



FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

INSTITUTO DE OFTALMOLOGIA  
FUNDACIÓN CONDE DE VALENCIANA

**Modificación de las aberraciones ópticas  
al realizar elcolgajo corneal en LASIK**

TESIS DE POSTGRADO  
Que para obtener el diplomado de especialidad en  
**OFTALMOLOGÍA**

Presenta el

**Dr Juan Manuel Paulín Huerta**

0351410

DIRECTOR DE TESIS.

**Dr. Raúl Suárez Sánchez**



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**

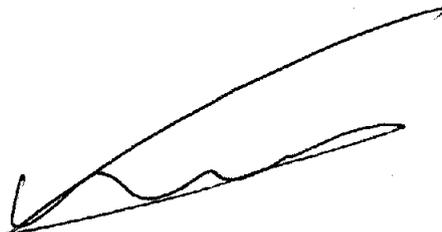
Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

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.



---

**DR. ENRIQUE GRAUE WIECHERS**  
**PROFESOR TITULAR DEL CURSO**



---

**DRA. CLAUDIA ELENA MURILLO CORREA**  
**JEFE DE ENSEÑANZA**



---

**DR. RAÚL SUAREZ SÁNCHEZ**  
**DIRECTOR DE TESIS**

INSTITUTO DE  
CIENCIAS BÁSICAS  
UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES  
CALLE DE MAESTRO B, D. F.  
B. U. A. S.



SUBDIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO  
FACULTAD DE CIENCIAS  
B. U. A. S.

A Graciela y Virgilio

Lo más valioso que tengo.

Gracias por su esfuerzo, su ejemplo y su amor.

Espero poder demostrarles lo mucho que los amo y lo admirables que son para mi

A Miguel

Mi mentor,

consejero y amigo.

Gracias por tu apoyo y paciencia.

## INDICE

### I Introducción

• Aberraciones ópticas	1
• El sistema de imágenes óptico ideal	5
• Diseño y pruebas ópticas	7
• Las aberraciones de rayo	8
• El frente de onda geométrico	10
• Aberración de onda	12
• Análisis de frente de onda de ametropía esférica y cilíndrica	13
• Análisis de frente de onda de astigmatismo irregular	13
• Clasificación del astigmatismo irregular	14
• Aplicaciones clínicas de la teoría de frente de onda	16
• Mediciones clínicas de las aberraciones	17
• Índice de aberraciones - Raíz Cuadrada del Promedio	18
• El camino a la cirugía personalizada	19
II Planteamiento del problema	23
III Justificación	23
III Objetivo	23
IV Hipótesis	24
V Diseño	24
VI Material y Métodos	25
VII Análisis estadístico	26
VIII Resultados	27
IX Conclusiones	30
X Discusión	31
XI Bibliografía	33

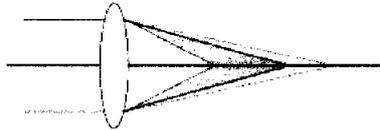
## **I Introducción.**

### **Aberraciones ópticas**

Las aberraciones de los sistemas ópticos y específicamente de las aberraciones del ojo han sido estudiadas por cerca de 400 años. En el siglo XVII Galileo encontró empíricamente que al colocarse aperturas que restringían la cantidad de luz que entraba a un telescopio mejoraba las imágenes. En 1619 Scheiner describió su propio astigmatismo regular observando el cambio en la apariencia de una aguja orientada en diferentes ejes. En 1611 Kepler describió la aberración esférica y el uso de lentes hiperboloidales para corregirla.

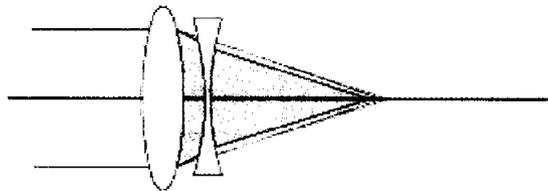
El reducir incluso pocas aberraciones produce beneficios notables. Al eliminar las aberraciones a través de un diseño cuidadoso, algunos de los telescopios y microscopios de juguete de la actualidad superan por mucho a los instrumentos utilizados por Galileo, Hooke, van Leeuwenhoek y por generaciones de marineros.

Existen dos formas generales para reducir las aberraciones. Un método es utilizar múltiples lentes en lugar de una sola. La aberración originada en una lente es balanceada o cancelada por la otra así que la combinación de lentes tiene menor aberración total que cualquier lente única. Un ejemplo de este abordaje es la aberración cromática. El índice de refracción de un material varía con la longitud de onda así que un mismo lente enfoca la luz azul y la luz roja en una localización discretamente diferente, produciendo un efecto llamado aberración cromática.



### Aberración Cromática

La cantidad de aberración cromática producida por una lente es producto de su poder y de la dispersión del material con que está hecha. Por lo tanto, una lente negativa de bajo poder realizada con un material con alta dispersión puede cancelar la aberración cromática de una lente positiva de alto poder realizada con un material de baja dispersión.



### Corrección de aberración cromática

Al reemplazar una sola lente por un sistema combinado de dos lentes (con el mismo total de poder) construidas con materiales diferentes se pueden disminuir las aberraciones cromáticas en gran medida.

El mismo abordaje funciona para otras aberraciones. En general cada lente que se añade a un sistema óptico permite la corrección de más aberraciones. La lente de una cámara de calidad usualmente consiste en 6 o 12 lentes individuales y produce imágenes conteniendo mayor detalle que el registrado por la película. Por lo tanto es la película y no la lente la que limita la cantidad de detalle que puede obtenerse por fotografía. El uso de lentes múltiples se utiliza clínicamente para corregir errores refractivos. Una lente correctora es simplemente una lente adicional que se añade al sistema óptico del ojo para corregir aberraciones. Sin embargo solo unas pocas aberraciones son corregibles. Los oftalmólogos están muy familiarizados con las aberraciones (errores refractivos) que pueden ser corregidos con una única lente. **El resto de las aberraciones están inmersas en una única categoría llamada astigmatismo irregular, que ha sido por mucho tiempo ignorado por los especialistas debido a nuestra limitada capacidad para tratarlo.**

Sin embargo las aberraciones que constituyen el astigmatismo irregular han sido estudiadas a profundidad por los ingenieros ópticos, que han sido capaces de corregir estas aberraciones en otros sistemas de imagen. La teoría de aberración desarrollada por los ingenieros es aplicable al ojo y se ha producido una vasta cantidad de literatura que se enfoca exclusivamente con las aberraciones del ojo. Es importante que los oftalmólogos conozcan que el astigmatismo irregular es de hecho un tema que ha sido ampliamente estudiado y que continúa en investigación activa.

Otra forma para corregir las aberraciones son las superficies esféricas. En el siglo VII Ibn Sahl descubrió que una lente con una superficie hiperboloidal, *no esférica*, era la forma más efectiva para enfocar la luz solar para iniciar una fogata. Kepler y posteriormente Descartes mostraron que los elipsoides y otras formas de superficies esféricas pueden reducir muchas aberraciones. Sin embargo hasta hace poco era imposible fabricar superficies esféricas precisas a un costo aceptable.

En el pasado, debido a las limitaciones de producción, las únicas formas que podían realizarse con precisión eran esféricas, cilíndricas y planas, por lo que todos los sistemas de imágenes se realizaron utilizando solo estas formas. En los últimos 30 años ha sido posible producir una gran variedad de superficies esféricas, y muchos sistemas de imagen en la actualidad emplean elementos esféricos.

Sin embargo, es difícil aplicar superficies esféricas para la corrección de aberraciones oculares debido a que el ojo se mueve con respecto a la lente correctora, mientras en la mayoría de los sistemas de imagen los elementos individuales son fijados y cuidadosamente alineados uno con respecto al otro. Los lentes progresivos son lentes esféricos pero son utilizados para corregir presbiopía y no astigmatismo irregular.

Al colocar la corrección del astigmatismo irregular en la córnea obvia los problemas asociados con el movimiento ocular. Con el advenimiento del láser excimer es posible producir una superficie corneal esférica precisa que corrija algunos astigmatismos irregulares así como errores refractivos convencionales. **Sin embargo la corrección del astigmatismo irregular requiere no solo del proceso de esculpido corneal sino también de una medición y un análisis preciso del astigmatismo irregular.** La corrección clínica del astigmatismo irregular debe de lograrse de manera cuantitativa. El astigmatismo irregular en un ojo debe de medirse con precisión. Así como los errores refractivos convencionales se separan en componentes esféricos y cilíndricos, **los astigmatismos irregulares deben de separarse en distintos componentes.**

La teoría de la aberración es la rama de la óptica que estudia la medición y el análisis del astigmatismo irregular. La teoría de la aberración no clínicamente relevante en el pasado, pero debido a los avances en la cirugía refractiva actualmente ocupa un lugar primordial en la clínica óptica. Desafortunadamente la mayoría de los trabajos sobre de la teoría de la aberración se encuentran en la literatura de Ingeniería y carecen de valor para el clínico por lo poco familiar de la terminología y el estilo matemático de presentación.

## El sistema de imágenes óptico ideal

A pesar de que el estudio de las aberraciones se inició en el siglo XVII, su abordaje fue principalmente cualitativo. El enfoque cuantitativo inició en el siglo XIX cuando Mobius y Hamilton desarrollaron independientemente el concepto del sistema óptico ideal. Por definición el sistema óptico simétrico rotacional ideal tiene 3 características:

1. Imagen stigmática: Todos los rayos que se originan de un punto de un objeto deben converger en un punto perfecto en la imagen.

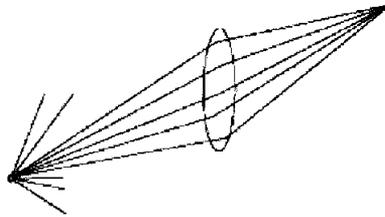
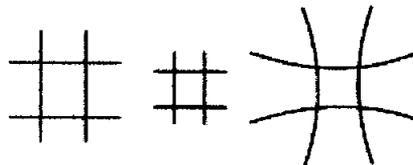


Imagen Stigmática

2. Similaridad geométrica: La imagen debe de ser un modelo a escala del objeto. La imagen puede ser mayor, menor o igual al objeto pero no debe distorsionarse.



Distorsión

3. NO curvatura de campo: Si el objeto está confinado a un plano, la imagen debe confinarse a ese plano.

Nótese que el sistema de imágenes ideal se define funcionalmente, en otras palabras, por lo que hace. Nada se ha mencionado acerca de la construcción del sistema. Puede pensarse en el sistema como una "caja negra". La luz entra por la apertura pupilar, es redirigida en alguna forma y emerge de la salida pupilar. Si la luz que emerge de la salida pupilar se comporta como lo descrito anteriormente, entonces el sistema óptico es ideal. Si no, entonces el sistema óptico tiene uno o más aberraciones.

## **Diseño y Pruebas Ópticas**

De manera sencilla, una aberración se define como cualquier desviación del comportamiento ideal. La producción de un sistema corregido con baja aberración se logra en 2 fases. La primera es el proceso de diseño. El diseño óptico moderno se logra utilizando un software especializado. El poder, la forma, el grosor y el índice de refracción de cada lente en un sistema óptico se capturan en un programa de diseño. Las aberraciones son calculadas en repetidas ocasiones hasta que se logra un sistema con bajos niveles de aberración. Después de que se completa el diseño inicia la segunda fase que consiste en la fabricación. Para asegurar una fabricación adecuada, las aberraciones deben de ser medidas y correlacionadas con la predicción del diseño. Si las aberraciones medidas exceden las aberraciones teóricas por más de una tolerancia pequeña, las superficies deben de ser modificada. La disciplina de la Prueba Óptica se encarga de la medición de las aberraciones de los sistemas ópticos existentes. La prueba óptica puede ser complicada; de hecho, los problemas con el telescopio Hubble fueron resultado de una prueba óptica inadecuada.

La corrección clínica del astigmatismo irregular requiere de algunos aspectos tanto de diseño como de prueba. Primero el astigmatismo en un ojo debe de ser medido en alguna forma de prueba óptica. Entonces la corrección de las aberraciones debe de ser planeada utilizando algún tipo de software que incorpore los principios de diseño óptico.

La teoría de la aberración se utiliza tanto en la fase de diseño como en la de prueba. Existen dos formas de abordaje complementarias para el estudio de las aberraciones: las aberraciones de rayo y las aberraciones de onda. Las aberraciones de rayo se basan en la ley de Snell y las aberraciones de onda se basan en el principio de Fermat.

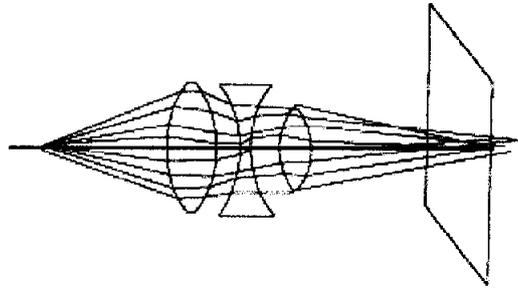
## Las aberraciones de Rayo

Considera un sistema óptico, un punto de objeto y un plano de imagen. Los libros de texto muestran los rayos del punto de objeto convergiendo a un solo punto de imagen, siendo ésta una situación ideal. Pero en la realidad, debido a las aberraciones, los rayos rara vez convergen en un punto en común. En lugar de esto, los rayos se agrupan en un área pequeña. El recorrido exacto de un rayo puede ser determinado aplicando la ley de Snell para cada superficie de un sistema óptico. El punto en donde el rayo interfecta el plano en el espacio de la imagen puede ser localizado con precisión. Este proceso se repite en diversos rayos que se originan del mismo punto del **objeto** y al final se obtiene un diagrama de puntos que muestra la intersección de cada rayo en el plano de la imagen. La aberración de rayo transverso es el desplazamiento (expresado como vector) del rayo en estudio con respecto a un punto de referencia; ya sea otro rayo o el punto de imagen deseado.

Usualmente los diagramas de puntos son generados en diversos planos por delante, en, y por detrás de la imagen originando una serie de diagramas de puntos de foco. La localización exacta del rayo se calcula intensivamente y la producción de diagramas de puntos es facilitada en gran medida por los paquetes de software de diseño de lentes disponibles comercialmente.

La ventaja del diagrama de puntos es que proporciona una representación inmediata visual de la totalidad de la cantidad de aberración presente y de la calidad de la imagen. Generalmente entre más pequeño sea el diagrama de puntos (en el mejor enfoque o foco), se obtendrán menores aberraciones y mejor será la imagen.

Los diagramas de puntos son de especial utilidad para estudiar los efectos de las aberraciones individuales aisladas. Los oftalmólogos están familiarizados con el conoide de Sturm, que es esencialmente un diagrama de puntos con múltiples focos de la aberración clínicamente conocida como astigmatismo regular.

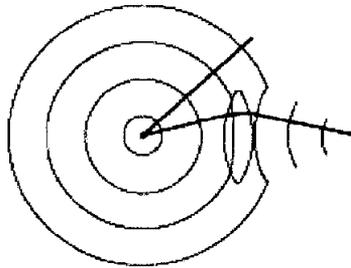


### Diagramas de puntos

Los diagramas de puntos son más difíciles de interpretar cuando se presentan diversas aberraciones, como sucede en la mayoría de los sistemas ópticos, incluyendo el ojo. Cuando se presentan diversas aberraciones, es más sencillo interpretar las aberraciones de onda.

## **El frente de onda geométrico.**

Las aberraciones de onda se basan en el concepto de un **frente de onda geométrico**. La luz es irradiada en todas direcciones de un punto de origen en un medio homogéneo.



**El frente de onda es una superficie isocrónica**

Se debe considerar un círculo imaginario (o esférico en 3 dimensiones) centrado en el punto del objeto. A pesar de que la luz viaja a gran velocidad, requiere de cierto tiempo para alcanzar el círculo, y ese tiempo es el mismo sin importar que recorrido o dirección siga la luz. **El círculo es el frente de onda geométrico para el punto de objeto dado.**

En general, el frente de onda geométrico es una superficie isocrónica asociada con un punto de objeto específico. Isocrónico se refiere a mismo tiempo, y la cantidad de tiempo que se requiere para que la luz viaje de un punto de objeto en específico hacia el frente de onda es igual para todos los rayos. Nótese que los frentes de onda están asociados solo con un punto de objeto. Dos diferentes puntos de objeto producen 2 distintos patrones de frente de onda.

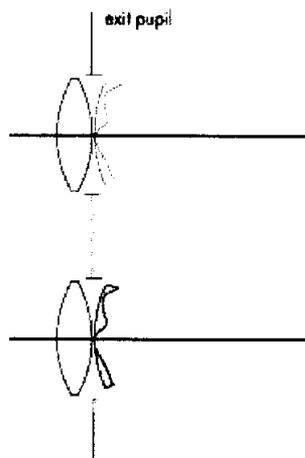
En el espacio entre dos medios ópticos la luz cambia de velocidad, lo cual altera la forma del frente de onda. Sin importa cual sea la forma, la cantidad de tiempo que se requiere para que la luz viaje de el punto del objeto al frente de onda es idéntico para todos los rayos. El frente de onda y los rayos están relacionados íntimamente. Los rayos son siempre normales para el frente de onda. Por lo tanto, de acuerdo a la forma del frente de onda, la dirección de cada rayo puede ser calculada. De manera inversa, de acuerdo a la dirección de diversos rayos, la forma del frente de onda puede ser calculada. El frente de onda y los rayos son dos formas diferentes pero estrechamente relacionadas para representar como se propaga la luz a través de un sistema óptico. **Un único rayo representa uno de los múltiples recorridos que puede tomar la luz, pero el frente de onda representa toda la luz (de un punto de objeto) que atraviesa el sistema óptico.**

## Aberración de Onda

Cuando un frente de onda emerge de un sistema óptico real, rara vez tiene esa forma esférica ideal, debido a la presencia de aberraciones. **La aberración de onda es la diferencia entre el frente de onda actual o de estudio y su frente de onda esférico ideal.** La aberración de onda es la diferencia entre 2 superficies; por lo tanto, su superficie tiene una forma un tanto semejante a una papa frita.

Por convención, en la teoría de aberración de onda, existen 3 referencias: el punto de imagen deseado, la salida pupilar y la esfera de referencia.

Cada sistema óptico tiene una salida pupilar. Clínicamente el punto de imagen deseado o intentado está en la retina. El punto de imagen deseado es el centro de la esfera de referencia, y el radio de la esfera de referencia es la distancia del punto de imagen al centro de la salida pupilar.



Aberración de onda

La esfera de referencia representa el frente de onda ideal libre de aberraciones. Para imágenes en el infinito. La esfera de referencia resulta en un plano de referencia.

### **Análisis de frente de onda de ametropía esférica y cilíndrica**

Clinicamente las aberraciones de onda se utilizan para describir el astigmatismo irregular, pero cualquier aberración del ojo puede analizarse utilizando frentes de onda. En la miopía, la imagen actual es anterior a la imagen deseada; por lo tanto el frente de onda actual tiene un radio menor que el de la esfera de referencia. La diferencia entre el frente de onda actual y la esfera de referencia es una superficie con forma de tazón. La hipermetropía es algo similar excepto de que el tazón está de cabeza. Como podría esperarse, es astigmatismo regular produce una aberración de frente de onda cilíndrica, y la combinación ya sea de hipermetropía o miopía con astigmatismo regular produce una aberración toroidal o aberración de onda esfero cilíndrica.

### **Análisis de frente de onda de astigmatismo irregular.**

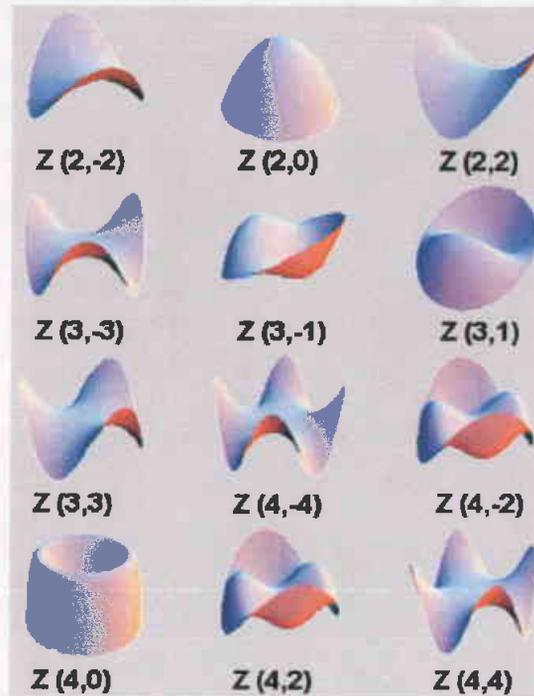
Así como el error refractivo convencional es la suma de componentes esféricos y cilíndricos, el total de astigmatismo irregular es la suma de aberraciones individuales. La aberración esférica y la coma son 2 importantes tipos de aberración. La aberración esférica tiene una forma de tazón similar a la miopía o hipermetropía excepto que en la aberración esférica el centro del tazón es más plano y los lados más inclinados que en la miopía e hipermetropía. La Coma se ve un tanto como una silla reclinable. Muchas cantidades diferentes de astigmatismo irregular total pueden ser producidas combinando aberración esférica y coma en diferentes proporciones.

## **Clasificación del astigmatismo irregular.**

El abordaje básico para el astigmatismo irregular es el mismo que para los errores refractivos convencionales. El astigmatismo irregular total es medido y expresado como la suma de aberraciones individuales. ¿Cuáles son las aberraciones básicas que constituyen el astigmatismo irregular? Seidel identificó 5 diferentes tipos de aberraciones de rayos: aberraciones esféricas, coma, distorsión, curvatura de campo y astigmatismo (no el mismo astigmatismo que el clínico corrige con cilindros). Posteriormente Buchdahl y Conrad extendieron esta clasificación de aberraciones de rayos. Las aberraciones de onda fueron desarrolladas en los 50's por Hopkins que inicialmente basó la clasificación en una expansión de la clasificación de Taylor. Una ventaja del abordaje de Hopkins era que ciertas aberraciones de onda correspondían con exactitud a las aberraciones de Seidel.

En 1930's Zernike desarrolló una expansión de polinomios con el objetivo de estudiar bordes de interferencia. Los polinomios de Zernike tienen la propiedad matemática de la ortogonalidad en una unidad circular continua. Que era de utilidad al analizar los datos de interferencia cuando eran continuos sobre una apertura circular. A pesar de no ser diseñados originalmente para la teoría de la aberración, los polinomios de Zernike corresponden exactamente a las aberraciones de Seidel. El sistema de Zernike utiliza aberraciones que son diferentes pero relacionadas con las basadas en las series de Taylor.

Existe cierto debate con respecto a cual es el mejor abordaje para el trabajo clínico, pero en años recientes, los polinomios de Zernike han predominado en la literatura clínica convirtiéndose en el estándar actual. En general cada orden contiene diferentes aberraciones individuales; a mayor es el orden, mayor número de aberraciones individuales le pertenecen.



### Los polinomios de Zernike

La dependencia de la pupila es una propiedad clínica importante. La miopía pura y la hipermetropía pura son ejemplos de aberraciones independientes a la pupila. La cantidad de estos errores no cambia con al tamaño pupilar. Si el error refractivo cambia con el diámetro pupilar, deben existir aberraciones adicionales dependientes de la pupila. En general la dependencia de la pupila aumenta con aberraciones de alto orden.

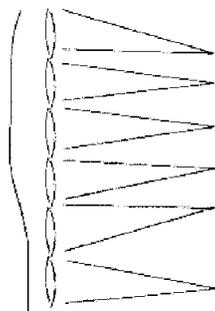
## **Aplicaciones clínicas de la teoría de frente de onda**

La aplicación clínica de la teoría de aberración es un fenómeno reciente. Mucho del interés actual en la teoría de la aberración se basa en la especulación más que en resultados clínicos establecidos. Es difícil determinar el impacto final de la teoría de la aberración en la práctica clínica, pero la aplicación clínica actual se encuentra en las áreas de **imagenología fundoscópica y visión supemormal**.

El fondo debe de ser examinado forzosamente a través del sistema óptico del ojo. Al corregir parcialmente las aberraciones oculares utilizando técnicas ópticas adaptativas, pueden lograrse imágenes altamente detalladas del fondo de ojo. El método es prometedor pero deben de superarse numerosos problemas técnicos para alcanzar su utilidad clínica. El éxito actual con la imagenología fundoscópica ha permitido especular que al corregir astigmatismos irregulares pueden lograrse agudezas visuales de hasta 20/7.5. Esto es altamente especulativo. No se ha determinado que correcciones adecuadas puede lograrse de manera rutinaria con cirugía refractiva o bien que mejorar la imagen retiniana resulte en una mejor visión.

## Mediciones clínicas de las aberraciones

Con el fin de aplicar la teoría de aberración es necesario tener la capacidad de medir las aberraciones oculares. La medición de las aberraciones oculares representa un gran reto. Se han descrito diversas técnicas de medición. La más popular está basada en la prueba de Hartman – Shack. En la prueba de Hartman – Shack un rayo láser estrecho de baja intensidad forma un pequeño punto único en la fóvea que actúa como un punto de origen. En el ojo emétrope sin acomodación el frente de onda de este punto de origen emergen como un frente plano. Debido a que la imagen se encuentra en el infinito, el frente de onda ideal no es una esfera de referencia sino un plano de referencia. Si existen aberraciones los frentes de onda no serán planos. El frente de onda que emerge es medido al pasar a través de un sistema de pequeños lentes (llamados lenslets o microlentes). Cada micro lente produce un pequeño punto de imagen en el detector. La posición de la imagen en el detector puede ser utilizado para determinar la totalidad de la forma del frente de onda. Este abordaje puede medir aberraciones nones y pares. <sup>1</sup>



El principio del sensor de frente de onda Hartman - Shack

## **Índice de aberraciones - Raíz Cuadrada del Promedio**

El defecto refractivo del paciente puede ser dividido en **aberraciones de bajo orden**, que sería la miopía, la hipermetropía y el astigmatismo y en **aberraciones de alto orden** que incluyen el llamado coma, el astigmatismo triangular (trefoil) y las aberraciones esféricas. Dentro del contexto total de un defecto refractivo estas aberraciones de alto orden podrían equivaler aproximadamente a media dioptría del defecto refractivo total que el paciente tiene. Este método de medición de las aberraciones de alto orden requiere un número. Ese número es el índice de aberraciones conocido como Raíz cuadrada del Promedio (**RMS** del inglés **Root Mean Square**), el cual puede estar en un rango entre 0.12 y 0.50 micras. Cuando este índice de aberraciones está cercano a 0.25 – 0.30 micras se considera que las aberraciones de alto orden ya tiene un impacto negativo en la calidad de la visión. Por lo tanto, tratarlas es conveniente para el paciente.

## **El camino a la cirugía personalizada**

Durante las últimas dos décadas la cirugía refractiva ha sufrido una gran evolución, desde procedimientos como la queratotomía radiada pasando por procedimientos lamelares como la queratoplastia lamelar automatizada (ALK) hasta las técnicas de ablación con láser: la queratectomía fotorreactiva (PRK), la queratectomía subepitelial con láser (LASEK) y la queratomileusis in situ asistida con Excimer láser (LASIK).

El LASIK es el procedimiento estándar más empleado y aceptado en todo el mundo para corregir miopía, hipermetropía y astigmatismo. Fue basado en la queratomileusis original introducida por Barraquer en los 60's y fue inicialmente descrita por Pallikaris y Siganos en 1990. El LASIK se ha convertido en una parte integral de la práctica oftalmológica. Los resultados son generalmente muy buenos pero no son perfectos. 2-5 y es frecuente encontrar en el postoperatorio que algunos pacientes se encuentran insatisfechos por sufrir de alteraciones visuales como fantasmas, halos, pérdida de sensibilidad al contraste e incluso una disminución en la AV con mejor corrección. 6-7

La corrección del astigmatismo irregular requiere de una medición y un análisis preciso. Así como los errores refractivos convencionales se separan en componentes esféricos y cilíndricos, los astigmatismos irregulares deben de separarse en distintos componentes siendo los polinomios de Zernike el estándar actual para representar los diferentes tipos de aberraciones.

Con el advenimiento de los aberrómetros es ahora posible medir con precisión los diferentes componentes del astigmatismo irregular del sistema óptico del ojo 1 y con el advenimiento del láser excimer es posible producir una superficie corneal esférica precisa que corrija algunos astigmatismos irregulares así como errores refractivos convencionales. Esto ha permitido el desarrollo de la cirugía refractiva con láser guiada por frente de onda que consiste en la medición de las aberraciones del sistema óptico del ojo y transformarlas matemáticamente en un patrón de ablación con láser preciso.

Son muchas las líneas de investigación que se han derivado con el fin de llegar a una ablación personalizada precisa: el desarrollo de aberrómetros con mayor número de puntos de análisis; mejores programas de computación que permitan convertir los datos obtenidos en patrones de ablación; nuevos equipos Láser de punto flotante con rastreadores oculares mejorados que permitan que se realice la ablación calculada en el lugar preciso.

La gran mayoría de los procedimientos de cirugía personalizada que se han realizado en la actualidad han sido a través de LASIK en el cual posterior a la medición de las aberraciones del sistema óptico del ojo se realiza un colgajo corneal con un microqueratomo con el fin de aplicar la ablación sobre el estroma corneal.

**Sin embargo, no se han estudiado con precisión los cambios en las aberraciones de la córnea posteriores a la realización del colgajo corneal.**

El entendimiento de la forma en que las aberraciones se modifican después de la formación del colgajo durante el LASIK es un elemento fundamental en el desarrollo de ablaciones libres de aberraciones.

Panagopoulou reportó un cambio en las aberraciones de alto orden en 10 ojos un mes después de la formación del colgajo. Estos cambios variaron de persona a persona. Para su estudio se utilizó el analizador de frente de onda WASCA (Hartmann - Shack) sin embargo no reportaron que microqueratomo se utilizó. **17**

Pallikaris encontró que la formación del colgajo aumenta las aberraciones de alto orden (especialmente aberraciones esféricas y coma a lo largo del eje de la bisagra del colgajo). En su estudio se midieron las aberraciones de 15 ojos en los cuales se les realizó un colgajo de bisagra nasal después de 30 a 90 días por lo que no solo el colgajo, sino también el proceso de cicatrización pudo afectar los resultados. **18**

Porter reportó un pequeño pero significativo aumento en las aberraciones de alto orden 2 meses después de la realización del colgajo con un microqueratomo Hansatome midiendo las aberraciones con el Zywave. No se observaron cambios sistemáticos en casi todos los coeficientes de Zernike 2 meses después del colgajo. Se observó una diferencia significativa entre los ojos estudiados y los ojos control en trefoil. Asume que esto se debe al movimiento del microqueratomo Hansatome que simula un arco que inicia en el cuadrante temporal inferior y hace un barrido hacia arriba para dejar una bisagra superior. **19**

Recientemente Zadok estudio 30 ojos de 15 pacientes en los cuales se realizó un colgajo con bisagra nasal con un microqueratomo Nidek MK 2000. Los pacientes fueron revisados una semana después del corte y no encontraron diferencias significativas en las aberraciones de alto orden. Propone que esto se debe a que en su estudio no interfiere el factor cicatrizal y a que la cuchilla del microqueratomo Nidek no oscila al desplazarse hacia atrás, evitando el daño al tejido adyacente. **20**

<b>Autor</b>	<b># ojos</b>	<b>Tiempo de medición post corte</b>	<b>Microqueratomo</b>	<b>Cambios en aberrometría</b>
Panagopoulou 2001	10	un mes	?	Sí
Pallikaris 2002	15	30 a 90 días	Colgajomaker	Sí
Porter 2003	15	2 meses	Hansatome	Sí
Zadok 2004	30	una semana	MK 2000	No

**Diferentes estudios realizados que evalúan los cambios  
en las aberraciones posteriores a la realización del  
colgajo corneal.**

## **Planteamiento del Problema**

No se ha determinado con precisión las modificaciones que sufren las aberraciones al realizar el colgajo corneal en los pacientes que serán sometidos a LASIK.

## **Justificación**

La gran mayoría de las cirugías guiadas por frente de onda se realizan con LASIK lo cual implica la realización de un colgajo corneal. Por lo tanto es fundamental determinar las alteraciones aberrométricas inducidas por el colgajo corneal para, si es necesario, realizar las modificaciones necesarias a la técnica quirúrgica para obtener un mejor resultado refractivo.

## **Objetivo**

Evaluar las modificaciones en las aberraciones inducidas por la creación del colgajo corneal en pacientes que serán sometidos a LASIK.

## **Hipótesis**

- Hipótesis alterna: La realización del colgajo corneal induce cambios en la aberrometría de los pacientes que serán sometidos a LASIK.
- Hipótesis nula: La realización del colgajo corneal no induce cambios en la aberrometría de los pacientes que serán sometidos a LASIK.

## **Diseño**

Estudio prospectivo intervencional.

## **Materiales y Métodos.**

Antes de la cirugía se realizó un examen oftalmológico completo incluyendo la realización de una topografía corneal tipo Orbscan y un Análisis de frente de Onda utilizando el OPD Scan. ARK-10000. Este es un dispositivo que actúa como refractómetro, aberrómetro y analizador topográfico corneal. Al completar el estudio se obtiene un mapa, que representa la distribución del poder refractivo y determina el poder óptico total del ojo incluyendo las aberraciones causadas por la córnea, el cristalino, el vítreo y la retina.

En el quirófano todos los procedimientos se llevaron a cabo con anestesia tópica (proparacaína 0.5%). Se realizó un colgajo corneal de bisagra superior con un microqueratomo Moria II, con una placa de 130  $\mu\text{m}$  y con el anillo sugerido por el nomograma. Después de levantar el colgajo con una espátula plana, se reposicionó irrigando solución salina y se dejó un tiempo de secado aproximadamente de 1 minuto. Se permitió descansar al paciente por algunos minutos y posteriormente se realizó un nuevo OPD. Una vez realizado el estudio se realizó el levantamiento del colgajo para realizar la ablación corneal y completar la técnica quirúrgica. Todo en el mismo tiempo quirúrgico

#### Criterios de Inclusión.

- Pacientes miopes que fueran candidatos para cirugía refractiva LASIK.

#### Criterios de Exclusión

- Enfermedad del segmento anterior
- Enfermedad ocular residual, recurrente o activa.
- Cirugía intraocular o corneal previa
- Historia de queratitis herpética
- Enfermedades del tejido conectivo
- Hallazgos topográficos o paquimétricos sugestivos de ectasia corneal

Se obtuvo un consentimiento informado antes de su participación en el estudio apegado a las normas de la institución y de acuerdo a Declaración de Helsinki.

#### **Análisis estadístico**

- Se utilizó el *RMS (Root- Mean- Square) wavefront error* para determinar la calidad óptica global antes y después del colgajo
- Se aplicó una prueba T de student a los promedios de los valores encontrados.
- Se consideró significativa una P menor a 0.05.

## Resultados

Se incluyeron 13 pacientes para la realización del estudio. Se presentó un corte incompleto al realizar un colgajo por lo que el total de ojos incluidos en el estudio fue de 25.

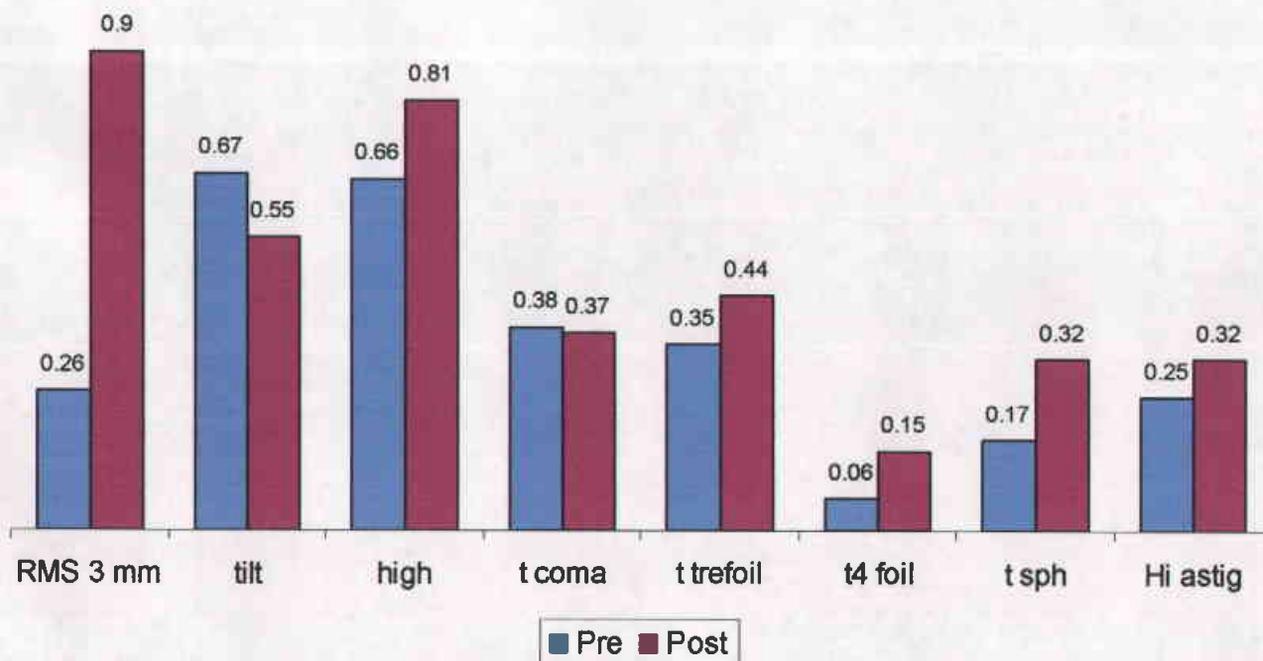
En la tabla 1 se muestra el promedio de las aberraciones ( $\pm$  DS). Se observó un aumento clínicamente significativo en la aberración esférica (pre colgajo  $0.17 \pm 0.15$  a  $0.32 \pm 0.19$ ). Se observó también un aumento clínicamente significativo en la raíz cuadrada del promedio *RMS* (pre colgajo de  $0.26 \pm 0.13$  a  $0.90 \pm 0.99$ ,  $p$  de 0.007) para una pupila de 3 mm. Se observaron también modificaciones en el resto de las aberraciones las cuales no fueron estadísticamente significativas

	PRE COLGAJO*	POST COLGAJO*	VALOR P
<b>RMS 3 mm</b>	0.26 ±0.13	0.90 ±0.99	<b>0.007</b>
<b>Total</b>	6.58 ±1.67	4.05 ±2.16	<b>0.0000001</b>
tilt	0.67 ±0.63	0.55 ±0.31	0b.407
high	0.66 ±0.81	0.81 ±0.49	0.380
t coma	0.38 ±0.64	0.37 ±0.27	0.931
t trefoil	0.35 ±0.31	0.44 ±0.28	0.177
t4 foil	0.06 ±0.18	0.15 ±0.24	0.202
t sph	0.17 ±0.15	0.32 ±0.19	<b>0.002</b>
Hi astig	0.25 ±0.39	0.32 ±0.31	0.534

**Tabla 1. Aberraciones de alto orden antes y después del colgajo**

\* Los valores corresponden a los promedios ± DS

**Comparación de las aberraciones de alto orden antes y después del colgajo**



Ya que el OPD scan es también autorefractómetro decidimos comparar la refracción sugerida antes y después del colgajo.

No se observó un cambio estadísticamente significativo en el poder esférico promedio posterior a la realización del colgajo (Pre colgajo:  $-3.95 \pm 1.91$  D [con un rango de  $-1.25$  a  $-8.00$  D] y Post colgajo:  $-3.75 \pm 1.66$  [con un rango de  $-0.75$  a  $-8.00$  D], [p 0.24]). Tabla 2

Tampoco se observó un cambio significativo en el poder cilíndrico promedio posterior a la realización del colgajo (Pre colgajo:  $-2.85 \pm 1.35$  D [con un rango de  $-0.50$  a  $-5.75$  D] y Post colgajo  $-2.84 \pm 1.55$  [con un rango de  $-0.50$  a  $-6.75$  D], [p 0.95]). Tabla 3.

*Tabla 2 Comparación del promedio del valor esférico antes y después del colgajo.*

	<b>Esfera pre- colgajo</b>	<b>Esfera post- colgajo</b>
Promedio	-3.95	-3.75
Desviación Standard	1.912	1.661
Valor p	0.246	

*Tabla 3. Comparación del promedio del valor cilíndrico antes y después del colgajo.*

	<b>Cilindro pre- colgajo</b>	<b>Cilindro post- colgajo</b>
Promedio	-2.85	-2.84
Desviación Standard	1.355	1.554
Valor p	0.953	

## **Conclusiones**

- En este estudio demostramos que al crear un colgajo corneal con un microqueratomo Moria II se induce un aumento estadísticamente significativo en la aberración esférica al ser medido con un OPD scan.
  
- La refracción sugerida por el OPD scan no se modifica de manera estadísticamente significativa posterior a la realización del colgajo corneal.

## **Discusión**

Consideramos diversas causas para el aumento de las aberraciones ópticas después de la cirugía corneal refractiva LASIK: la pérdida de asfericidad corneal positiva, la descentración, las irregularidades corneales, la cicatrización y el efecto del corte.

La realización del corte del colgajo es una de los pasos fundamentales para lograr una cirugía LASIK exitosa y requiere de un microqueratomo efectivo para lograr un colgajo de buena calidad.

En nuestro estudio la realización del colgajo corneal indujo cambios en las aberraciones corneales siendo estadísticamente significativo el aumento de las aberraciones esféricas.

Este estudio coincide con estudios previos los cuales han demostrado un aumento de las aberraciones ópticas después de la realización del colgajo particularmente en la aberración esférica.

Es probable que el aumento en la aberración esférica pueda deberse a cambios en la asfericidad corneal positiva. Se ha reportado un aumento en la aberración tipo coma asociado al proceso de cicatrización a lo largo de los bordes del colgajo. Es probable que nosotros no observemos este efecto en la coma ya que en nuestro estudio no interviene el factor de la cicatrización.

Con respecto a la autorefracción, en este estudio no encontramos un cambio significativo en la refracción posterior a la realización del colgajo, lo cual explica el efecto refractivo exitoso final del LASIK a pesar de las modificaciones en las aberraciones.

En conclusión nuestro estudio demuestra que un colgajo realizado con un microqueratomo no altera el defecto refractivo previo. Sin embargo si existe una modificación significativa en las aberraciones de alto orden.

De manera lógica estos hallazgos deben de ser considerados cuando se está pensando en realizar una cirugía personalizada o guiada por frente de onda. Es importante realizar más estudios, comparando mayor número de aberraciones, con diversos microqueratomos, así como diferentes grosores, tamaños y diferentes bisagras en el colgajo.

Esto nos permitirá ofrecer a nuestros pacientes una mejor calidad de visión.

## **XIX Bibliografía:**

1. Yanoff M. Ophthalmology. 2d edition. USA. Mosby. 108-120
2. Gimbel HV, van Westenbrugge JA, Penno EE. Simultaneous bilateral laser in situ keratomileusis: safety and efficacy. Ophthalmology 1999; 106: 1461-1467.
3. Montes M, Chayet A, Gomez L, et al. Laser in situ keratomileusis for myopia of - 1.50 to - 6.00 diopters. J Refract Surg 1999; 15: 106-110.
4. Kawesch GM, Kezirian GM. Laser in situ keratomileusis for high myopia with the VISX star laser. Ophthalmology 2000; 107: 653-661
5. Yo C, Vorman C, Ma S, et al. Surgical outcomes of photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis by inexperienced surgeons. J Cataract Refract Surg 2000; 26: 510-515.
6. Brunette I, Gresset J, Boivin JF. Functional outcome and satisfaction after photorefractive. Part 2: survey of 690 patients. Ophthalmology 2000; 107: 1790-1796
7. Hersch PS, Steinert RF, Brint SF. Photorefractive Keratectomy versus laser in situ keratomileusis: Comparison of optical side effects. Summit PRK-LASIK Study Group. Ophthalmology 2000; 107 : 1790 – 1796
8. Martínez CE, Applegate RA, Klyce SD, et al. Effect of Pupillary Dilation on Corneal Optical Aberrations After Photorefractive Keratectomy. Arch Ophthalmol 1998;116: 1053-1062
9. Oliver KM, Hemenger RP, Corbett MC, et al. Corneal optical aberrations induced by photorefractive keratectomy. J Refract Surg 1997; 13: 246-254.

10. Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, et al. Comparison of corneal wavefront aberrations after photorefractive keratectomy and laser insitu keratomileusis. *Am J Ophthalmol* 1999; 127: 1-7
11. Moreno-Barriuso E, Merayo Lloves J, Marcos S et al. Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK induced changes measured with laser ray tracing. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001; 42: 1396-1403
12. Thibos LN. The prospects for perfect vision. *J Refract Surg* 2000; 16: S540-546
13. Williams D, Yoon GEE, Porter J, et al. Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eye. *J Refract Surg* 2000; 16: S554-559.
14. Mrochen M, Kaemmerer M, Seiler T. Wavefront – guided laser in situ keratomileusis: Early results in three eyes. *J Refract Surg* 2000; 16: 116-121
15. Seiler T, Mrochen M, Kaemmerer M. Operative correction of ocular aberrations to improve visual acuity. *J Refract Surg* 2000; 16: S619 – 622
16. Mrochen M, Kaemmerer M, Seiler T. Clinical results of wavefront guided laser insitu keratomileusis 3 months after surgery. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 201-207
17. Panagopoulou SI, Pallikaris IG. Wavefront customized ablations with the WASCA Asclepion workstation. *J Refract Surg* 2001; 17: S608-S612
18. Pallikaris IG, Kymionis GD, Panagopoulou SI, Siganos CS. Induced optical aberrations following formation of a laser in situ keratomileusis colgajo. *J Cataract Refract Surg*. 2002; 28 : 1737 – 1741

19. Porter J, McRae S, Yoon G, Roberts C, Cox IG Williams DR. Separate effects of the microkeratome incision and laser ablation on the eye's wave aberration. *Am J Ophthalmol* 2003; 136: 327-337.
20. Zadok D, Carrillo C, Missiroli F. The effect of corneal colgajo on Optical Aberrations. *Am J Ophthalmol* 2004; 138: 190-193
21. Dada T, Vajpayee RB, Gupta V, et al. Microkeratome induced reduction of astigmatism after penetrating keratoplasty. *Am J Ophthalmol* 2001; 131: 507-508.
22. Mac Rae SM. Supernormal vision, hypervision and customized corneal ablation. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 154-157