



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

FUNDACIÓN HOSPITAL NUESTRA SEÑORA
DE LA LUZ I.A.P.
DEPARTAMENTO DE SEGMENTO ANTERIOR

**COMPARACIÓN A LARGO PLAZO DE TRES
LENTES INTRAOCULARES ASFÉRICOS**

TESIS DE POSGRADO
Que para obtener el título de
CIRUJANO OFTALMÓLOGO

Presenta
DRA. PATRICIA AMÉZQUITA GARCÍA

ASESORA DE TESIS:
DRA. LAURA LETICIA ARROYO MUÑOZ
DR. OSCAR GUERRERO BERGER





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco:

A Dios por darme fuerza y permitirme terminar la especialidad.

A mis padres y hermanos por su apoyo incondicional en todo momento.

A la Dra. Gloria Alicia Campomanes por su apoyo en los momentos difíciles.

A Melis, Mariana, Rashela, Toño y Paulo por su amistad incondicional.

A la Dra. Arroyo por su amable asesoramiento para la realización de ésta tesis y a el Dr. Oscar Guerrero por su enseñanza durante estos tres años.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	2
INTRODUCCIÓN	5
RESUMEN	13
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	14
ANTECEDENTES	15
OBJETIVO	18
HIPÓTESIS	18
JUSTIFICACIÓN	18
DISEÑO METODOLÓGICO	18
MATERIAL Y MÉTODOS	19
RESULTADOS	21
DISCUSIÓN	29
CONCLUSIONES	30
BIBLIOGRAFÍA	

¡Error! Marcador no definido.

INTRODUCCIÓN

La principal causa de ceguera curable en el mundo es la catarata, actualmente la cirugía de catarata es uno de los procedimientos quirúrgicos más modernos y exitosos por su excelente y casi inmediata rehabilitación. Los principales elementos ópticos del ojo pseudofaco que permiten esta mejoría son el lente intraocular(LIO), la córnea y la pupila.

A pesar de los avances tecnológicos extraordinarios en el diseño de las lentes intraoculares, las imágenes que se proyectan en la retina pueden presentar cierta degradación, que se puede deber a diversos mecanismos incluyendo las aberraciones, el diámetro pupilar y la cantidad de dispersión de la luz.¹ A menudo para evaluar la calidad de una imagen, se hace uso de un sistema óptico imaginario, diseñado con sistemas computarizados que miden la calidad óptica mediante un sistema de imágenes con criterios de óptica geométrica, que calcula la trayectoria de un conjunto de rayos paralelos que entran al mismo sistema óptico a través de la pupila, y caen en un mismo sitio en la retina.²

En realidad las imperfecciones tanto de la cornea como del cristalino, provocaran la desviación de los rayos de su ubicación ideal; estas desviaciones angulares son llamadas aberraciones transversales.²

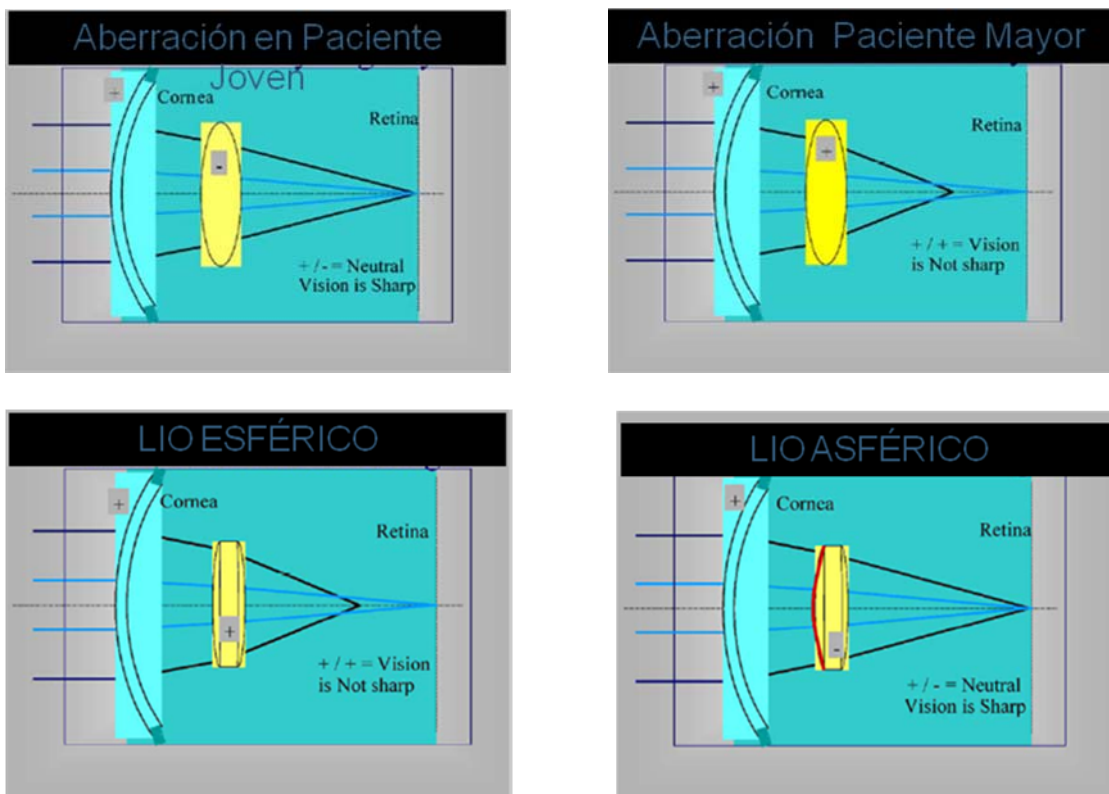
La representación más común de las aberraciones del sistema óptico es en términos de aberración de onda, la cual se puede definir como la desviación que sufre una onda de luz de su ubicación ideal al pasar por un medio óptico como lo son la córnea y el cristalino; lo que no ocurriría si esta onda pasara por una superficie esférica perfecta. La aberración de onda se mide en el plano pupilar, y se representa en un mapa topográfico, diseñado en función de estos sistemas ópticos perfectos computarizados; en los cuales la onda cruza sin desviarse a través del plano pupilar.²

Una forma de describir las diferentes aberraciones de onda es en términos de una expresión polinómica de Zernike. Los coeficientes de Zernike representan la forma de cada una de las aberraciones. Existen aberraciones de bajo y alto orden. Las de bajo orden corresponden a los errores refractivos convencionales: de primer orden representan alteraciones prismáticas, mientras que las de segundo orden se encuentran representadas por el desenfoque y el astigmatismo. Las de alto orden incluyen a las aberraciones conocidas como monocromáticas; en las cuales podemos incluir la aberración esférica^{3,4} (la cual es debida a los cambios en el enfoque relacionados con el tamaño de la pupila, se puede definir como una aberración simétrica y rotacional en la cual un rayo de luz pasa de una zona paraxial al foco pupilar, con una distancia distinta para que los rayos pasen a través del margen pupilar.⁵) y el coma (aberración simétrica no rotacional de 3º orden).^{2,3,4}

La aberración esférica es positiva cuando los rayos que pasan paralelos al margen pupilar se enfocan después de aquellos que se enfocan en la zona paraxial.⁵ De acuerdo a esto se entiende que cada ojo tenga un patrón y magnitud diferente de aberración de frente de onda, y que una reducción en la aberración mejore la calidad óptica, el contraste de las imágenes y su visión espacial. Lo anterior explica porque la aberración esférica positiva que tiene la córnea se manifiesta cuando un rayo de luz que entra por la periferia de la pupila es enfocada enfrente de aquellos rayos entrantes cerca del centro pupilar.¹

El ojo normal en pacientes jóvenes tiene una aberración esférica positiva en la córnea la cual, es compensada por la aberración negativa del cristalino. Aunque la córnea es un sistema óptico relativamente estable a lo largo de la vida, las aberraciones del cristalino cambian con el paso del tiempo de un ojo joven a uno adulto, esto debido al crecimiento constante de fibras cristalinas que propician cambios en la superficie y en la densidad de la masa de el cristalino dando lugar a un cambio de aberración esférica hacia la positividad; dicho fenómeno suele presentarse a partir de los 40 años aproximadamente. Basándonos en esto, es lógico intentar compensar la aberración esférica positiva en

pacientes mayores, que padecen de catarata, utilizando un lente intraocular con un valor de aberración esférica similar al que presenta el cristalino de un individuo joven y así mejorar la calidad visual intentando igualar las condiciones del ojo durante la juventud. Lo anterior es posible modificando la superficie del LIO para producir una lente con una aberración esférica negativa.⁶



Las imágenes ejemplifican los cambios ocurridos en el sistema óptico de un ojo joven y un ojo viejo. Así como el efecto logrado con la utilización de un LIO de superficie esférica y con uno esférico. Pfizer Global Pharmaceuticals, Peapack, New Jersey

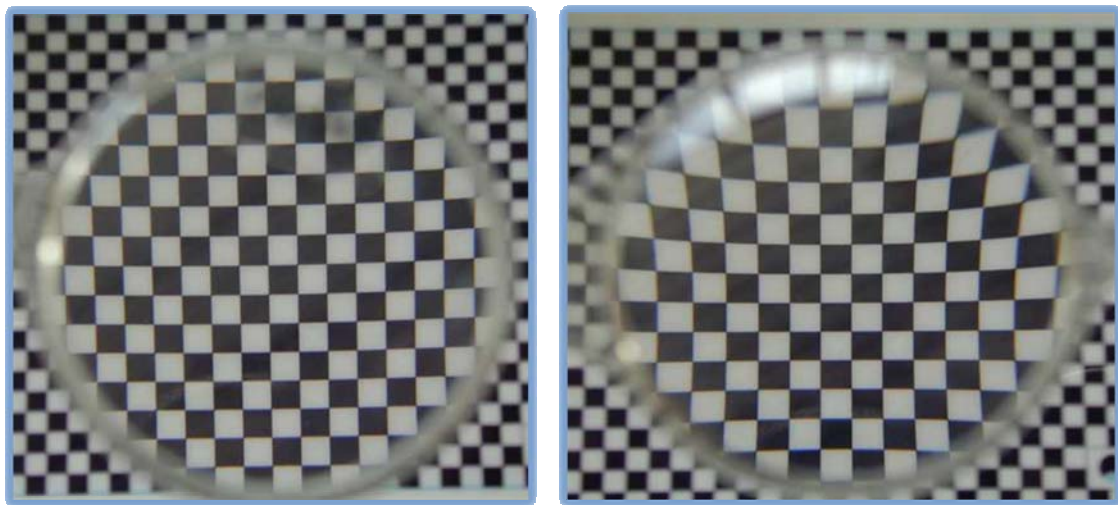
Es importante mencionar que los análisis aberrométricos deben ser complementados con variables de calidad de la imagen propios del paciente como son la sensibilidad al contraste y la profundidad de foco.⁷

La prueba de sensibilidad al contraste tiene la capacidad de detectar deficiencias en la visión funcional, la cual se define como la capacidad del sistema visual para recibir, transmitir y comunicar información al cerebro; en otras palabras, describe el impacto de la visión en la calidad de vida, además cobra importancia en la prevención de accidentes y seguridad del paciente, también se relaciona con actividades que demandan visión de alta calidad como la astronomía, aeronáutica y artes visuales ⁷.

La prueba de sensibilidad al contraste se basa en el análisis de Fourier, el cual describe que cualquier objeto visible, se puede representar mediante una composición de ondas sinusoidales de diferentes frecuencias, amplitudes y orientaciones. De hecho el procesamiento visual del ser humano es como un análisis de Fourier inverso, en el cual las vías neuronales actúan como canales que filtran las imágenes para crear en el cerebro una representación de los objetos que observamos como una rejilla de ondas sinusoidales⁷. En esta teoría si ejemplificamos tres tipos de canales, con diferente resolución diríamos que aquellos con resolución espacial gruesa, equivalen a 20/200 de Snellen y por tanto un sistema de píxeles de baja resolución; este sistema solo puede detectar elementos gruesos de una imagen. Un segundo ejemplo son los canales que poseen alta resolución espacial y reportan más detalles y con mayor resolución de píxeles que equivalen a 20/60 Snellen. El último ejemplo corresponde a los canales de visión de detalles más finos a expensas de la mayor resolución posible, equivalente a 20/20 snellen. Cada canal alimenta la memoria visual y a su vez ésta se puede encargar en determinado momento de alimentar información faltante cuando la imagen no es clara, ante estas circunstancias, tan solo la transmisión de datos por el canal de menor resolución posible rellena detalles no vistos en realidad.⁸

La frecuencia espacial se mide en ciclos, que corresponden a una barra blanca y una negra en una rejilla con cierto grado de frecuencia angular. Sin embargo, desde el punto de vista óptico, pocas imágenes se pueden describir como patrones de ondas cuadradas perfectas con bordes definidos y claros por completo. Por este motivo las pruebas de sensibilidad al contraste utilizan patrones

sinusoidales dado que una rejilla de patrón sinusoidal tiene un perfil de luminancia con transformación gradual del área clara a la oscura. Los patrones de rejilla sinusoidal son particularmente importantes y por eso utilizados en investigación visual porque cualquier patrón visual por complejo que sea puede descomponerse en sus elementos primordiales de diferente frecuencia. Las principales ventajas encontradas son en primer lugar, que el desenfoco óptico no cambia la forma o la apariencia del patrón de la rejilla, únicamente la percepción subjetiva del paciente acerca de la cantidad de contraste, por eso se altera solo un atributo del estímulo por el desenfoco. En segundo lugar, provee un promedio de la caracterización de la respuesta total a una serie de estímulos bastante complejos que conforman el ambiente visual diario.⁸



Está imagen es para demostrar como es la visión en un paciente con un LIO esférico y un LIO esférico

Alcon®, Phoenix, Arizona, USA

Otro factor importante a considerar es la profundidad de foco la cual se define como la variación de una imagen distante a través de un lente o de un sistema óptico que puede ser percibida con movimiento y tolerada sin cambio en el contraste de su enfoque.⁹

Teóricamente una imagen retiniana es percibida perfectamente clara, sólo cuando la óptica y la anatomía de la retina se conjugan para ello, por lo que una imagen ligeramente desenfocada va ser interpretada en el cerebro de esta manera, mientras se encuentre dentro de la medida óptica de la profundidad de foco. Por lo que la profundidad de foco cuenta con un margen de tolerancia neurológico y la percepción de errores es variable. Esta es principalmente una situación deseable y común en todos los sistemas de retroalimentación psicológicos. Por lo que la profundidad de foco puede ser definida como la proyección de un objeto dentro de un intervalo dióptrico en un espacio libre, a través de el cual mientras objeto permanezca en el espacio de profundidad de foco, se proyectará en la retina tal y cual se encuentra en este campo y se percibirá con mucha claridad. Existen 3 criterios a tomar en cuenta para medir la profundidad de foco que son 1.-degradación de la imagen percibida, 2.-percepción de un objeto borroso, 3.- la pérdida de la visibilidad en los detalles de la imagen. Una manera de medir la profundidad de foco es llevándolo a cabo bajo cicloplejia para evitar la acomodación y medir el rango de visión que permanece sin cambio en su constante sin la participación de la acomodación. Esto se puede lograr tomando en cuenta como base la mejor visión del paciente sin acomodación así como el rango que existe entre ésta y la mejor visón cerca y lejana donde exista la mejor percepción de la imagen, sin acomodar.⁹

A medida que la comprensión del sistema visual ha avanzado, la evaluación de las técnicas quirúrgicas y los lentes intraoculares también han evolucionado. Diferentes estudios clínicos han tratado de medir los resultados de ambos tipos de cirugía refractiva, la corneal y la cirugía del cristalino en

cuanto a la mejoría de la calidad visual percibida por el paciente.¹⁰

El motivo de esta tesis es valorar los resultados de calidad visual obtenido en los pacientes operados en el departamento de segmento anterior de la FHNSL con tres diferentes lentes esféricos.

RESUMEN

Objetivo: Comparar aberración esférica, profundidad de foco, opacidad capsular y calidad de visión en ojos operados con 3 lentes intraoculares (LIOS) de diferente asfericidad y material (IQ, Akreos y SofPort) a un año de seguimiento.

Material y Métodos: Se incluyeron 18 ojos los cuales se dividieron en tres grupos de 6 ojos cada uno. El grupo 1 contó con 6 ojos operados con LIO IQ®, el grupo 2 contó con 6 ojos operados con LIO Akreos® y el grupo 3 con 6 ojos con Sofport®. Todos los pacientes cumplían más de 1 año de operados de catarata.

Se realizaron tests de profundidad de foco, aberrometría, y sensibilidad al contraste. De forma adicional se cuantificó opacidad capsular.

Resultados: En la aberración esférica se encontró que el grupo 1 presentaba la menor positividad de aberración esférica con una $p < 0.05$. La profundidad de foco total fue mejor para los lentes con asfericidad 0. Respecto a la estabilidad de las aberraciones esféricas al comparar la recolectada a los 7 días del postquirúrgico vs. la recolectada a un año se encontró que el grupo 3 no presentó adecuada estabilidad.

Conclusiones: Los tres modelos de lentes estudiados ofrecen buena calidad y cantidad de visión a nuestros pacientes. El modelo SofPort no presentó adecuada estabilidad en la aberración esférica a 1 año.

Palabras clave: aberrometría, profundidad de foco, lentes esféricos, sensibilidad al contraste.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

¿Los LIOS esféricos compensan la aberración esférica corneal y mejoran la calidad y cantidad de la imagen así como la profundidad de foco en los pacientes pseudofáquicos?

ANTECEDENTES

La curvatura corneal se modifica significativamente con la edad. La degradación de la calidad de la imagen en ojos de pacientes mayores es causada primariamente por defectos ópticos como lo son cambios en la aberración corneal y del cristalino¹¹. Guirao y cols. mencionan que el cambio de la aberración corneal es poca siendo más importante el cambio en la aberración del cristalino¹². Glasser y Campbell encontraron grandes cambios en la aberración esférica del cristalino en cristalinios envejecidos *in vitro*¹³.

Es importante mencionar que el comportamiento natural de la aberración en pacientes jóvenes es consecuencia parcialmente en el mecanismo compensatorio del cristalino, lo cual se pierde parcial o completamente con la edad.¹¹ Actualmente los lentes intraoculares monofocales con una asfericidad negativa han sido introducidos en el mercado con el objetivo de balancear la aberración positiva de la córnea, buscando reducir la aberración esférica corneal.¹⁴

En modelos ópticos humanos, se observó que el desempeño de los lentes con aberración esférica 0 (Akreos® y Sofport® , Optics Center, Bausch & Lomb, Rochester, New York, USA.), es superior al de los LIOs convencionales esféricos, justificado por 2 razones: 1) el LIO con aberración esférica 0 como su nombre lo indica no tiene aberración esférica, presentando menos aberraciones esféricas en el sistema óptico total y 2) el descentramiento no presenta efectos tan adversos como otros modelos.¹⁵

El LIO Akreos® Adapt es un lente esférico, de una sola pieza, de acrílico hidrofílico con puntas cuadradas en los 360 grados, con una óptica de 6mm y un diámetro total que va de 10.5 a 11mm, disponible de +10 a +30 Dp, libre de asfericidad; diseñado para disminuir las fotopsias y la opacidad

capsular posterior, así como una superficie que permite disminuir el glare. Akreos® y Sofport® , Optics Center, Bausch & Lomb, Rochester, New York, USA.

Softport® es un LIO de tres piezas que absorbe luz UV con ambas superficies esféricas, incluye una óptica de silicón (6mm) y hápticas de PMMA, con un diámetro total de 13 mm, con bordes cuadrados anteriores y posteriores. Akreos® y Sofport® , Optics Center, Bausch & Lomb, Rochester, New York, USA.

Akreos® y Sofport® tienen una superficie anterior y posterior esférica por lo cual distribuyen el poder uniformemente, del centro a la periferia. Ambos neutralizan la córnea y se ha descrito que se adapta al paciente sin importar la forma de la córnea y la alineación. Akreos® y Sofport® , Optics Center, Bausch & Lomb, Rochester, New York, USA.

AcrySof IQ (Alcon®, Phoenix, Arizona, USA.) es un lente de una sola pieza de acrílico hidrofóbico, el cual incluye un filtro para el espectro de luz azul. Cuenta con una superficie posterior esférica y bordes cuadrados. Su cara posterior esférica tiene un valor de -0.20μ .

Las múltiples evaluaciones de estas variables se han realizado a través de mediciones del rendimiento visual (sensibilidad al contraste). Kershner, y cols encontraron que la agudeza visual no corregida a 1 mes después de la cirugía, no fue significativamente diferente entre el grupo de esféricos y esféricos. Las diferencias más significativas en los lentes esféricos presentó en frecuencias espaciales medias y altas (6-18 C / °) en condiciones mesópicas¹⁶. Packer et al también encontró mayor sensibilidad con los lentes intraoculares esféricos, a excepción de frecuencias espaciales bajas (1.5-3 C / °) en condiciones mesópicas y a frecuencias espaciales altas (6-18 C / °) en condiciones fotópicas. Mester comparó el rendimiento visual y aberraciones de frente de onda en pacientes con LIO esférico en un ojo y LIO esférica en el ojo contralateral. La agudeza visual con su mejor corrección y sin corregir no presentó diferencia estadísticamente significativa en ciclos altos, aunque en ciclos bajos la sensibilidad al contraste fue ligeramente mejor en el grupo de esféricos, tanto en condiciones fotópicas y mesópicas⁹.

Por su parte, Marcos y cols. Encontraron que la profundidad de foco es significativamente menor con LIOS esféricos que con esféricos¹⁷.

En la actualidad no hay un consenso en lo concerniente a calidad y cantidad de imagen. Por tal razón realizamos el presente estudio comparativo a largo plazo con el fin de analizar la calidad de los tres tipos de lentes intraoculares esféricos existentes en nuestro país.

OBJETIVO

Comparar a largo plazo la cantidad y calidad visual de tres lentes intraoculares esféricos en pacientes operados de catarata.

HIPÓTESIS

El cambio en la aberración del cristalino en un paciente adulto conduce a una descompensación en su equilibrio con la aberración corneal, lo cual conduce a alteraciones en su calidad de imagen, para lo cual se propone el uso de LIO's esféricos para restablecer, dicho equilibrio y mejorar la calidad de imagen del paciente.

JUSTIFICACIÓN

Realizar un estudio con el fin de demostrar la utilidad en el uso de lentes intraoculares esféricos en cirugía de catarata

MATERIAL Y MÉTODOS

Se tomaron en cuenta un total de 18 ojos, formándose tres grupos: el grupo 1 contó con 6 ojos operados con LIO IQ®, el grupo 2 contó con 6 ojos operados con LIO Akreos® y el grupo 3 con 6 ojos con Sofport®. Se incluyeron pacientes con más de 1 año de operados de catarata con los 3 lentes en estudio.

Criterios de Inclusión:

Pacientes con un año posterior a cirugía de catarata con cualquiera de los tres lentes en estudio, que acuden a sus citas de control, con expediente completo y que aceptan participar en el estudio.

Criterios de exclusión:

Cirugía de catarata complicada, otras cirugías oculares previas, patología ocular agregada.

A todos los pacientes se les realizó estudio de profundidad de foco el cual se llevó a cabo colocando la mejor corrección y un estímulo visual a 40 cm y se midió la distancia a la cual la imagen era tolerada sin cambio en su contraste; esto se midió en centímetros y posteriormente se convirtió a dioptrías con la fórmula de $D=1/f$

Las aberrometrías se tomaron con Aberrómetro Wave Scan (Wave Front System, Visx, AMO) con diámetro pupilar promedio de 5.0mm para valorar la aberración esférica. Se midió opacidad capsular bajo dilatación farmacológica bajo la estadificación modificada al análisis EPCO₁₈ clasificando la opacidad en leve (cuadrantes centrales no afectados), moderado (< 2 cuadrantes centrales afectados) y severo (2 ó más cuadrantes centrales afectados)^{figura1}.

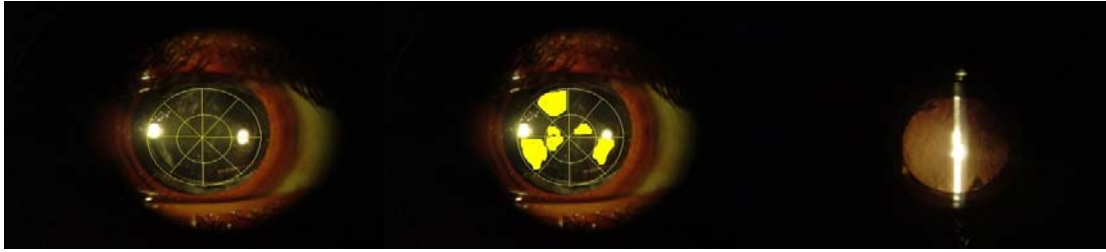
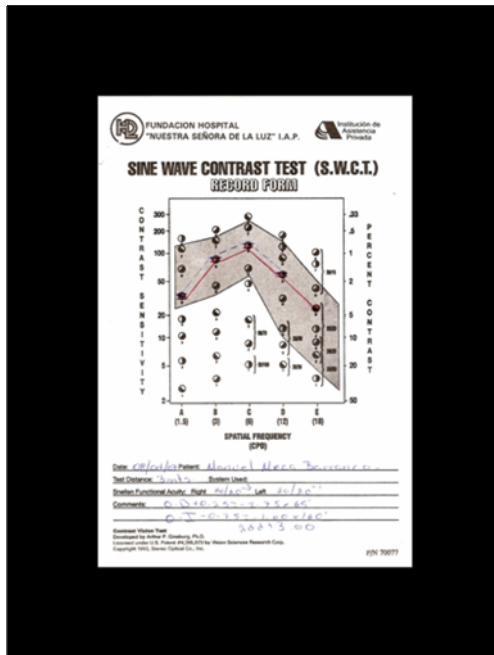


Figura 1 Estadificación modificada al análisis EPCO₁₈

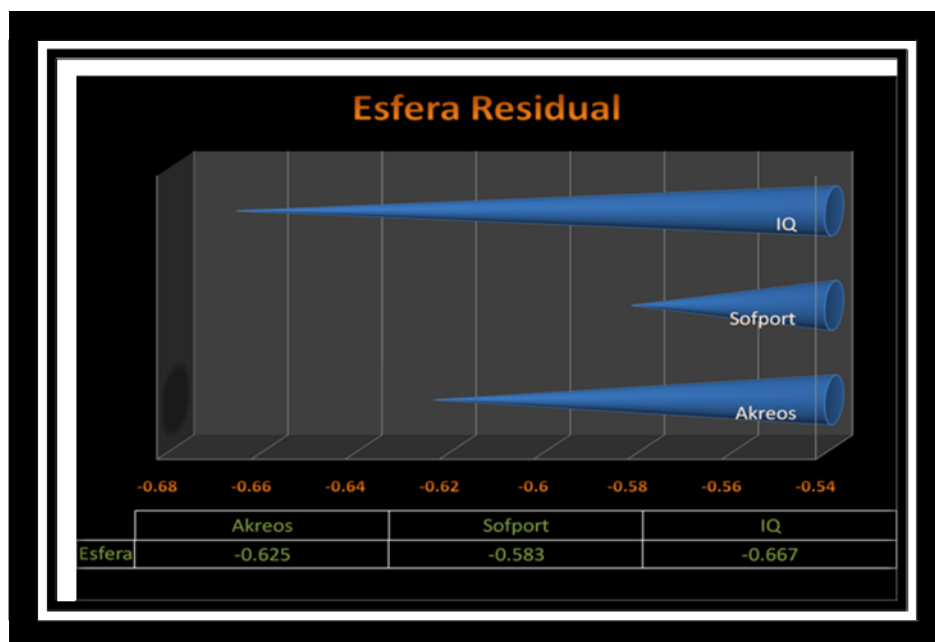
Además se midió a todos los pacientes sensibilidad al contraste con el Contrast Vision Test (Arthur P. Ginsburg, StereoOptical Co. Inc.) tanto en condiciones mesópicas con 85cd/m² y fotópicas: 240 cd/m².



El análisis estadístico para todas las variables se realizó con la prueba T de student y prueba de ANOVA.

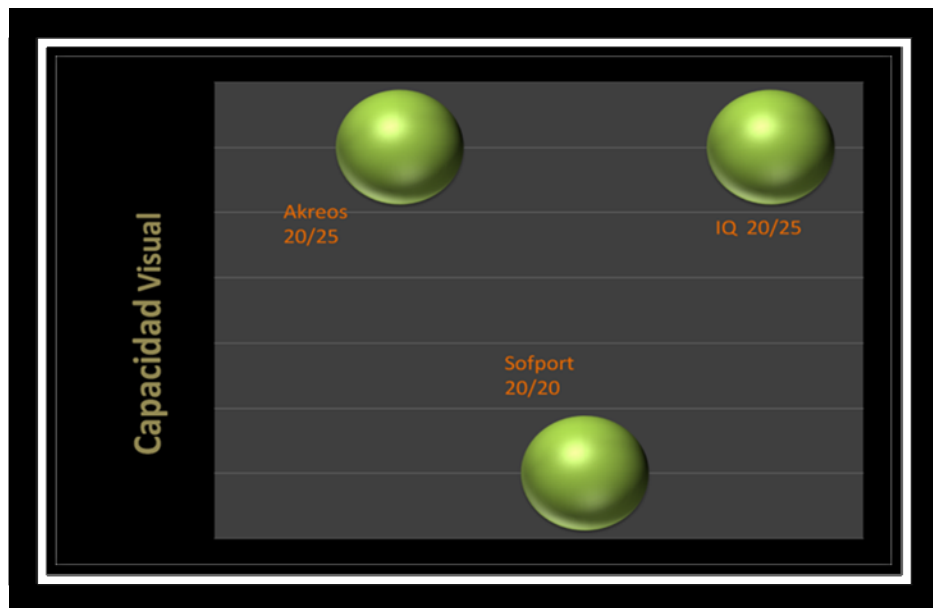
RESULTADOS

La esfera postquirúrgica residual fue para el grupo 1 (IQ®) de -0.667 D; para el grupo 2 (Akreos®) fue de -0.625 y para el grupo 3 (Sofport®) fue de -0.583 ($p < 0.05$)_{gráfica 1}.



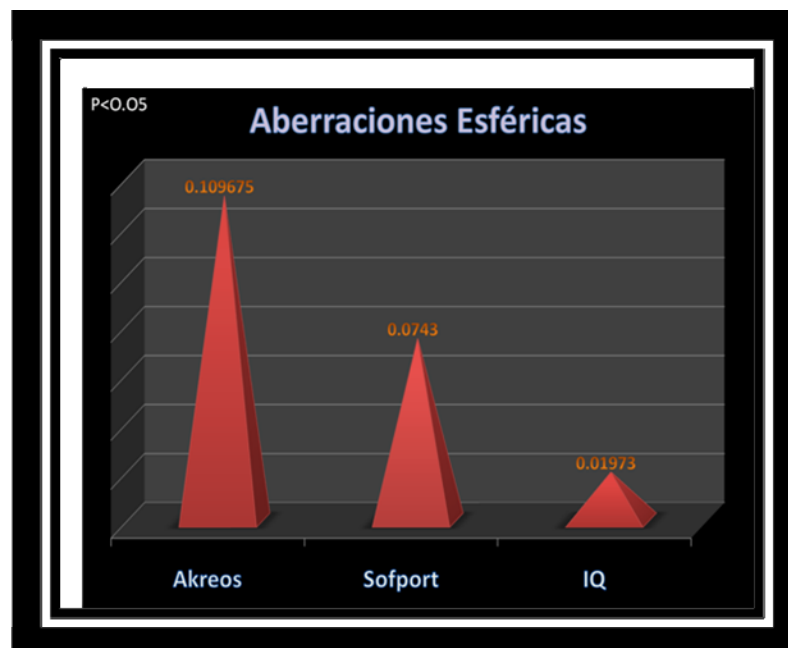
Gráfica 1

Con respecto a la capacidad visual medida con la mejor corrección, ésta fue para el grupo 3 (Sofport®) en promedio de 0.0 LogMAR (20/20Snellen), mientras que para el grupo 1 y 2, (IQ® y Akreos®) presentaron un promedio de 0.96 LogMAR (20/25 Snellen) ($p < 0.05$)_{gráfica 2}.



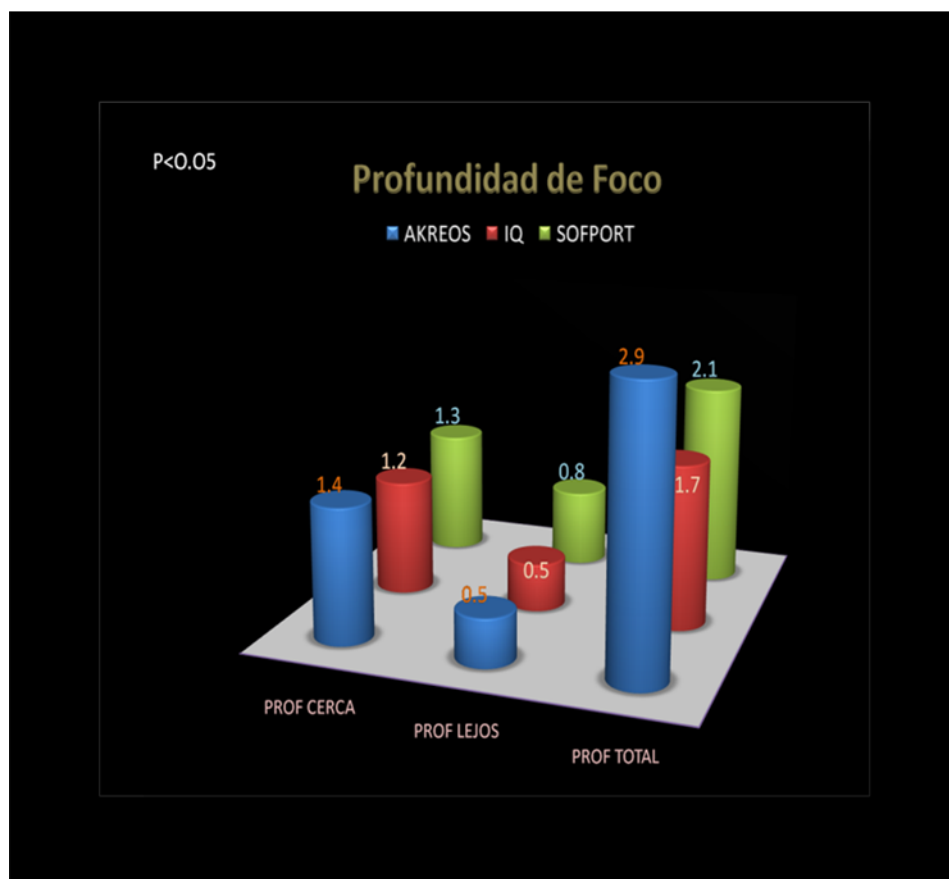
Gráfica 2

Al analizar la aberración esférica se encontró que el grupo 2 (Akreos®) presentó una aberración esférica de 0.109675 μ , el grupo 3(Sofport®) de 0.0743 μ y el grupo 1(IQ®) de 0.01973 μ , siendo la de el grupo 1 (IQ®) la menos negativa ($p < 0.05$) gráfica3.



Gráfica 3

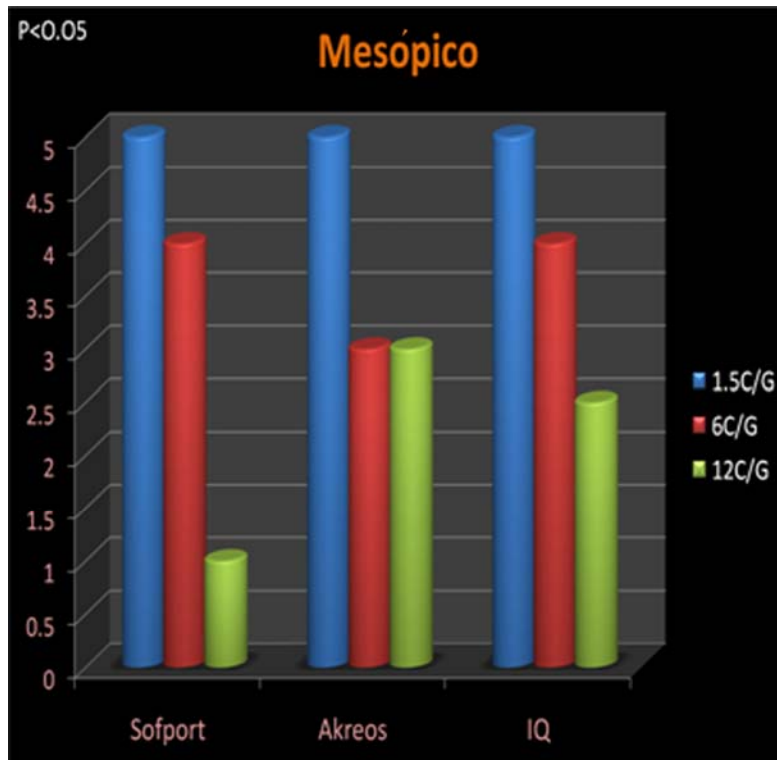
Con respecto a la profundidad de foco total se encontró que para el grupo 1(IQ®) fue de 1.7D, para el grupo 3 (sofport® de 2.1D) y para el grupo 2 (akreos®) de 2.9D($p < 0.05$) gráfica4.



Gráfica 4

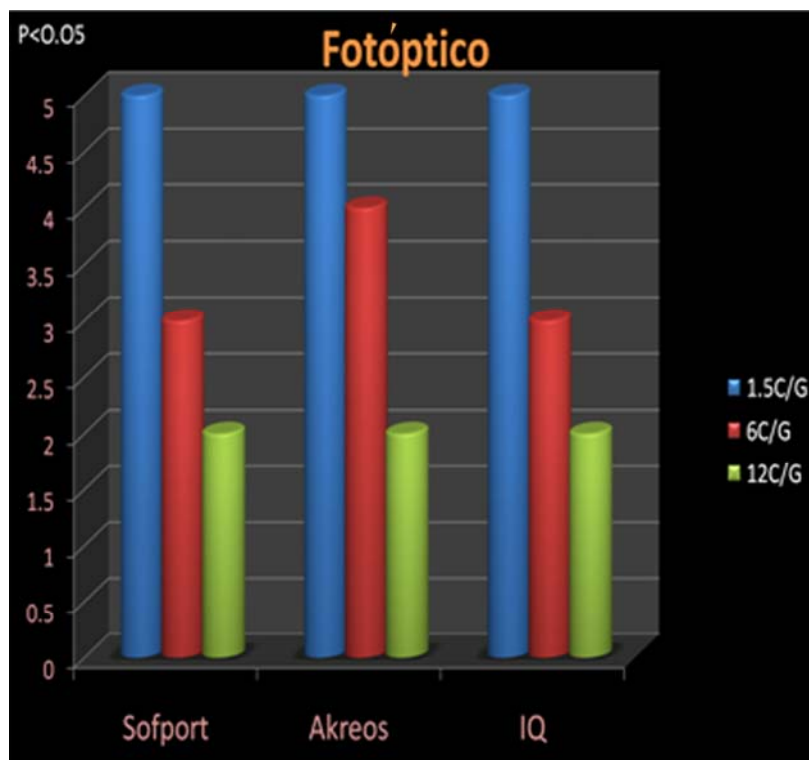
Valorando la profundidad de foco se evidenció que en condiciones mesópicas los tres lentes se comportaron de manera similar pero el grupo 1 presentó mejor resultado en frecuencias medias y altas

(gráfica 5).



Gráfica 5

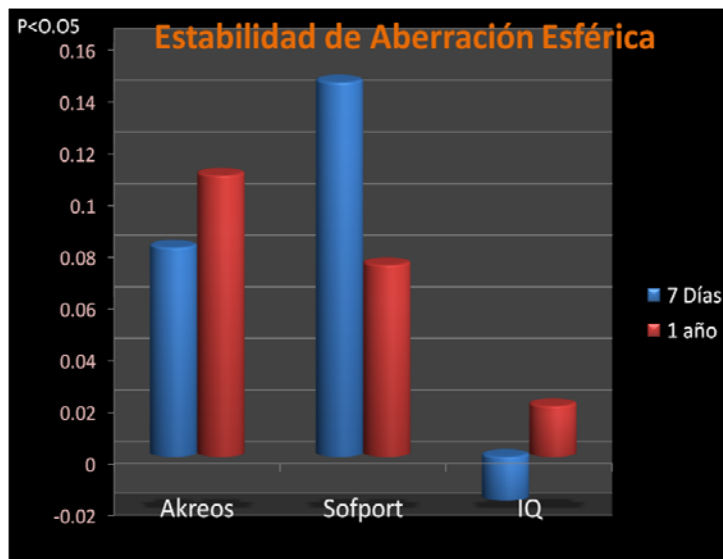
En condiciones fotópicas no hubo una diferencia significativa entre los tres lentes gráfica 6.



Gráfica 6

Se analizó la estabilidad de las aberraciones esféricas comparando la recolectada a los 7 días de operado vs. la recolectada a un año encontrándose en promedio para el grupo 1(IQ®) fue de -0.017μ a los 7 días y de 0.0197μ al año; para el grupo 3 (sofport®) a los 7 días de 0.145μ vs. 0.0743μ al año y para el grupo 2 (Akreos®) a los 7 días 0.081μ vs. 0.109μ al año. Esto significa que el grupo 3(sofporti®) no presento estabilidad en su aberración esférica; sin embargo esto no fue estadísticamente significativo

gráfica7.



Gráfica 7

Al estudiar la opacidad capsular no se encontró diferencia significativa entre los tres tipos de lentes

paciente del necesario

	Opacidad	Akreos	Sofport	IQ
Leve		50% (3)	16.6% (1)	33.3% (2)
Moderada		0%	0%	0%
Severa		0%	0%	16.6%(1)*

con yag
1)

aunque a un grupo 1 fue realizar capsulotomía láser (cuadro

Cuadro 1

DISCUSIÓN:

Estudios previos no han encontrado diferencia estadísticamente significativa entre las aberraciones esféricas después de la colocación de los distintos modelos de lentes esféricos, lo cual corresponde con nuestro estudio¹³. Además encontramos que el lente con aberración esférica (IQ) fue el que mostró aberración esférica menos positiva, como era teóricamente esperado.

Los estudios de profundidad de foco han sido infravalorados puesto que hasta la fecha no hay un consenso sobre que es mejor para el paciente, calidad o cantidad de visión. Cheng et al. reportó que la aberración esférica, la coma y el astigmatismo secundario aumentan la profundidad de foco¹⁹, lo cual coincide con nuestro estudio ya que el lente Akreos® fue el que mayor aberración esférica y mayor profundidad de foco presentó de forma simultánea. Nio et al. También reporta que la aberración esférica aumenta la profundidad de foco²⁰.

Estudios previos han encontrado que es mejor la sensibilidad al contraste en lentes esféricos que esféricos tanto en condiciones mesópicas como escotópicas. Caporossi et. al encontró que los cambios en la sensibilidad al contraste en condiciones fotópicas y mesópicas no es estadísticamente significativa entre lentes esféricos, lo cual coincide con lo encontrado en nuestro estudio²¹.

Estudios previos no han encontrado opacidad ni en sofport ni en IQ a 2 meses²¹, que en cierta forma coincide con nuestro estudio ya que las opacidades que se encontraron en los tres tipos de lentes no eran significativas y se midieron a 1 año de operados, sin embargo hay que tomar en cuenta que para esta observación nuestra muestra estudiada no fue amplia.

CONCLUSIONES:

Los tres lentes intraoculares esféricos ofrecen una buena capacidad visual para LOS pacientes. No hay una diferencia estadísticamente significativa entre las aberraciones esféricas de los tres tipos de LIO's, aunque cabe mencionar que el grupo IQ y Akreos mostraron una mejor estabilidad a largo plazo. Con respecto a la sensibilidad al contraste los tres lentes se comportan de buena manera en condiciones fotópicas y mesópicas. Finalmente observamos que existe una mejor profundidad de foco en los lentes con asfericidad neutra.

Bibliografía

1. Piers Patricia, et.al. Theoretical Comparison of Aberration-correcting Customized and Aspheric Intraocular Lenses. J Refract Surg. 2007; 23:374-384.
2. Marcos,S. Aberrometry: Basic Science and Clinical Applications. Bull.Soc.Belge:Ophtalmol.2006;302:197-213
3. Mahan V.N.Zernike circle polynomials and optical aberrations of systems with circular pupil. Appl Opt 1994; 33: 8121-8124
4. Malacara D. Optical Shop Testing (2nd ed.). John Wiley & Sons Inc., New York NY 1992
5. Calossi. Corneal Asphericity and Spherical Aberration. J Refract Surg. 2007;23:505-514.
6. Zeng, minibing, et.al. Aberration and Contrast Sensivity Comparison of Aspherical and monofocal and multifocal intraocular lens eyes. Clinical and experimental Ophthalmology 2007;35:355-360.
7. Packer M, Fine IH, Hoffman RS. Wavefront technology in cataract surgery. Curr Opin Ophthalmol. 2004 Feb;15(1):56-60.
8. Boxer. Normalized Contrast Sensitivity Values. J Refract Surg 1998;14:463-466.

9. Bin Wang, et.al. Depth-of-Focus of the Human Eye: Theory and Clinical Implications. *Surv Ophthalmol* 2006;51:75-85
10. Packer Mark, et.al. Contrast Sensivity and Mesuring cataract Outcomes. *Ophthalmol N Am* 2006;19:521-533.
11. González-Méijome, et.al. Asphericity of the anterior human cornea with different corneal diameters. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33:465–473
12. Guirao A, Redondo M, Geraghty E, et al. Corneal optical aberrations and retinal image quality in patients in whom monofocal intraocular lenses were implanted. *Arch Ophthalmol* 2002; 120:1143–1151
13. Glasser A, Campbell MCW. Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. *Vision Res* 1998; 38:209–229
14. Bellucci R, Morselli S. Optimizing higher-order aberrations with intraocular lens technology. *Curr Opin Ophthalmol*. 2007 Feb; 18(1): 67-73.
15. Altmann GE, Nichamin LD, Lane SS, Pepose JS. Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration. *J Cataract Refract Surg*. 2005 Mar;31(3):574-85.
16. Kershner R. Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric, silicone, and acrylic intraocular lenses: prospective evaluation. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29:1684-1694.

17. Marcos. S.et.al. Optical Quality and Depth-of-field of Eyes Implanted With Spherical and Aspheric Intraocular Lenses. *J Refract Surg.* 2005; 21:223-235.
18. Guerrero Oscar, Arroyo Leticia. Clasificación modificada de la opacidad capsular pseudofáquica. FHNSL. 2006
19. Cheng H, Barnett JK, Vilupuru AS, et al. A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *J Vis*2004; 4:272– 80.
20. Nio YK, Jansonius NM, Fidler V, et al. Spherical and Irregular Aberrations are important for the Optimal Performance of the Human Eye. *Ophthalmic Physiology Opt* 2002; 22:103–12.
21. Capo Rossi, et.al. Prospective Randomized Study of Clinical Performance of 2 Aspheric and 3 Spherical Intraocular Lenses in 250 Eyes *J Refract Surg.* 2007; 23:639-648.