

11234



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO.

FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

INSTITUTO DE OFTALMOLOGIA
FUNDACIÓN CONDE DE VALENCIANA

Determinación de Aberrometría en Pacientes Emétopes

TESIS DE POSTGRADO
Que para obtener el diplomado de especialidad en

OFTALMOLOGÍA

Presenta el

Dr Jaime Félix Badilla García

DIRECTOR DE TESIS.

Dr. José Ricardo Vargas Moreno

México, D. F.

2004.





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.


**ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA**

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: JAIME FELIX

CADILHA GARCIA

FECHA: 20/09/04

FIRMA: 



Dr. Enrique Graue Wiechers
Profesor del Curso



Dra. Claudia Elena Murillo Correa
Jefe de Enseñanza



Dr. José Ricardo Vargas Moreno
Director de Tesis


INSTITUTO DE
OFTALMOLOGIA
FUNDACION COME DE VALERIANA
JEFATURA DE ENSEÑANZA
Chimalpopoxt 11 México 8, D. F.
Col. Obrera

Dedicatoria

A mis padres, por su orientación, respaldo y apoyo, siempre.

A mis tíos, por su apoyo y empuje en esta etapa de culminación profesional.

Determinación de Aberrometría en Pacientes Emétropes

Indice

Introducción.....	1
Justificación.....	8
Objetivos.....	8
Hipótesis	8
Hipótesis Nula	8
Materiales y métodos.....	9
Criterios de Inclusión	9
Criterios de Exclusión.....	9
Resultados	10
Discusión	12
Conclusiones	13
Anexos	14
Bibliografía	17

Determinación de Aberrometría en Pacientes Emétopes.

Introducción

Con el advenimiento de la cirugía refractiva ha nacido la necesidad de encontrar formas precisas, pero sobre todo objetivas de medir el sistema óptico que conforman las diferentes estructuras del ojo, en un principio esta cuantificación estaba limitada a la valoración esquiástica (refracción), así como el análisis queratométrico y posteriormente topográfico, que únicamente eran capaces de medir lo que ahora conocemos como aberraciones de 1er ó bajo orden (miopía, hipermetropía, astigmatismo), siendo estas las más comunes representando el 80-90% de todas las aberraciones.(6)

La tecnología hasta este momento se orientó a perfeccionar estos sistemas, llegando a lo que ahora conocemos como autorefractómetros y topógrafos corneales que son capaces de dar una refracción aproximada y un valor estimado de la superficie tanto anterior como posterior de la cornea e incluso elevación y paquimetría; sin embargo el análisis cuantitativo pero sobretodo cualitativo de los resultados en cirugía refractiva asistida por láser (LASIK, LASEK, PRK) ha demostrado que la calidad de la visión obtenida por estas técnicas dista de ser perfecta debido a que no hemos tomado en cuenta otros factores que están directamente relacionados con la calidad de la visión, ahora entendemos a este sistema óptico como una entidad dinámica en la que intervienen, la interfase lagrime cornea, humor acuoso, cristalino (acomodación), humor vítreo, retina y la percepción cognoscitiva de la visión (vías visuales, etc). En aras de encontrar un sistema que tome en cuenta la mayor parte de estas estructura surge un nuevo lenguaje en la medición de la corrección óptica: aberrometría.

Las "aberraciones" por estímulos luminosos producidas en el ojo son el resultado de una heterogeneidad de los medios e irregularidades locales en las superficies ópticas del ojo. Estas aberraciones son específicas para cada individuo y son el principal factor que limita la agudeza en la visión y la sensibilidad al contraste. (1) Así se ha visto que a mayor número de "aberraciones" en pacientes post operados de cirugía refractiva, tienen una menor sensibilidad al contraste (7)

Estas funciones del ojo humano pueden ser estudiadas mediante nomogramas, que consisten en la representación matemática del sistema óptico del ojo (13). Los aberrometros actuales utilizan en la cuantificación de estas los polinomios de Zernike.

Dentro de los polinomios de Zernicke (Fig.1). las aberraciones de bajo orden se consideran: el astigmatismo y el defocus (aberración esférica, ya sea positiva o negativa), y aberraciones de alto orden las demás mostradas en la figura. Los colores cálidos representan puntos en donde las aberraciones se corrigen con esfera negativa, colores fríos para esfera positiva, y el verde que equivale a neutralidad en la refracción. Como se puede observar en la figura, el vértice es un ojo emétrope y los lados del triangulo muestran aberraciones con menor afección de la visión ya que en su centro se encuentra una refracción neutra.

Algunos modos de Zernike al combinarse pueden interactuar para mejorar la visión, a pesar de que exista un aumento total en el error refractivo (aberración óptica), así una aberración esférica y un "defocus" pueden ser combinados de cierta manera en donde las formas individuales de estos errores, afecten más la visión que las formas conjuntas. (14)

Como antecedente histórico, y para lograr comprender mejor como se producen las aberraciones; el sistema óptico en este campo inició a ser estudiado hace aproximadamente 400 años, cuando un filósofo-astrónomo jesuita llamado Christopher Scheiner observó que un ojo "imperfecto" al observar a través de una placa con dos puntos estenopeicos un objeto distante como una estrella, se

formarían dos imágenes retinianas (en lugar de una sola). Si el problema en estudio fuese un defecto refractivo esférico, la imagen retiniana única se lograría al ver a través de un lente con un poder refractivo adecuado; sin embargo en otras aberraciones no esféricas, para cuantificar el grado de aberración, se requirió una fuente de luz fija para el agujero estenopeico central (como referencia), y una fuente de luz móvil para el otro agujero estenopeico más periférico, al reposicionar la fuente móvil, se logra hacer que intersecte el punto de luz con el fijo en la retina, una vez ajustado se cuantifica la distancia entre el desplazamiento y el punto fijo, y se logra una medición de la aberración del ojo en un punto pupilar dado. Este último aberrometro subjetivo fue descrito por Smirnov. (8)

Para convertir la técnica de Scheiner-Smirnov en un aberrómetro objetivo, hay que reposicionar la fuente de luz, (para invertir su propagación) al colocar un punto de luz en la retina (la retina funciona como un espejo, proyecta o refleja la luz que entra); si al disco de Scheiner se le realizan más agujeros estenopeicos, se forma una pantalla conocida por los astrónomos que es la pantalla de Hartmann; cada apertura del disco de Hartmann aísla un haz de luz que emerge del ojo a través de un punto distinto de la pupila. Estos puntos emergentes del ojo se proyectan en una pantalla, se puede medir el desplazamiento horizontal y vertical de cada punto (con respecto a su proyección esperada), y así medir la "aberración" o imperfección del sistema óptico del ojo con respecto al sistema óptico ideal o esperado.

Si a cada apertura le colocamos un lente como el descrito por Shack y Platt, la cual subdivide el haz de luz de un mismo punto retiniano en otros más pequeños, ya se tiene lo que se conoce como un aberrometro Hartman Shack (8)

Con lo anterior, mediante la explicación del funcionamiento del primer aberrometro descrito, y con ello una idea de los que se entiende por aberración, podemos analizar las formas actuales de medición de las mismas. Hay que considerar que a pesar de estos nuevos sistemas de medición de los errores

refractivos que están disponibles para el cirujano oftalmólogo, ninguna es hasta el momento 100% efectiva.

Estas tecnologías utilizan sistemas diferentes:

Hartman-Shack, (p ej. Zywave aberrometer Bausch and Lomb, Visx, Summit, Meditec), es un disco con múltiples orificios que emite luz hacia la retina, al registrar la proyección de luz de regreso, determina las posibles aberraciones ópticas. (descrito anteriormente) (3,4, 8,10)

Esquiasquiopía dinámica(OPD: Optical Path Difference) (p ej. Navex y Nydek-OPD), consiste en un registro mediante un refractómetro con hendidura infrarroja, y perpendicular a la misma ocho sensores de datos y dos sensores de referencia, esta hendidura con sus respectivos sensores inician a girar en los 360 grados para medir el poder refractivo del sistema óptico, al comparar el pico de intensidad de luz en cada sensor de datos con respecto al de referencia y mediante la comparación del tiempo teórico para el retorno de la luz en la emetropia, logra calcular el error refractivo. Este barrido lo hace a través de cuatro anillos en los 360 grados, y genera un mapa refractivo con la interpretación en dioptrías de las áreas estudiadas. Por lo tanto, es un aberrometro basado en tiempo, no en posición, aunado a un topógrafo corneal. (9,10)

Tscherning (p ej. Wavelight, Schwind) . Consiste en la utilización de Nd:YAG de doble frecuencia (longitud de onda de 532 nm) emitida mediante una proyección de varios puntos simultáneos (una gradilla) generando 168 haces, sin embargo el número que se llega a proyectar en la retina depende del diámetro pupilar y del diseño propio de los haces. La gradilla se proyecta sobre la retina, con un tiempo de iluminación total de 40 milisegundos; y mediante un dispositivo que toma el principio de la oftalmoscopia indirecta, capta en una pantalla, la proyección retiniana de los puntos, y de esta manera se calculan las aberraciones al estudiar la posición de cada punto con respecto a su posición ideal. (5, 7, 10)

Tracey. Es un instrumento de aberrometría desarrollado en el Instituto Biomédico de Kriev (Ucrania), en conjunto con la Universidad de Kretta, para la evaluación de la refracción del área pupilar. El tracey utiliza una onda de láser de diodo de 0.9 mW (longitud de onda 650nm) (niveles dentro de normas internacionales de seguridad). (1, 10)

Durante el registro, el haz de láser se encuentra lateralmente desplazado sin embargo permaneciendo paralelo con respecto al eje visual del ojo en estudio. Se enfoca el haz en un punto particular de la retina, el desplazamiento lateral del mismo con respecto al eje visual, sobre la retina, es directamente proporcional a la "ametropía" total de la vía óptica del ojo, que correspondió a la entrada del haz por un punto en la pupila. Este punto en la retina se registra mediante un detector con sensibilidad a la posición (DSP). La información refractiva de diferentes puntos de entrada (16 a 256), es procesada por un programa que construye un mapa representando la ametropía total en diferentes puntos de entrada en la pupila. (2)

A grandes rasgos, los aberrometros descritos se pueden dividir, en aberrometría de entrada, y en aberrometría de salida. Los de entrada, son aquellos que miden la aberración con los puntos estudiados sobre la retina (Tscherning, Tracey), los de salida, son los que estudian los puntos reflejados desde la retina, (Hartman Shack, OPD).

Además pueden ser divididos entre los que están basados en posición de punto (Tscherning, Hartman Shack, Tracey) y los que están basados en tiempo como el OPD.

Cada uno tiene sus ventajas y desventajas. Los basados en la posición de puntos tienen algunas limitaciones, primero es el lograr localizar el punto y determinar su posición ideal, en condiciones donde exista un error refractivo alto, y/o una aberración de alto orden, los puntos proyectados pueden sufrir distorsión o formas irregulares lo cual puede llevar a una lectura errónea de su posición al momento de su captura por el aparato; otra situación es el "salto" de los puntos, en aberraciones de alto orden puede dificultar la asociación de cual punto estudiado corresponde a que punto ideal (ya que los puntos se pueden empalmar), si el

punto estudiado no es asociado correctamente con su punto ideal, el resultado es una lectura de la aberración errónea.

Estas situaciones no suceden en el Tracey, ya que cada punto es examinado de manera independiente, lo cual evita la posibilidad de que sea empalmado con otro punto, y debido a que cada uno se examina de manera individual, la distorsión de cada punto lejos de dificultar la interpretación de la aberración, añade más instrumentos para estudiarla en la sección estudiada. Dado a que el OPD tiene un principio de funcionamiento distinto a los aberrometros basados en puntos, estas situaciones no suceden en este aberrometro, sin embargo cuenta con la desventaja que estudia todo el sistema como un barrido y no como puntos individuales, lo cual a pesar de proveer información reproducible, la misma es limitada si se compara con la cantidad de información que un aberrometro como el tracey, por los distintos puntos que estudia, puede arrojar (9)

En un estudio comparativo entre aberrometros Hartman-Shack, con principio de localización de láser, y refractometría de resolución espacial, mostró que los tres median de manera precisa aberraciones de bajo orden, sin embargo que las últimas dos presentaron mayor precisión en aberraciones de alto orden, esto justificado por lo anteriormente dicho. (11)

Así mismo estos estudios bajo una buena centración pupilar al momento de su realización presentan resultados repetibles (12).

Hasta el momento el estudio del sistema óptico como aberraciones, esta en sus comienzos, anteriormente se contaba con la limitación de la precisión de los sistemas para medirlas, los procesos de calibración y reproducibilidad; conforme ha avanzado el estudio de los sistemas ópticos, se han logrado medios reproducibles y confiables para el estudio de las aberraciones.

Estos estudios hasta el momento se han enfocado a una necesidad reciente y ha logrado explicar muchos de las descripciones subjetivas de los

pacientes sometidos a cirugía refractiva, siendo en este campo sus contribuciones principales, tanto para lograr comprender lo que conocemos como frente de onda, y para lograr ofrecer ablaciones "personalizadas".

Sin embargo, para lograr un mejor entendimiento del funcionamiento del sistema óptico y las "aberraciones", primero necesitamos conocer su prevalencia, y una vez logrado esto, como funciona su existencia en un sistema visual normal, puede una aberración ser benéfica para la visión?, Es posible lograr la "supervisión"?, Es posible mejorar la sensibilidad al contraste a pacientes emetropes intervenidos de cirugía refractiva ?.

Antes de poder abordar estos tópicos es necesario conocer las aberraciones presentes en población emétrepe.

Justificación:

Hasta el momento no existe ningún estudio que reporte la presencia de aberraciones en población emétrope . (7)

Objetivo:

Determinar la prevalencia de aberraciones en pacientes emétopes con agudeza visual de 20/20 o mejor.

Hipótesis:

Aunque por definición aberración significa defecto en un sistema óptico, los pacientes emétopes presentarán aberraciones, siendo en porcentaje mayor las de bajo orden.

Hipótesis Nula:

De las aberraciones encontradas en los pacientes emétopes, ninguna excederá en mayor porcentaje respecto a otra.

Materiales y Métodos.

1. Se realizarán aberrometrías mediante el sistema Tracey en pacientes emétopes (agudeza 20/20 o mejor)
2. Se analizarán las aberraciones presentes en los pacientes estudiados.

Criterios de inclusión:

1. Pacientes que presenten agudeza visual 20/20 o mejor
2. Ausencia de patología ocular y sistémica.

Criterios de Exclusión.

1. Pacientes con ojo seco (por Schirmer, secreción basal)
2. Que no cuenten con alguno de los estudios anteriores.

**ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA**

Resultados

Se le realizó estudio de aberrometría con Tracey a 21 pacientes emétopes. Se eliminó a un paciente del estudio por conocerse posteriormente de que se encontraba embarazada, ya que en estas condiciones pueden existir cambios refractivos.

Se incluyeron 39 ojos de los 21 pacientes, ya que un paciente contó con una agudeza visual en un ojo menor de 20/20 por lo que se excluyó del estudio.

De los 39 ojos estudiados, el 97.43% presentaron una ametropía esférica solo el 2.56% (1 ojo) fue neutro; de las ametropías esféricas el 38.46% (15 ojos) fueron positivas, el 58.87% (23 ojos) fueron negativas. El 100% de los ojos presentaron algún grado de astigmatismo.

De los ojos hipermétropes, la esfera positiva encontrada osciló entre +0.01 a +0.92 dioptrías, con un promedio de +0.31 dioptrías (desviación estándar -DE- de 0.27); de los ojos miopes, la esfera negativa encontrada fue de -0.04 a -1.13, promedio -0.44 (DE 0.35); el astigmatismo encontrado fue de -0.07 a -0.93, promedio -0.37 (DE 0.23)

El equivalente esférico fue de +0.57 a -1.38, siendo los positivos localizados entre +0.03 a +0.57, promedio +0.22 (DE 0.16), y los negativos de -0.03 a -1.38, promedio -0.60 (DE 0.39).

El 75.6% de las aberraciones, fueron de bajo orden, y el 24.4% de las mismas fueron de alto orden. (Gráfica 1)

Su distribución total fue: defocus 51.23%, astigmatismo 24.60%, coma 7.94%, trefoil 9.61%, esférica 1.22% y por las demás 5.36% (Gráfica 2)

De las aberraciones de bajo orden el 67.56% fueron por defocus, y el 32.43% por astigmatismo. (Gráfica 3)

De las aberraciones de alto orden el 32.90% fue coma, el 39.80% Trefoil, 5.06% esférica y 22.23% por las demás. (Gráfica 4)

Discusión.

De acuerdo a los resultados, podemos observar que todos los casos estudiados, que fueron ojos emétopes, en su sistema óptico son imperfectos, ya que todos tienen un porcentaje de aberraciones.

De las aberraciones monocromáticas encontradas, predominaron las de bajo orden, ocupando un total del 75.6% de las aberraciones presentes en los individuos, esto es cercano, sin embargo permanece un poco por debajo a lo descrito, en donde refieren que ocupa entre el 80 al 90% (6); lo cual puede ser debido a los tipos de aberrometros utilizados en estudios previos, pudiendo existir diferencias mínimas en los resultados, de acuerdo a sus principios de funcionamiento (9), e inclusive a variaciones posicionales de los sujetos al momento del estudio (12).

Debido a que este es un campo de la óptica refractiva que es relativamente nueva y apenas estamos iniciando a comprender, no se encontró en la literatura revisada la prevalencia de aberraciones de alto orden.

Es importante mencionar que el sistema visual del ojo, es un sistema dinámico, en donde factores tales como película lagrimal, condiciones fotópicas ó escotópicas (15), así como la acomodación y el moldeamiento corneal generado por el párpado al estar con fijación cercana (16), pueden generar cambios en la medición de las aberraciones, en un mismo individuo, con un mismo aberrometro. Por lo que es importante que los aberrometros, puedan llegar a discernir, que estructura ocular (película lagrimal, cornea, cristalino), está generando o participando en la formación de una aberración. Siendo la medición dinámica, y no estática como lo es en la actualidad.

Conclusiones.

Todos los pacientes estudiados, presentaron aberraciones, predominando las de bajo orden. Sin embargo se encuentran en un grado suficiente que permite la coexistencia de una agudeza visual de 20/20 ó mejor. Ya determinadas su prevalencia en los pacientes emetropes, es necesario estudiar si son o no benéficas y cuales pueden mejorar ó limitar la agudeza visual, mediante el empleo de otras pruebas, como sensibilidad al contraste, que pudiera encontrarse modificada de acuerdo al tipo de aberración y su porcentaje existente en un caso dado..

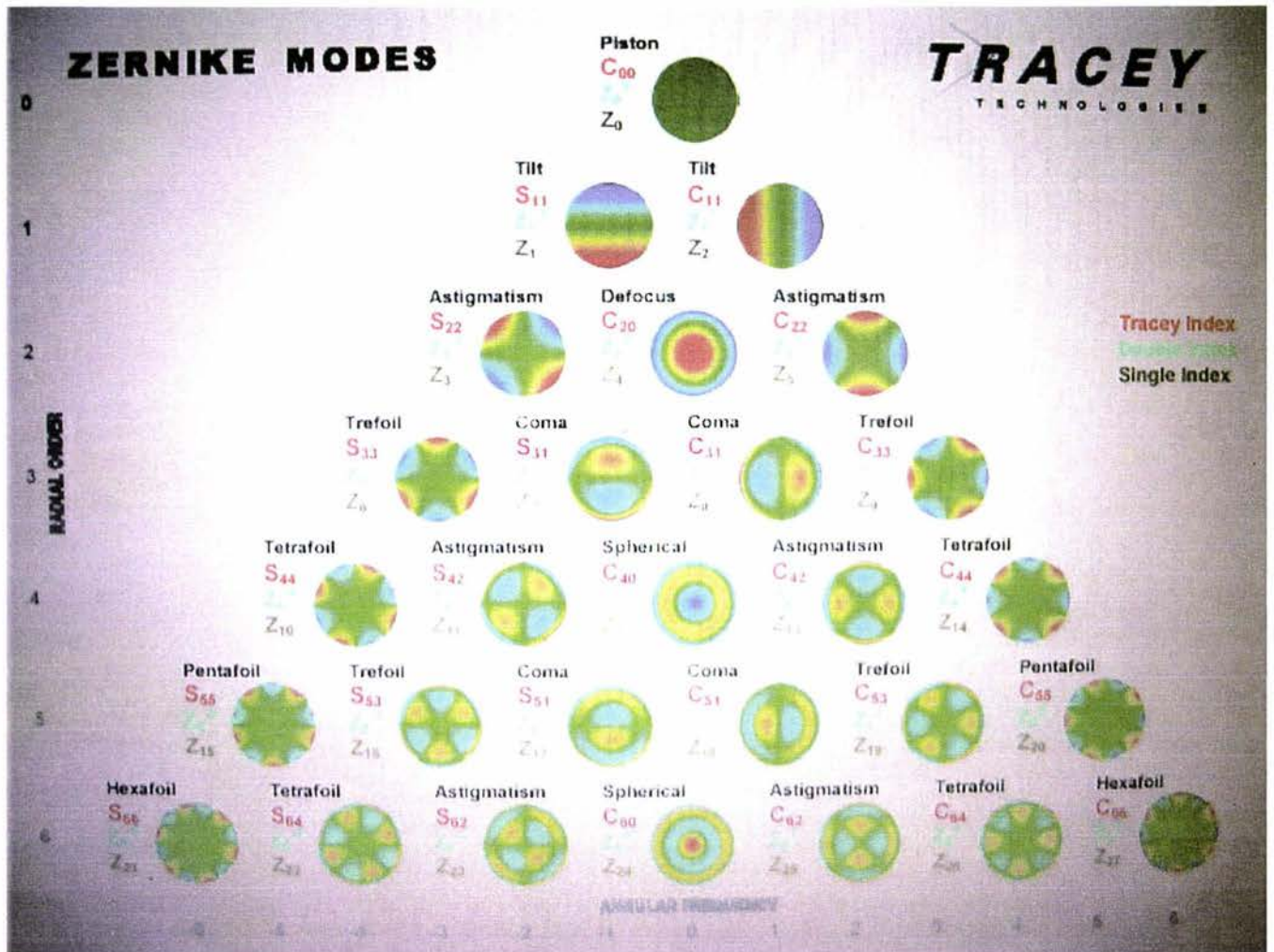
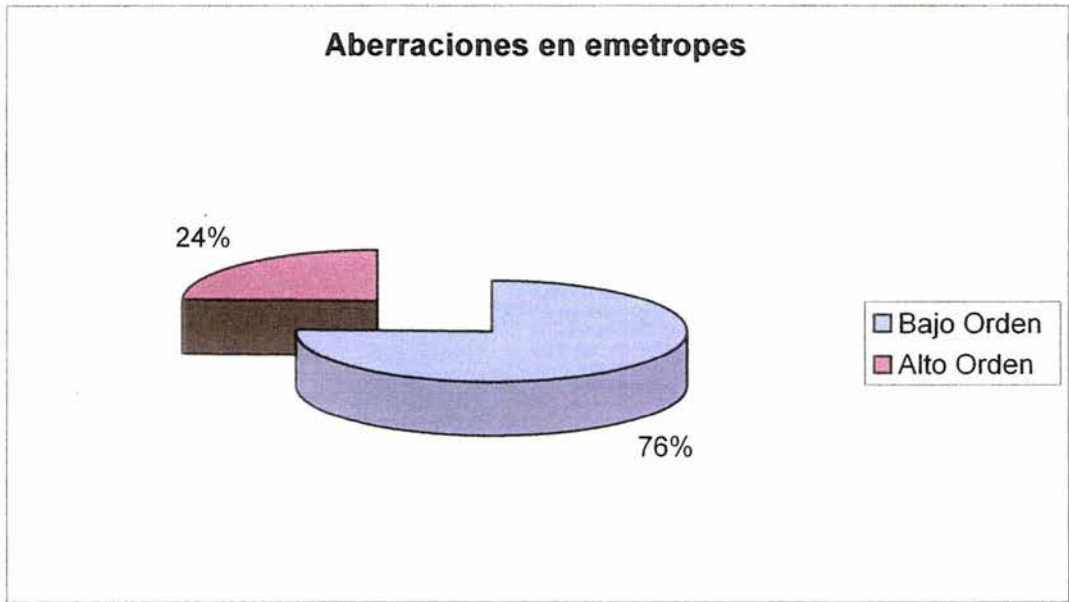
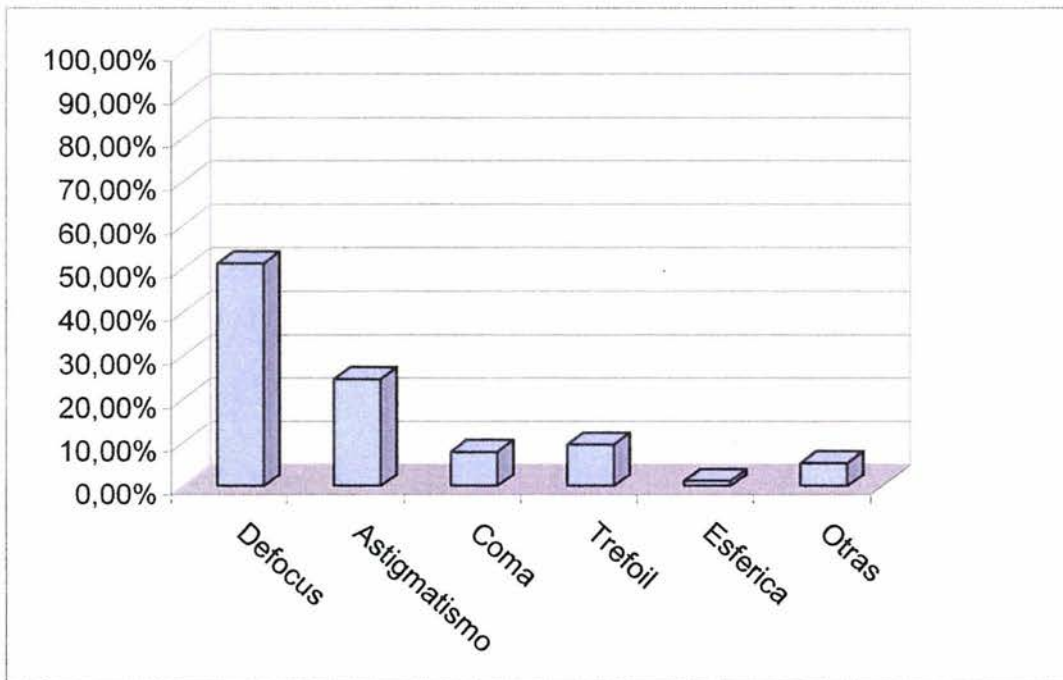


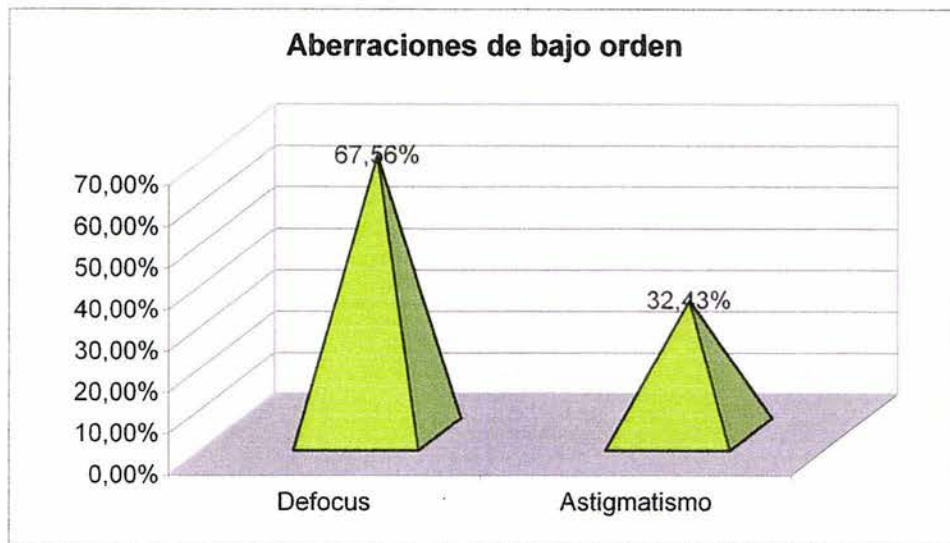
Fig. 1. Polinomios de Zernicke



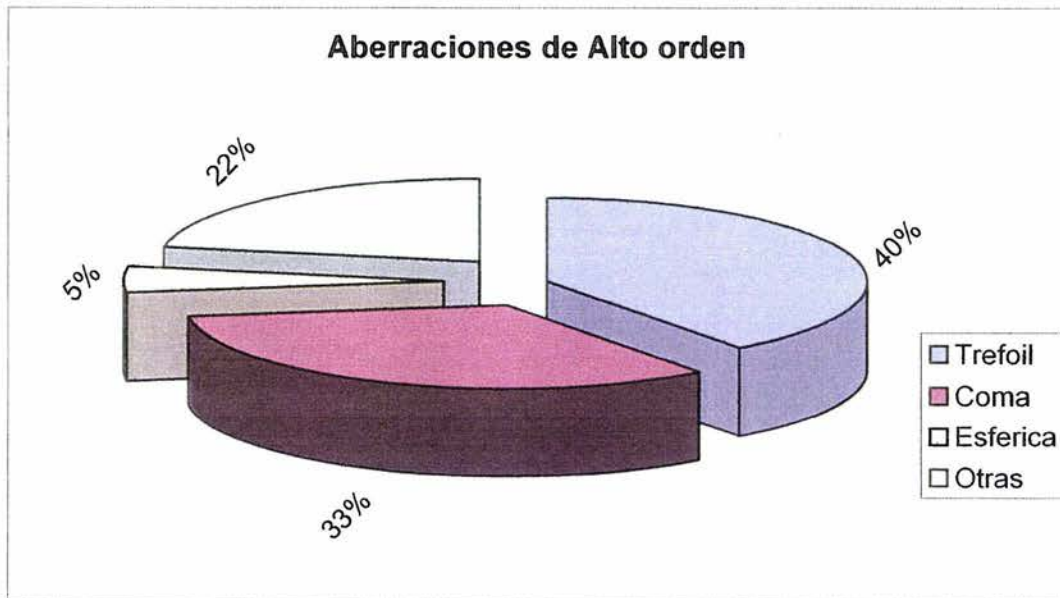
Gráfica 1. Aberraciones en emetropes



Gráfica 2. Total de aberraciones de bajo y alto orden



Gráfica 3. Aberraciones de bajo orden.



Gráfica 4. Aberraciones de alto orden.

Bibliografia

1. Vasly V. Molebny, Ioannis G. Pallikaris; Principles of Ray Tracing Aberrometry; J Refract-Surg 2000; 16: S572-75.
2. Ioannis G. Pallikaris, Sophia I. Panagopoulou; Clinical Experience With the Tracey Technology Wavefront Device; J-Refract-Surg 2000; 16: S588-91.
3. Thibus LN, Hong X; Clinical applications of the Shack-Hartman Aberrometer; Optometry and vision Science 1999, 12 pp 817-825.
4. Hament WJ, Nabar VA; Repeatability and validity of Zywave aberrometer measurements, J-Cataract-Refract-Surg 2002; 28: 2135-2141
5. Mrochen M, Kaemmerer M, Mierdel P, Krinke HE, Seiler T; Principles of Tschering Aberrometry; J-Refract-Surg, 2000; 16(5), S570-71.
6. Donald R. Sanders, M.D., PhD; The Tracey-VFA, An Overview Guide; Tracey Technologies Oct 2002.
7. Maik Kaemmerer, Phd; Michael Mrochen, PhD; Peter Mierdel, PhD, Hans-Eberhard Krinke, PhD; Theo Seiler, MD, PhD; Clinical Experience With the Tscherning Aberrometer; J-Refract-Surg; 2000; 16: S584-S587.
8. Larry N. Thibus, PhD; Principles of Hartman-Shack Aberrometry; J-Refract-Surg; 2000; 16, S563-S565.
9. Phil Buscemi, OD; Clinical Applications of the OPD-Wavefront Aberrometer/Corneal Topographer; J-Refract-Surg; 2002; 18, S385-389

10. Maria C. Arbelaez, MD; Super Vision: Dream or Reality; J-Refract-Surg 2001; 17(Suppl): S211-S218.

- 11- Esther Moreno-Barriuso, PhD, Susana Marcos, PhD, Rafael Navarro, PhD and Stephen A. Burns, PhD; Comparing Laser Ray Tracing, the Spatially Resolved Refractometer, and the Hartmann-Shack Sensor to Measure the Ocular Wave Aberration; Optom Vis Sci, 2001, 78: 152-156

12. Nigel Davies, PhD, Luis Diaz-Santana, Phd and David Lara-Saucedo, BSc; Repeatability of Ocular Wavefront Measurement; Optom Vis Sci 2003; 80:142-150

13. Charles E. Campbell; A new method for Describing the Aberrations of the Eye Using Zernike Polynomials; Optom Vis Sci, 2003; 80: 79-83

14. Raymond A. Applegate, OD, PhD, FAAO, Charles Ballentine, BA, et al; Visual Acuity as a Function of Zernike Mode and Level of Root Mean Square Error; Optom Vis Sci 2003; 80: 97-105.

15. Lourdes Llorente, OD, Luis Días-Santana, PhD, David Lara-Saucedo, BSc et al; Aberrations of the Human Eye in Visible and Near Infrared Illumination; Optom Vis Sci 2003; 80:26 –35.

16. Tobias Buehren, Dipl Ing, Micheal J. Collins, Phd, FAAO y Leo Carney, DSc, FAAO; Corneal aberrations and Reading; Optom Vis Sci 2003;80: 159-166.