LIO esférica, la lente asférica es muy poco robusta frente a inclinaciones.

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/grado 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. 19 se muestran, para las dos pupilas, los valores de las MTFs a las frecuencias de 15 y 30 ciclos/grado en función de la inclinación 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. 19 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 de la inclinación.

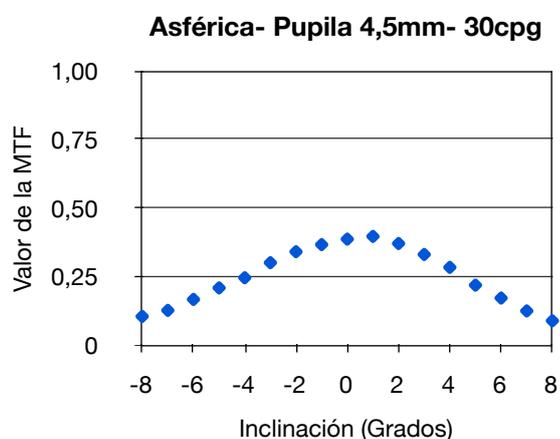
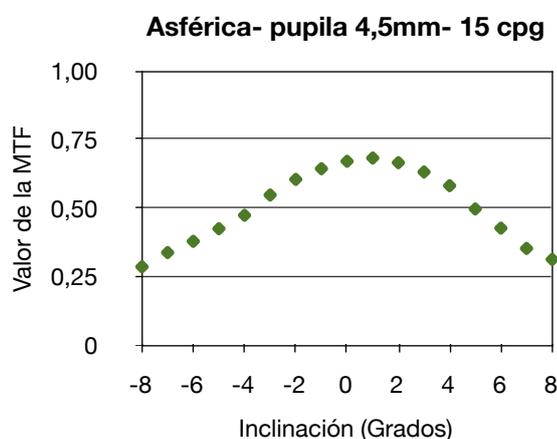
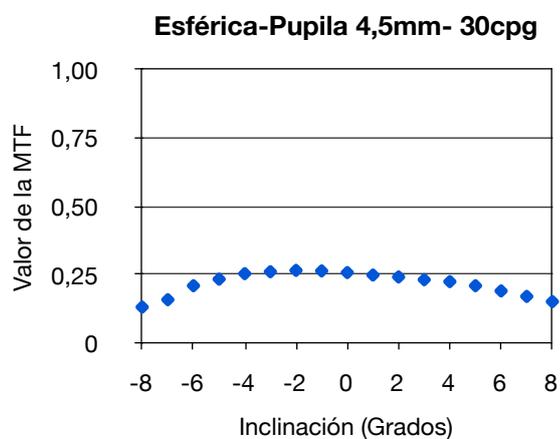
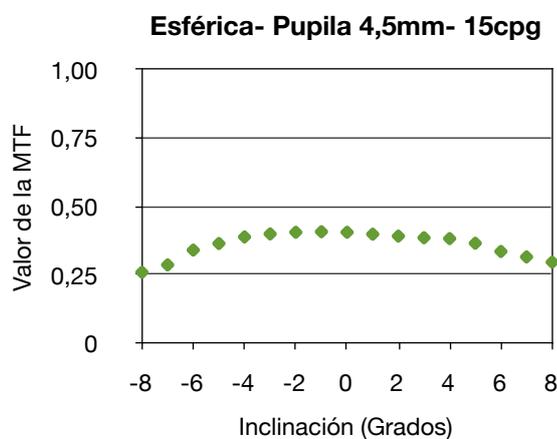
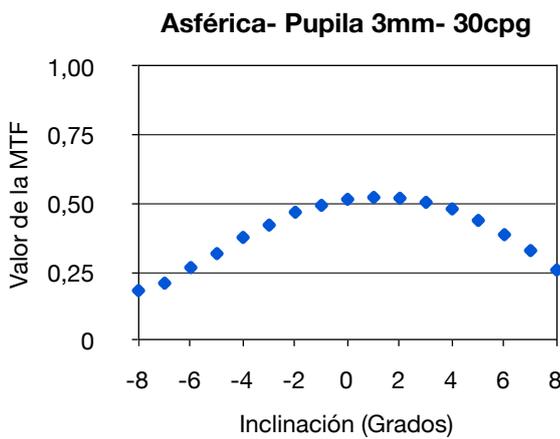
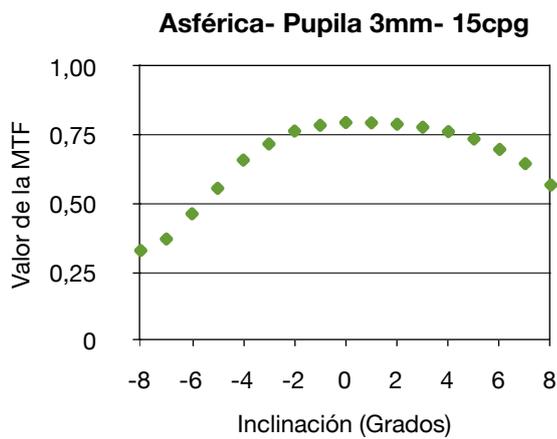
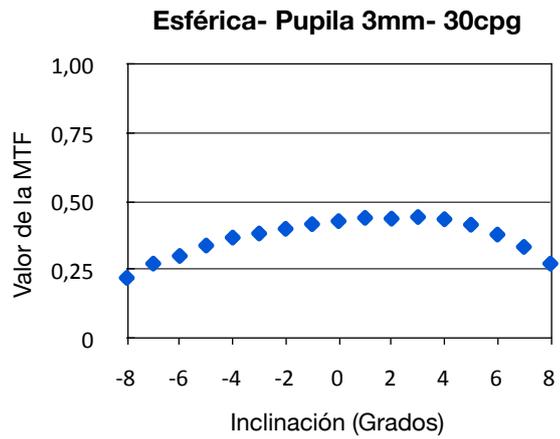
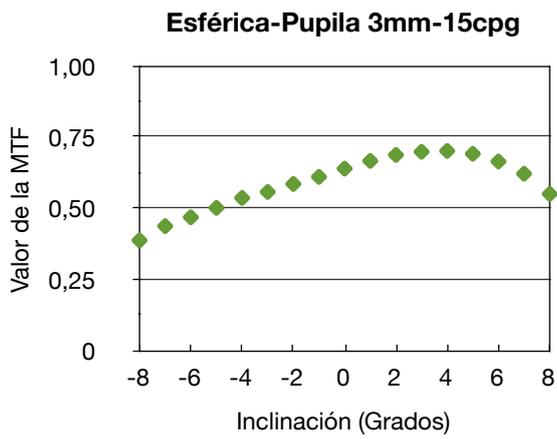


Figura 19. MTF en los valores 15 cpg y en 30 cpg, con pupila de 3mm y de 4,5mm.

De nuevo se remarca la clara diferencia entre los resultados con cada LIO. Estas gráficas confirman que con un buen centrado y sin inclinación, 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 óptica inferior en centrado (y sin inclinación), la lente esférica es mucho más robusta frente a los errores de inclinación. La variación de la MTF respecto a la posición de centrado (y sin inclinación) en la lente esférica al inclinar, es mucho menor que con la LIO de diseño esférico.

Además, de acuerdo con el estudio de Eppig y colaboradores [Eppig 2009] el rango de valores para errores de inclinación van de 0,20 a 8,17 grados con un valor medio de $2,62 \pm 1,14$ grados (desviación estándar), vemos que el valor medio comprende valores bajos, raramente se cometen errores mayores. Por tanto si nos fijamos en las gráficas en estos grados, la MTF de la esférica siempre es mejor.

Conclusiones

La conclusión general de este trabajo es que la LIO de diseño esférico tiene mejor calidad óptica que la LIO esférica cuando ambas están bien centradas y sin inclinación. Sin embargo, esta mejor calidad es muy leve para pupilas menores o iguales a 3 mm.

Por otra parte, en la máxima inclinación medida (8°), las MTF de ambas lentes se aproximan, siendo muy parecidas y por tanto teniendo una calidad óptica similar.

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 errores de inclinación se refiere ya que mantiene una calidad de imagen muy similar incluso en condiciones de máxima inclinación. En cambio, la LIO esférica cuando esta centrada y sin inclinación empieza con una calidad superior, pero que se degrada rápidamente (es menos robusta) llegando a máxima inclinación donde las MTF de ambas lentes se igualan.

Estos resultados, hacen plantearnos el uso de las LIO esféricas monofocales si se suelen cometer este tipo de errores cuando se introducen las LIO, ya que estas nos proporcionan, a nivel general, una mejor calidad óptica en todas las inclinaciones medidas. Así, tanto en pacientes con pupilas pequeñas, como con grandes obtendremos mejores calidades ópticas con este tipo de lente.

Además como ya se ha visto en apartados anteriores, el valor medio de errores de inclinación que se cometen en la práctica clínica es de $2,62 \pm 1,14$ grados y por tanto, se ha podido ver que en este rango la lente esférica es la que nos da significativamente mejor calidad óptica.

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) 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.laboratoriothea.com/archivos/publicaciones/00064.pdf>
[visitada el 13/05/13]

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 20. 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 7: 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 21) 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.

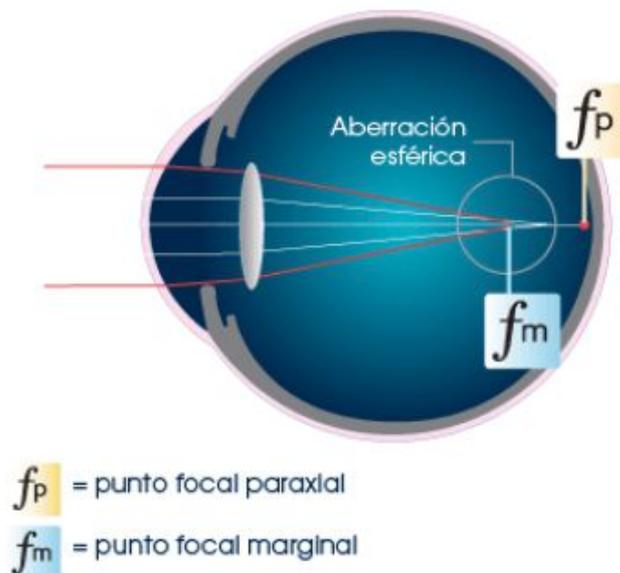


Figura 21: Imagen que muestra el punto focal causado por las aberraciones esféricas del sistema ocular.

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. 22 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.

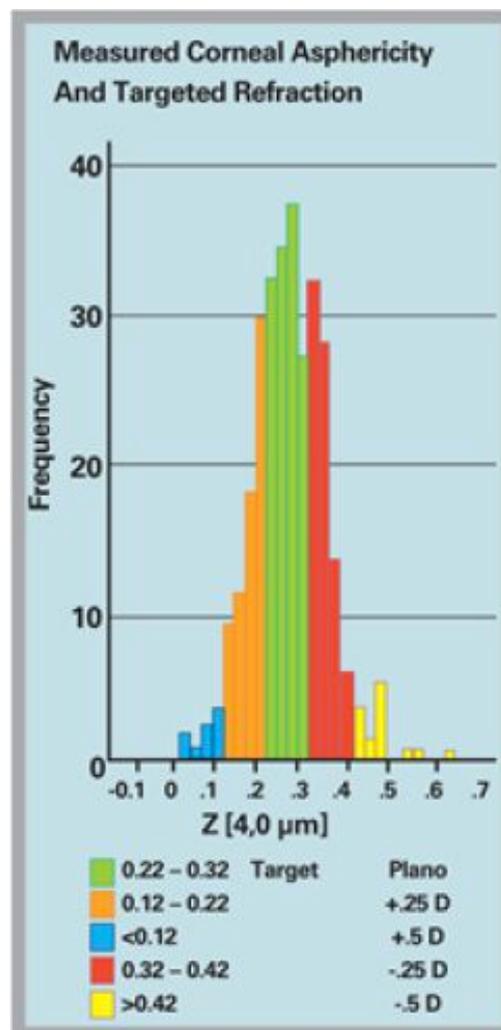


Figura 22. Valores estándar de la SA corneal media.

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. 23. Una vez hallado el ángulo $u(')$, podremos obtener de forma directa a que AV equivale.

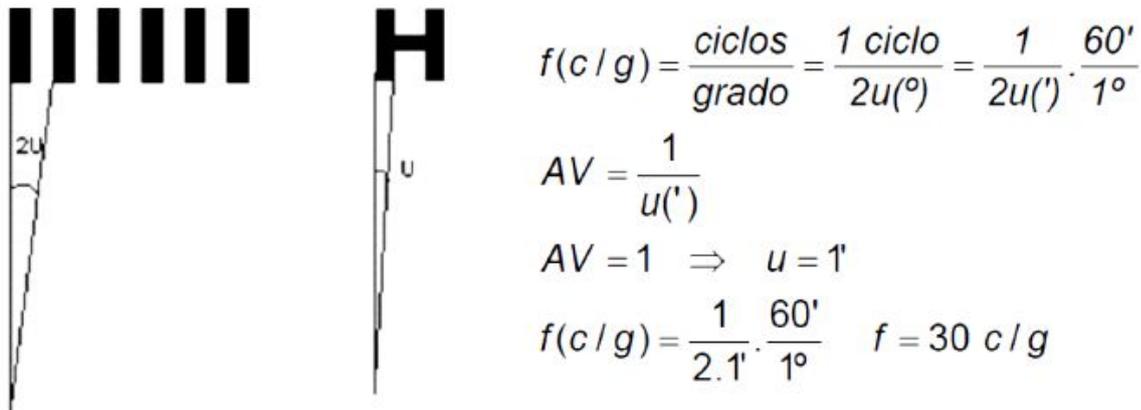


Figura 23. Ilustración que muestra gráficamente el ángulo u y ejemplo del cálculo para relacionar los cpg con la AV.

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

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

$$u(') = 2$$

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

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

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

$$u(') = 1$$

$$AV = \frac{1}{u(')} = \frac{1}{1} = 1$$

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