

3.2.4.3 Características del haz:

Hay tres parámetros que definen la calidad del haz del laser, que además se interrelacionan:

-Fluencia:

Se define como la cantidad de energía aplicada en la zona ablacionada. Se mide mediante unidades de milijoules/cm² y varía de 100 a 200 según el láser. Esta es importante porque determina la cantidad de tejido ablacionado en cada pulso. La cantidad precisa de energía liberada por pulso ayudará a determinar la predictibilidad, ya que se sabe que para fluencias por debajo de 50mj/cm² hay un mínimo efecto ablativo. Al aumentar la fluencia la variabilidad entre pulsos disminuye, mejorando la calidad total del haz. No se debe aumentar la homogeneidad del haz, mediante el incremento de la fluencia, ya que hacer esto se acompaña de un incremento del efecto termal, degradación de la óptica, y aumento del efecto de la onda de choque acústica.

-Homogeneidad:

Se define como el patrón de distribución de la energía en el área expuesta. Se puede dividir entre:

- Microhomogeneidad: Define las diferencias de intensidad de la energía en distintas áreas dentro de un mismo pulso. Las zonas con mayor energía se denominan picos o calientes y las de menor energía valles o frías.

- Macrohomogeneidad: Define el perfil global del haz de energía de un láser excimer determinado. La importancia del perfil del haz de energía es que afecta al resultado clínico determinando predictibilidad, estabilidad, o la aparición de complicaciones como islas centrales. Este puede ser de 4 tipos:

- Homogéneo o plano: Significa una distribución de la energía similar en todos los puntos del haz.

- Gausiano: Forma de campana con máxima energía en el centro del haz.

- Gausiano inverso: Al revés que el gausiano, con la máxima energía en los extremos del haz.

- Gausiano truncado: Se utiliza en la ablación personalizada. Es como un haz gausiano pero sin los extremos.

Para determinar la fluencia y la homogeneidad del haz, Chiron Technolas tiene una platina de test que consiste en una capa muy fina de plata encima de una platina de PMMA rojo con una cantidad predeterminada de cola blanca. Si la ablación ha sido buena, al final tiene que quedar un fondo de un color homogéneo (test de homogeneidad) y con un número de impactos determinado que es entre 65 +/-2 (test de la fluencia). Si se requieren más pulsos es que la energía está baja y al revés.

-Liberación de energía:

El sistema de liberación de haz del láser es uno de los factores mas importante a la hora de evaluar un láser excimer. Los determinantes principales de la liberación de energía son la frescura del gas del láser y el voltaje. El gas se va consumiendo a medida que se producen los pulsos. Cuando la fluencia es baja se puede incrementar mediante el voltaje, y cuando el voltaje está al máximo se precisa un cambio de gas. Los altos voltajes también tienen la propiedad de mejorar la homogeneidad del haz. Se pueden mantener altos voltajes en la cavidad del láser, y filtrar o atenuar la energía del haz en el trayecto óptico para controlar la fluencia. Precisa pues una recalibración frecuente. Es fundamental para entender el excimer el hecho que la salida de energía de éste láser por sí no es homogénea, entonces requiere sistemas ópticos sofisticados para homogeneizarlo y hacer un haz útil, por lo que es mucho más difícil producir y mantener un haz homogéneo de gran diámetro que uno de pequeño. Esto se consigue a través de lentes, prismas e integradores espaciales. Debido a esto se pierde mucha cantidad de energía en el trayecto óptico por lo que son muy susceptibles de desalineamientos ópticos y degradaciones ópticas que pueden alterar dramáticamente la calidad del haz. Hay dos sistemas básicos de liberar energía:

1/Spot ancho: (Broad beam) Estos láseres poseen unos diafragmas para limitar el área de la córnea expuesta. El haz se libera con un tamaño máximo, pero el diafragma controla lo que realmente impactará en la cornea. Son similares en su concepto a un sistema de proyección de diapositivas, que proyecta un haz amplio y entero en el estroma y utiliza un sistema de apertura variable o diafragma iridiano para crear la ablación miópica.

2/Sistemas de barrido (Scanning delivery systems): Se dividen en dos tipos:

-Hendidura de barrido (Scanning slit): La ablación se realiza a través de una hendidura que barre la córnea.

-Punto flotante (Flying Spot): La ablación se realiza mediante un punto que va cambiando su posición.

Las ventajas del sistema de liberación de barrido es que se pueden crear varios patrones topográficos (como son los astigmatismos irregulares) y permite la ablación personalizada. Además al ser haces de pequeño diámetro (el punto flotante oscila entre 0,8 y 2mm) es mas fácil mantener la homogeneidad, por lo que precisa de menos ópticas en el proceso de homogeneización. Producen una pequeña onda acústica de choque. Además crean una ablación muy precisa y suave comparada con el contorno de la multizona de los laceres de haz ancho. Las desventajas es que son mas susceptibles de descentramientos, por lo que requieren de sistemas de seguimiento de los movimientos oculares (eyetrackers). Además precisan altas tasas de repetición y requieren patrones de ablación complejos para permitir la disipación de la energía térmica entre pulsos en la misma localización.

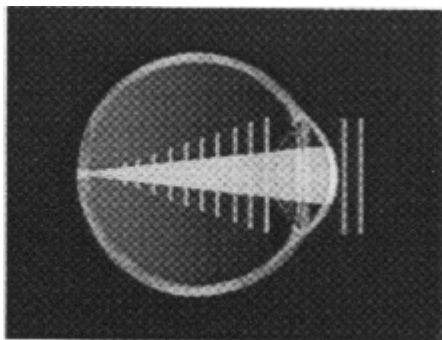
Debido a este complejo funcionamiento, los láseres precisan de un mantenimiento que tiene que ser continuo, y a mayor número de procedimientos, mayor frecuencia. Los de spot ancho precisan mayor mantenimiento debido a un mayor requerimiento de energía y un trayecto óptico complejo para homogeneizar el haz. La degradación óptica ocurre cuando la energía del láser daña la lente y la envoltura de espejos y así disminuye la calidad del haz. Los de scanning están menos afectados por la degradación de las ópticas, porque tienen sistemas ópticos menos complejos, pero a pesar de esto en cada tratamiento reciben mas pulsos, por lo que también se degradan. Las ópticas se deberían cambiar cada 100 – 1000 tratamientos.

En referencia a la duración del gas, dependerá del número total de tratamientos hechos y de la eficiencia del láser. Es mas eficiente practicar muchos procedimientos en un día que pocos en varios días.

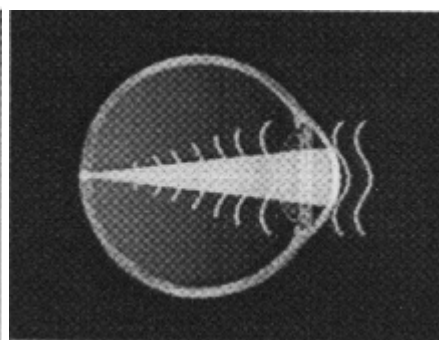
3.3 Factores que determinan la visión

3.3.1 Definición de ojo ideal y ojo real:

Para definir el ojo ideal es necesario conocer el término de frente de onda (wavefront), y antes de definir el frente de onda necesitamos definir la longitud del trayecto óptico (optical path length (OPL)). Esta es la medida del número de oscilaciones que realiza un rayo de luz al desplazarse. El número de oscilaciones variará según el índice refractivo (al variar la velocidad de desplazamiento) y la distancia del objeto a atravesar. Entonces el frente de onda se define como el conjunto de todos los puntos de luz propagados de un punto objeto. El cálculo de las posibles aberraciones del frente de onda se calcula mediante la diferencia del trayecto óptico (optical path difference (OPD)), que compara la posición de cualquier rayo en el plano pupilar (x,y), con el rayo principal que pasa por el centro de la pupila (0,0). Es entonces una superficie bidimensional definida como $W(x,y)$. Se mide en el plano pupilar por el hecho que se define mediante los polinomios de Zernike, que son unos polinomios que se basan en una estructura circular. Este frente de onda puede ser plano o aberrante.



Wavefront plana

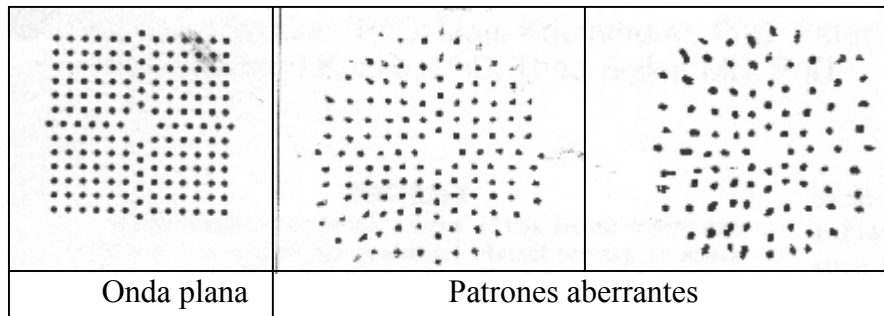


Wavefront aberrante

Se han desarrollado muchos métodos para determinar la deformación del frente de onda, usando diferentes sistemas para seguir los caminos de los múltiples rayos de

luz que entran en el ojo, ya sea enviando y recibiendo los rayos individualmente con la deformidad correspondiente (metodología denominada ray-tracing) o como un todo mediante un frente de onda. Sobre estos métodos se han construido los diferentes tipos de aberrómetros que se definirán posteriormente.

Una forma de representación del frente de ondas es mediante los centroides. Estos son una malla de puntos que representan un corte de los rayos que formarían el frente de ondas. Si estos puntos son equidistantes y están bien enfocados significa que el frente de ondas es plano y todas los rayos son paralelos. Si estos puntos no son equidistantes o no están bien enfocados, entonces determinamos que el frente de ondas es aberrante.

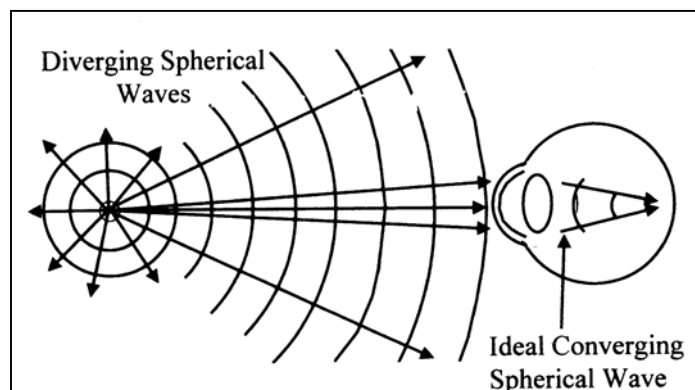


(Reproducido con permiso de Mrochen,M)

3.3.1.1 Ojo ideal:

Sería aquel que no tendría ningún factor limitante de su visión. Sería capaz de enfocar cualquier punto por pequeño que fuese. El frente de ondas de un ojo ideal sería plano, y se representaría con puntos que serían equidistantes con una agrupación muy regular. No existe en la naturaleza. Todos los rayos que atraviesan la pupila tienen la misma OPL, llegan a la pupila habiendo oscilado el mismo número de veces. La OPD es igual a cero. Las características que definen el ojo ideal son:

- Conversión del frente de onda esférico, perfecto y divergente que emite un punto, en un frente de onda esférico, perfecto y convergente.
- Focalización en un solo punto y éste justo en la retina, ni por delante ni por detrás.

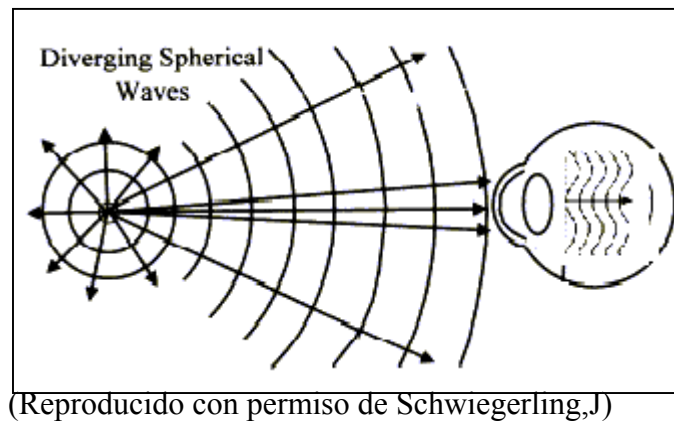


(Reproducido con permiso de Schwiegerling,J)

3.3.1.2 Ojo real:

Un *ojo real* convierte la onda perfecta divergente enviada por un punto en una onda convergente no esférica debido a los diferentes factores oculares que degradan la imagen, disminuyendo la resolución. En el frente de ondas de un ojo real con aberraciones, los puntos están desplazados de los puntos de referencia. Este desplazamiento es proporcional a la inclinación o pendiente del frente de ondas. Los rayos que atraviesan la pupila tienen diferente OPL, por lo que la OPD no es cero.

El ojo normal es un buen sistema óptico. Todos los coeficientes de Zernike son casi cero en la media poblacional. Solo se encontró una cierta cantidad de coma vertical, y un poco de aberración de esfericidad positiva. Hay diferencias significativas entre el OD y el OI, en particular un cambio de signo de aberraciones de tercer y quinto orden. No se encuentran diferencias entre sexos (35). En el ojo normal a mayor diámetro pupilar mayor número de aberraciones ya que las aberraciones de alto orden adquieren mayor importancia al estar localizadas en la periferia, disminuyendo la calidad visual.

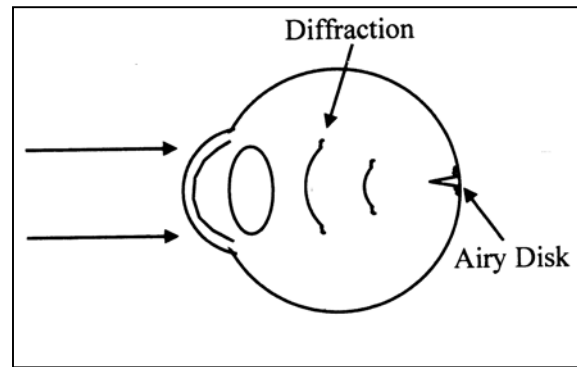


3.3.2 Factores que empeoran la visión

Los tres factores principales que empeoran la visión son la difracción, el scatter intraocular y las aberraciones.

3.3.2.1 Difracción:

Es debida a la interacción entre la luz que entra al ojo y el margen pupilar. Esta interacción distorsiona el frente de onda convergente y acaba produciendo en la retina el llamado "airy disk". Este airy disk lo que produce es una difuminación de los bordes de la imagen, por lo que un punto se ve con una pequeña aureola alrededor. Esto es debido a que la luz que pasa por una apertura, es absorbida por los bordes, y cuando se vuelve a transmitir, los frentes de onda de esta luz proyectada de nuevo provocan unos patrones de interferencia que aumentan la amplitud de la imagen. La diseminación de la difracción aumenta si la apertura es inferior a 3mm. Dado que a aperturas pupilares mayores aumenta la aberración cromática y la esfericidad, la apertura pupilar que nos proporciona una mejor agudeza visual es la de 2,4, ya que en esta no se encuentra mucha interferencia de ninguno de los factores arriba mencionados (30)



(Reproducido con permiso de Schwiegerling,J)

3.3.2.2 "Scatter" intraocular:

Es la difracción que sufren los rayos de luz que entran dentro del ojo al encontrarse con estructuras opacas, de diferentes índices de refracción, y con superficies irregulares, provocando que una parte de los rayos del frente de ondas no focalice en el punto de la retina donde debería sino lejos de él, o incluso en otras estructuras diferentes de la retina. Dos ejemplos muy importantes donde hay un aumento del scatter intraocular es en la sínquisis centelleante y en las cataratas subcapsulares. Si el scatter es pronunciado puede provocar deslumbramientos. El scatter aumenta al avanzar la edad, aún siendo ojos sanos, encontrándose una mejor correlación entre el aumento de scatter y la edad que el aumento de aberraciones y la edad (48).

3.3.2.3 Aberraciones

3.3.2.3.1 Definición:

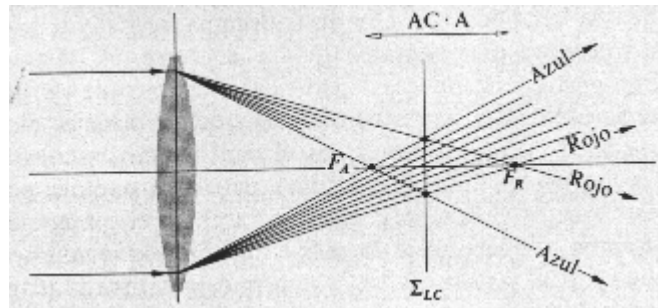
Se definen como todo lo que difiere del sistema óptico perfecto, en el cual los rayos que forman la imagen coinciden en un solo punto (31). Son el resultado de una falta de homogeneidad de los medios oculares, y de irregularidades locales de las superficies ópticas. Estas son específicas para cada individuo. Son el factor principal limitante de la visión. En términos de ray-tracing, las aberraciones representan la desviación angular de un rayo de luz de su trayecto ideal al pasar por la óptica del ojo. Un instrumento óptico, como podría ser el ojo, genera una imagen ideal si todos los puntos de luz que genera un objeto, coinciden en un solo punto focal. En ojos con una AV de 20/20 (=1,0) solo cumplen esta propiedad los rayos que pasan por el centro pupilar. Los rayos que pasan por la periferia pupilar, donde se encuentra las aberraciones de alto orden, experimentan desviaciones de su dirección que son mayoritariamente irregulares y asimétricas. Esta situación acaba resultando en un agrandamiento del punto de cruce de los rayos en la retina. Los efectos de estas irregularidades en la imagen retiniana es lo que se llaman aberraciones de la imagen o oculares(32). Las aberraciones ópticas del ojo se definen como las diferencias entre la wavefront real a la salida en el plano pupilar, y la wavefront esférica convergente de un frente de onda plano que entra en el ojo(33).

3.3.2.3.2 Clasificación:

Se dividen en dos tipos, las cromáticas y las monocromáticas.

1/ CROMÁTICAS:

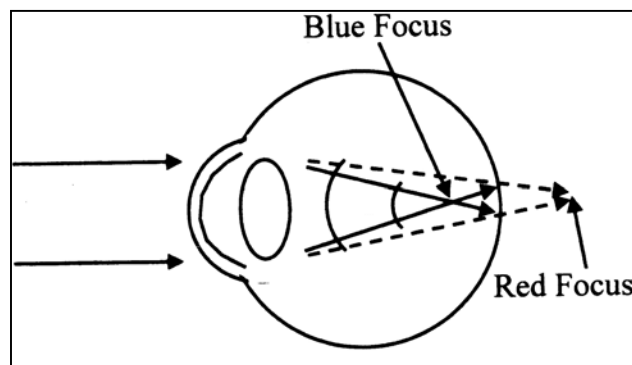
Producen una división de la luz blanca que entra en el ojo en todo el espectro de colores. Esto acaba provocando un defecto de foco, con una atenuación del contraste secundaria.



Existen dos subtipos:

a/ Aberración cromática longitudinal (ACL):

En la cual el verde queda enfocado en la retina, el azul por delante y el rojo por detrás, debido al diferente poder de convergencia según la longitud de onda.

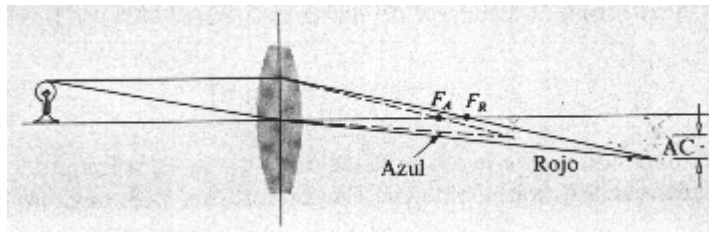


(Reproducido con permiso de Schwiegerling,J)

b/ Aberración cromática transversa (ACT):

Esta provoca cambios de fase a la imagen, que varían según la longitud de onda. Entonces un objeto con una gran luminancia de contraste, puede reflejarse en la retina con poca luminancia de contraste. Esto es debido a que las diferentes longitudes de onda de una imagen de color se desplazan lateralmente, ocupando zonas que no les corresponden. En un patrón cuadrículado con cuadros blancos y negros como un tablero de ajedrez, se mezclarían los cuadros blancos y los negros. La magnitud de este efecto depende del grado de centraje entre el eje visual y el centro pupilar. Normalmente están descentrados 1/3 mm, pero puede llegar a ser de 1mm o mas, la cual cosa tendría un gran

impacto en el contraste de las imágenes. Hay gran variabilidad en la ACT de sujeto a sujeto. Además ésta varía si entran en consideración los conos (efecto Stiles Crawford). La ACT puede ser grande y cambiar dinámicamente con el diámetro pupilar.

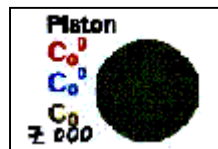


Si un ojo tiene mucha aberración cromática transversal le va bien tener además aberración cromática longitudinal, ya que una contrarresta la otra. El falta de enfoque cromático (ACL) hace borrosas las longitudes de onda que serán desplazadas, disminuyendo el efecto reductor del contraste de la aberración cromática transversal, resultando en un mejor contraste del que habría si solo hubiera ACT.

2/ MONOCROMÁTICAS:

Hay diferentes maneras de clasificarlas. Seidel fue el primero en clasificarlas, pero no las definió mediante polinomios. Además definió menos de las definidas por Zernike. En nuestro estudio utilizaremos la clasificación de Zernike en la que se dividen por ordenes, y dentro de cada orden definiremos las distintas aberraciones que incluye.

-Orden 0: **PISTON**: Es la ausencia de aberración



-1er orden: **INCLINACIÓN (Tilt)**.

Es una aberración localizada en el eje X o Y. Es una aberración lineal. Se puede definir con los polinomios de Zernike 1 y 2. Puede cambiar con la dilatación pero no tiene ningún impacto en la calidad de la imagen retiniana.

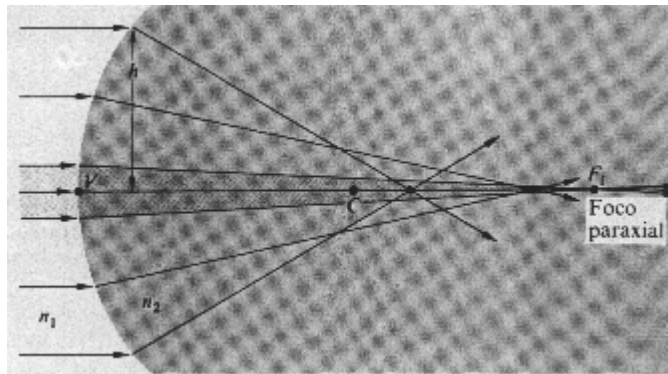


-2º orden:

a/ **ERROR REFRACTIVO ESFÉRICO (Defocus)**:

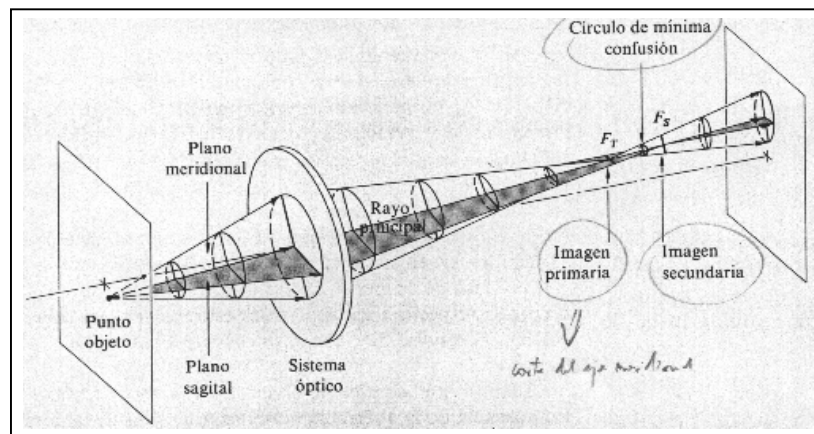
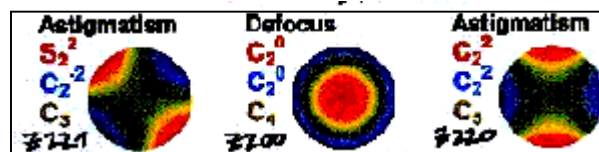
Esta aberración incluye miopía e hipermetropía. El frente de onda es perfectamente esférico, pero converge por delante (miopía) o por detrás

(hipermetropía) de la retina. Se define por los polinomios de Zernike de término 4.



b/ ASTIGMATISMO (Astigmatism):

Hay dos meridianos de diferente radio de curvatura en el frente de onda, entonces estos focalizan en planos diferentes, ya sea los dos por delante (astigmatismo miópico), los dos por detrás (astigmatismo hipermetrópico), o uno por delante y otro por detrás (astigmatismo mixto). En un punto intermedio de los dos puntos focales se encuentra el círculo de menor confusión, que es donde la imagen está mejor enfocada.

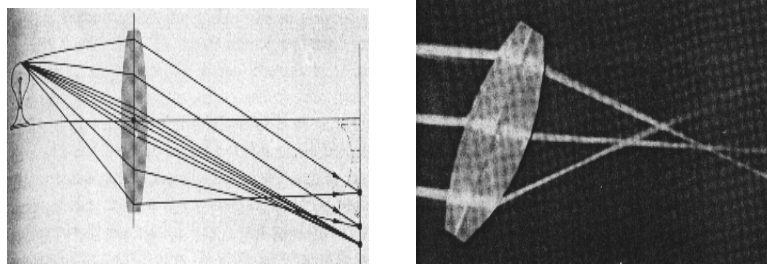
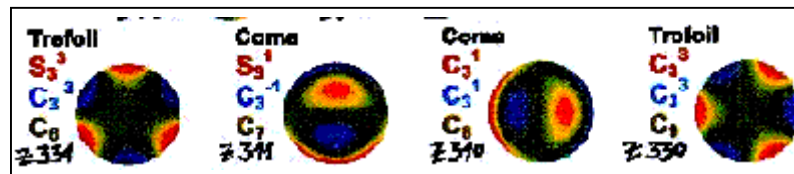


A partir del tercer orden ya se consideran aberraciones de alto orden. A mayor orden pierden importancia en cuanto a su potencial de distorsión del frente de onda.

-3er orden: **COMA**.

Aberración localizada en el eje X o Y. Tiene un patrón en cometa en el plano emétrepe. El frente de onda es asimétrico. Cuando está localizada en el eje

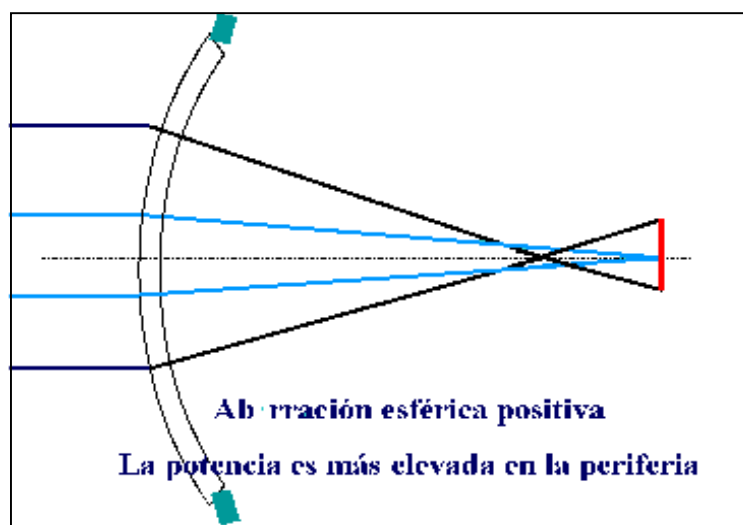
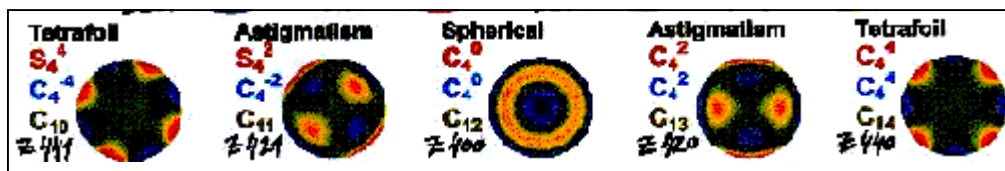
X se representa con el polinomio de Zernike número 7, y cuando esta en el eje Y con el número 8.



Ejemplos de la dirección de los rayos en una aberración comática

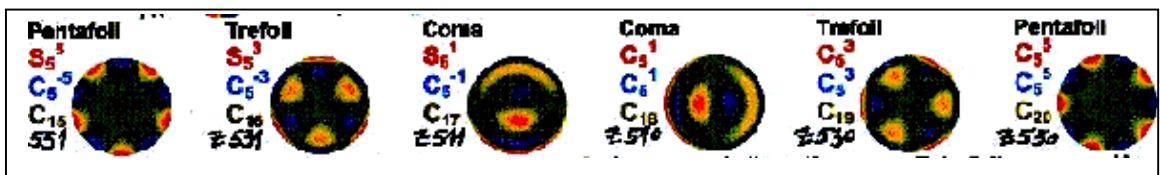
-4º orden: **ESFERICIDAD** (Spherical aberration)

Se refiere a una alteración del “prolate” y el “oblate”. Se localiza en la media perifería. El frente de onda que se forma en la periferia no tiene el mismo radio de curvatura que el frente de onda central, aunque los dos pueden conservar una esfericidad perfecta. Si es positiva los rayos focalizaran mas cerca de la retina que los que pasen por el centro. Entonces al dilatarse la pupila habrá una ligera miopización. Si es negativa, ocurre lo contrario.



-Aberraciones a partir de 5º orden (Higher order aberration)

Incluyen las aberraciones mayores de cuarto orden. Llegan hasta el 10º orden, incluyendo hasta 65 modos de Zernike(34). Son una amalgama de otros tipos de aberraciones. Son aberraciones irregulares que corresponden a variaciones locales abruptas. En ojos normales no degradan mucho la imagen cuando la pupila es pequeña o cuando hay mucha intensidad luminosa, pero tienen un gran efecto deleterio cuando la pupila está dilatada, empeorando la calidad y la resolución de la imagen. En estos casos las aberraciones no se podían describir bien con las aberraciones clásicas descritas por Seidel en los sistemas ópticos convencionales ya que en éstos no aparecen (34). Son aberraciones que no pueden ser corregidas con solo lentes esferocilíndricas. Son desalineamientos de los componentes ópticos.

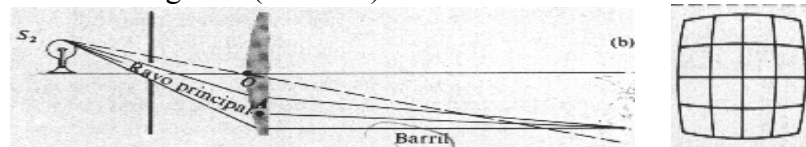


Solo a modo de comentario definir una aberración de la clasificación de Seidel que es similar a la aberración de esfericidad, pero que en ausencia de otras aberraciones, es una deformación de la imagen en su conjunto, aunque cada punto está nítidamente enfocado. La hay de dos tipos, positiva y negativa:

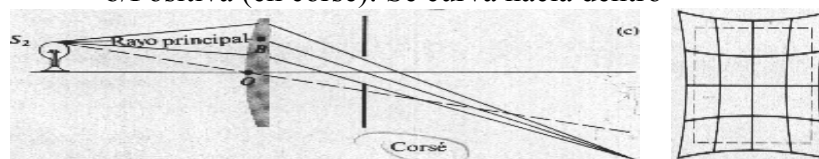
Ortoscópico:

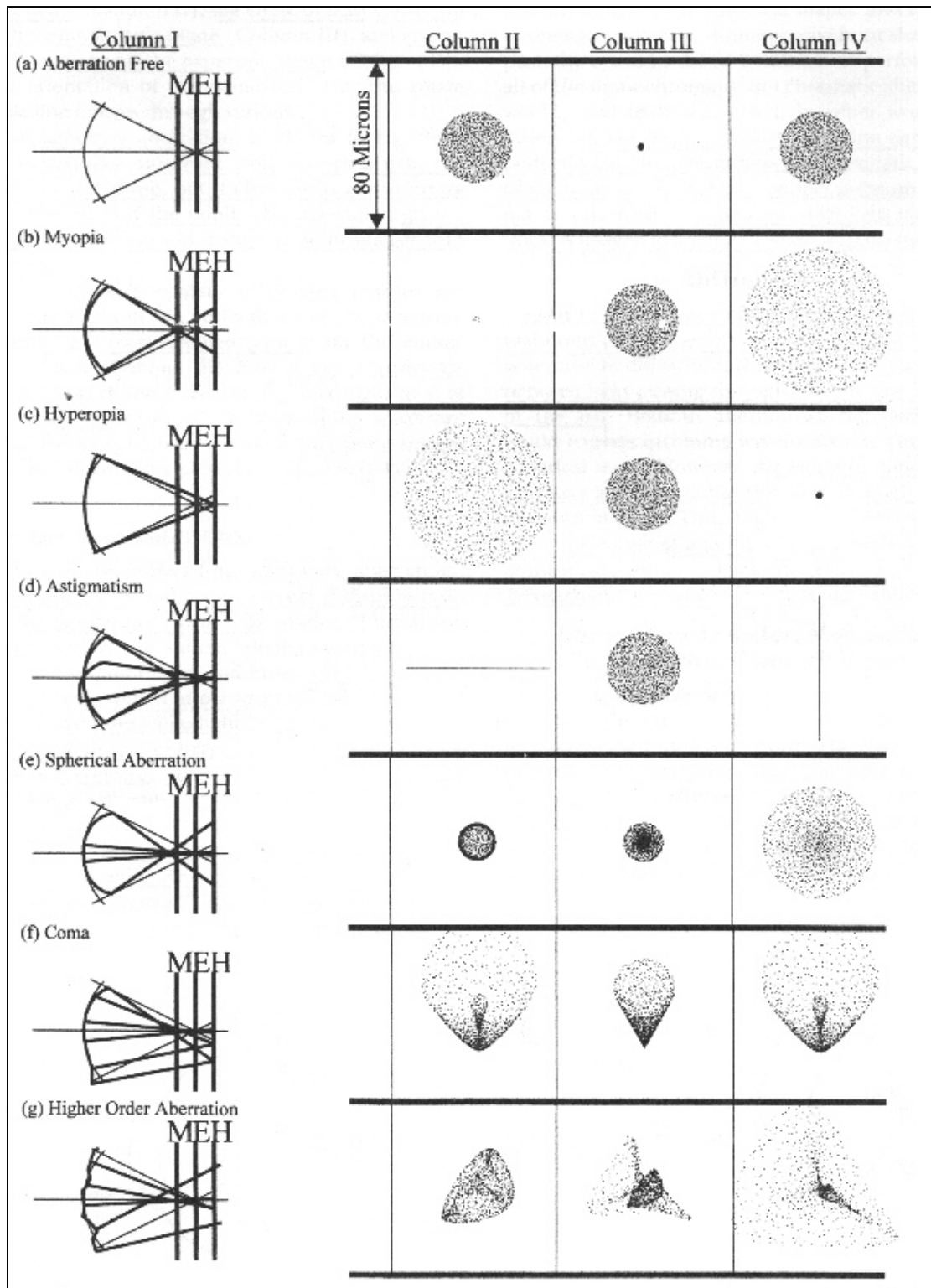


a/Negativa (en barril): Se curva hacia fuera



b/Positiva (en corsé): Se curva hacia dentro



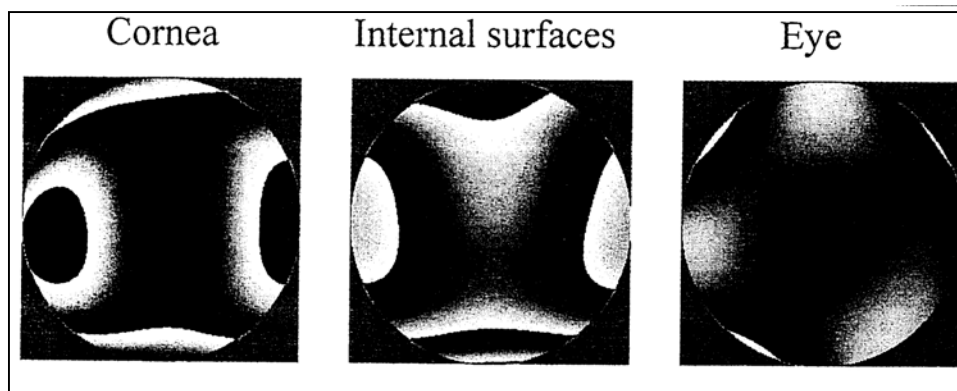


Cuadro diferencial y descriptivo de los distintos ordenes de aberraciones. El plano M (miópico) corresponde a la columna II que representa un corte del frente de onda en un punto por delante de la retina. El plano E (emétrope) corresponde a la columna III que representa un corte del frente de onda en un punto en la retina. El plano H (hipermétrope) corresponde a la columna IV que representa un corte del frente de onda en un punto posterior a la retina. Representación de Taylor (Reproducido con permiso de Schwiegerling,J)

3.3.2.3.3 Origen y contribución de las aberraciones.

Las aberraciones totales del ojo son la suma de las aberraciones de los distintos componentes del ojo. Las fuentes más importantes de aberraciones son la córnea y el cristalino, aunque el resto de estructuras internas de ojo también pueden jugar un papel importante. Las aberraciones de las estructuras internas del ojo se pueden saber restando de la aberración total, la aberración corneal, obtenida por unos cálculos matemáticos a través de la topografía.

Las aberraciones además no se distribuyen de igual manera en la población(36), existiendo diferencias según la edad. En gente joven el global de aberración es cercano a cero, pero la córnea es aberrante, con una gran esfericidad positiva, de lo que se deduce que el cristalino tiene un efecto compensador, al menos en parte de las aberraciones corneales (37). En los individuos de edad avanzada no se sigue ésta distribución, ya que el cristalino se esclerosa y crea nuevas aberraciones internas dejando de compensar las aberraciones corneales. De esta distribución se deduce que en jóvenes la corrección aberrométrica tiene que ser del global de las aberraciones, ya que si solo ablacionamos las aberraciones corneales y dejamos las aberraciones internas sin nada que compensar, el frente de onda final puede ser peor que el frente de onda previo. En los casos que se diagnostiquen aberraciones mayoritariamente corneales, estaría indicado practicar una ablación personalizada guiada por topografía y olvidarse de las aberraciones internas.

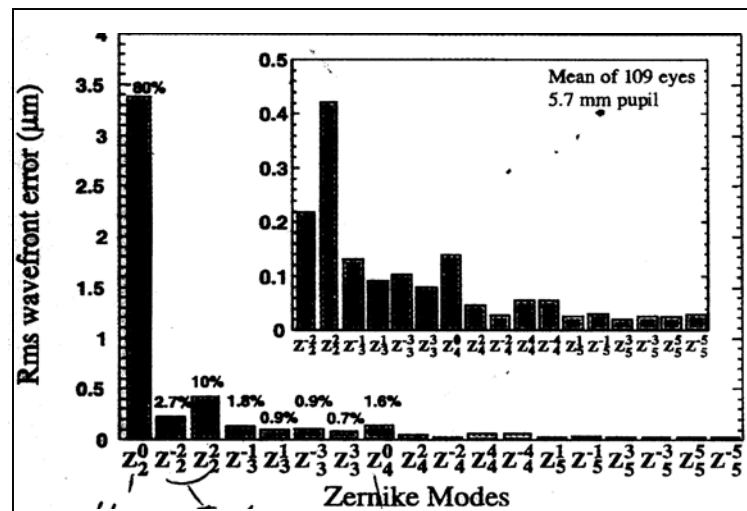


(Reproducido con permiso de Artal,P)

Las distintas aberraciones contribuyen en diferente grado al frente de onda. Se estudió una población situada entre +6,00D y -12,00D, con menos de 3,00D de cilindro(38). De esta se tomó el frente de onda de cada individuo, y se desglosó en las diferentes aberraciones mediante los polinomios de Zernike. Los resultados fueron los siguientes:

- Error refractivo esférico = 80%
- Astigmatismo = 12,7%
- Aberraciones de alto orden = 8-17%.

A partir del segundo orden las aberraciones disminuyen en frecuencia de manera inversamente proporcional al aumento del grado del polinomio de Zernike, a excepción de la esfericidad que está muy por encima de ésta tendencia.

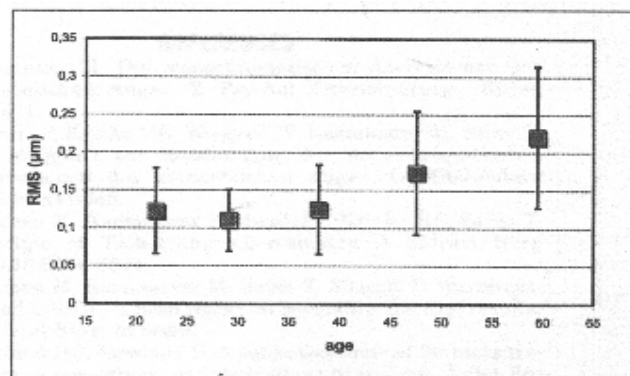


Distribución de las aberraciones en la población normal.
(Reproducido con permiso de Williams,D)

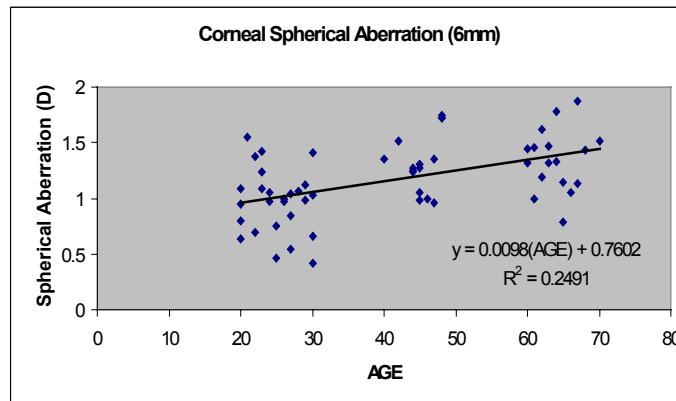
3.3.2.3.4 Factores que alteran las aberraciones

A/ Edad:

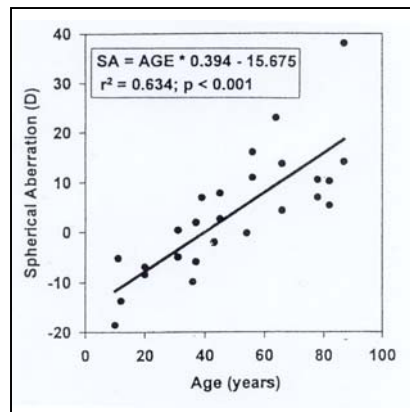
Con la edad aumentan las aberraciones, al igual que el “scatter” intraocular, por lo que hay una degradación de la calidad de la imagen aunque sean ojos sanos. De esto se estima que al corregir las aberraciones en un paciente joven, con la edad, esta corrección perderá su efecto al aparecer nuevas aberraciones. De todas formas las aberraciones se mantienen estables entre los 18 y los 40 años (35). Es a partir de los 40 años que se aprecia un aumento en el global de aberraciones, que al estudiarlo en detalle se aprecia que es debido a un aumento de las aberraciones de 3er orden (en particular la coma en el eje y (vertical)) y de 4º orden. Este aumento de aberración, como he especificado previamente, es debido a la pérdida de compensación entre la estructura aberrométrica corneal y la cristaliniana de la juventud por cambios seniles en el cristalino. Hay estudios de Artal, et al (39) concluyendo que la aberración esféricidad corneal no varia a lo largo del tiempo, mientras que la aberración esféricidad global sí que aumenta (41)



Aumento progresivo de las aberraciones a partir de los 40 años.



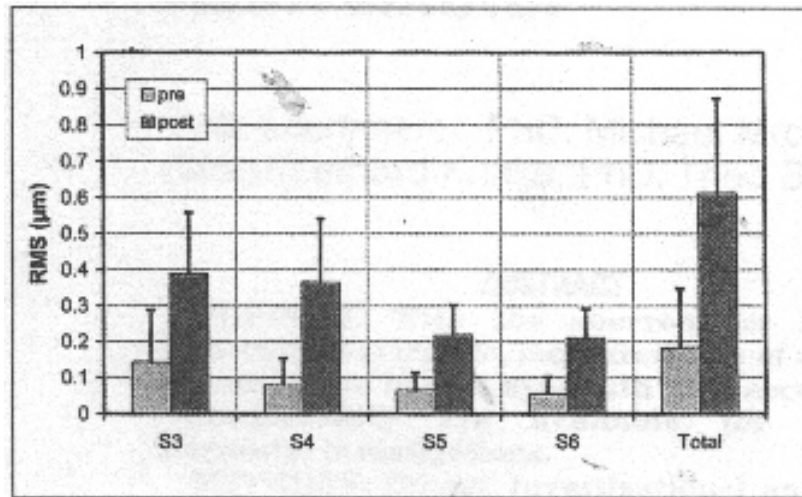
La aberración de esfericidad corneal no cambia con la edad (39,40) (Reproducido con permiso de Artal,P)



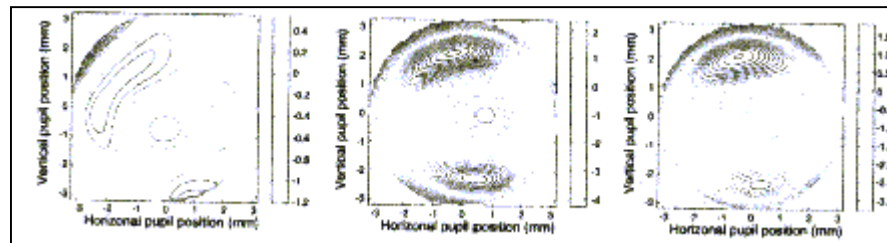
La aberración esfericidad total aumenta con la edad (41) (Reproducido con permiso de Glasser,A)

B/ Post LASIK.

Hay un gran aumento de las aberraciones de alto orden debido a un incremento de la aberración esfericidad (42) positiva en tratamientos miópicos, y negativa en tratamientos hipermetrópicos. Es importante destacar pues que los pacientes operados de LASIK miópico, tendrán una esfericidad positiva que con la edad se positivizará aún más por cambios en el cristalino (43). La inducción de aberración de esfericidad es directamente proporcional a la refracción corregida. También se encuentran aumentos de aberraciones comáticas por leves descentramientos.

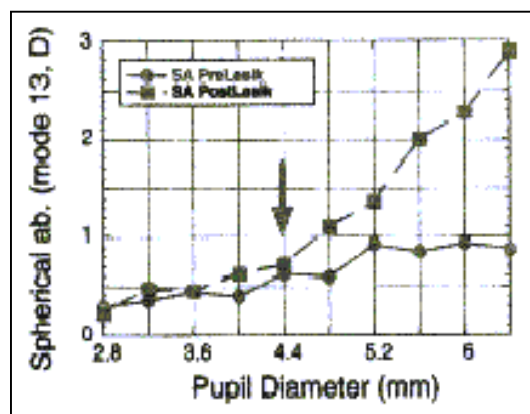


Se observa un incremento en todas las aberraciones de alto orden pero en mayor proporción de las de 3er y 4º orden.



Apreciamos el frente de onda preoperatorio, el postoperatorio el primer día, con un gran incremento de aberración de 3er y 4º orden, y al 2º mes, donde apreciamos una ligera mejoría. (Reproducido con permiso de Thibos,L)

Al provocar un aumento de las aberraciones de alto orden, las cuales se localizan en la periferia, la calidad visual empeora en condiciones donde se dilata la pupila.



Podemos apreciar un aumento brusco de la aberración de esfericidad al pasar de una pupila de 4,5 a una de 5,5. (Reproducido con permiso de Thibos,L)

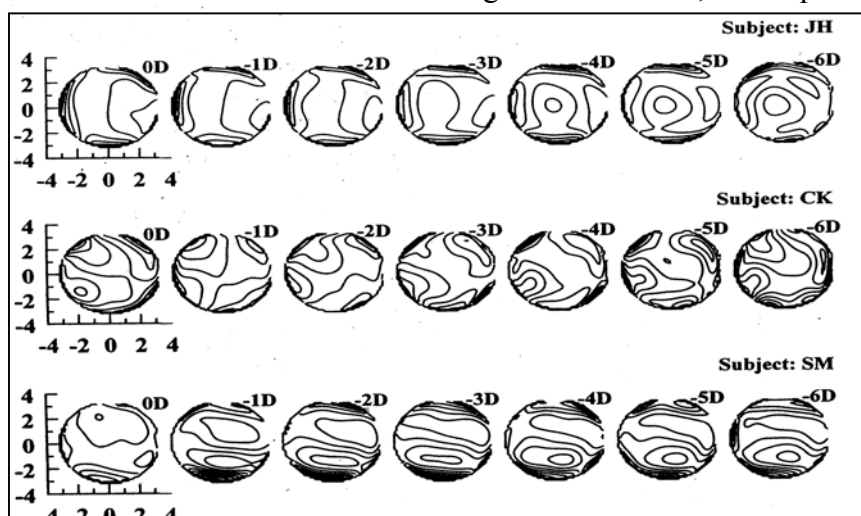
El incremento de aberraciones se correlaciona con la pérdida de sensibilidad al contraste, lo que indica que la inducción de aberraciones es una de las causas de insatisfacción de algunos de los pacientes operados de LASIK. Esta técnica como acabamos de demostrar, aumenta las aberraciones de alto orden al corregir las de bajo orden, por lo que consigue una buena agudeza visual, a cambio de sacrificar la calidad visual.

C/ Acomodación:

Al acomodar la cantidad y las características de las aberraciones cambian. La corrección aberrométrica ideal para la visión lejana no servirá para la visión cercana(49) . Las aberraciones dependen de la calidad óptica de cada uno de los componentes ópticos del ojo, y de la alineación correcta o no de estos. Al acomodar, hay un movimiento de los elementos ópticos, con lo que se pueden desalinear, al igual que cambiar de forma y propiedades ópticas, cambiando totalmente el patrón aberrométrico.

Los primeros estudios que se encuentran sobre aberraciones en la acomodación datan de 1895 y escritos por Atchinson que midió las aberraciones hasta 4º orden en tres estados acomodativos distintos encontrando una reducción de la esfericidad al acomodar, por lo tanto la acomodación puede transformar una wavefront con esfericidad en una wavefront plana. Posteriormente Van der Brink 1962 observó una disminución de la aberración comática en un sujeto. En 1993 Lu, Munger y Campbell describen que con la acomodación hay una compensación de las aberraciones de tercer orden mediante las aberraciones de 5º orden. Mas recientemente, en 1998 López-Gil, Iglesias y Artal definen que el frente de onda es mas nítido, simétrico y regular al acomodar que sin acomodar, y lo atribuyen a dos factores, una disminución de la aberración comática y a un aumento de las aberraciones simétricas.

En un estudio en 8 individuos entre 24 y 38 años, 5 miopes entre -2 y $-5,5D$ y 3 emétopes se les presentaron estímulos acomodativos de 0 a $-6D$, estudiando la acomodación en estos 7 estados acomodativos (44). La pupila utilizada fue de 7,3mm, cosa que fue imposible en estímulos de acomodación importantes ya que se presentaban miosis acomodativas elevadas, excluyendo las aberraciones de mas alto orden, por lo que se tuvo que extrapolar en estos casos. Se objetivó que los cambios varían mucho de individuo a individuo. Mientras unos sufren grandes cambios, otros apenas cambian.



Cambio de la wavefront frente a 7 estímulos acomodativos diferentes, en tres sujetos distintos. (Reproducido de He,JC)

Los resultados del estudio en referencia a la wavefront son los siguientes:

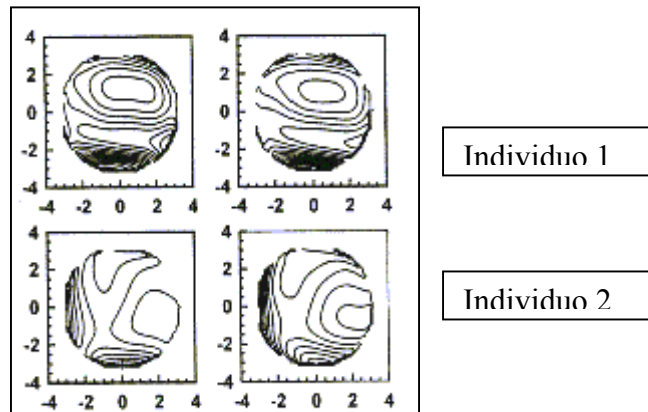
Los cambios en el frente de onda son significativos y sistemáticos durante la acomodación. El frente de onda mejora con la acomodación con estímulos acomodativos bajos, de entre 0 y -1 dioptría, pero a mayor estímulo acomodativo hay un empeoramiento de éste. Según estos resultados la mejor imagen se encuentra cerca del punto de reposo de la acomodación.

Hay una variabilidad interindividual en el cambio del frente de onda, desde los que sufren cambios constantemente durante toda la acomodación, hasta los que solo los sufren en un estado de acomodación concreto. De todas formas la morfología final del frente de onda acaba siendo similar en todos los individuos, por lo que si previamente a la acomodación el frente de onda ya era aberrante, durante la acomodación cambiará poco, y al revés si sin acomodar no tenía casi aberraciones, durante la acomodación le aparecerán muchas, apreciándose mucho el cambio.

Si nos fijamos en la evolución de cada aberración de alto orden durante la acomodación podemos concluir que la esfericidad se reduce pudiendo pasar de positiva a negativa. La aberración comática cambia sin un patrón determinado, tanto puede aumentar como disminuir. Los cambios son debidos a un desplazamiento lateral del cristalino al acomodar, que puede ser en el eje X o Y, produciendo un descentramiento y desalineación entre la córnea y el cristalino. Si estudiamos las aberraciones de alto orden en global vemos que disminuyen con estímulos acomodativos de 0 a -2D, y que a partir de -2D aumentan de forma proporcional al estímulo acomodativo. Son mínimas entre -1 y -2D que es el punto de descanso de la acomodación (wavefront ideal) (46). Este es uno de los patrones de variación de las aberraciones con la acomodación más consistente y reproducible que se encuentra. Estas aberraciones de alto orden están estrechamente correlacionadas a todo el esfuerzo acomodativo, y contribuyen significativamente a la disminución de la calidad de la imagen con acomodaciones marcadas. La calidad óptica entonces mejora con el estado de acomodación leve, y empeora para objetivos tanto cercanos como distantes.

D/ Midriáticos:

Con la utilización de midriáticos se dan cambios en las aberraciones oculares, aunque no de gran importancia (45), con un cambio máximo aproximadamente de dos micras. Mirando los coeficientes de Zernike de forma individual se apreciaron cambios significativos en algunos de ellos pero no en todos. Para todos los sujetos hubo un cambio en el defocus, indicando que el paciente no mantiene el mismo plano de foco a pesar de aplicarse el mismo estímulo acomodativo. Aparte de el defocus, el mayor cambio se apreció en el astigmatismo. En relación a las HOA, también se apreciaron cambios, pero eran muy variables entre individuos (46). A pesar de todo esto, la desviación estándar de las mediciones con la pupila sin dilatación farmacológica, y con ésta no varió demasiado, significando que son igual de fiables las mediciones con uno u otro método. Debido a la poca bibliografía en este tema uno de nuestros objetivos es el estudio de las aberraciones con dos midriáticos diferentes.



Estudio del frente de onda para dos individuos distintos sin y con dilatación.

E/ Longitud de onda:

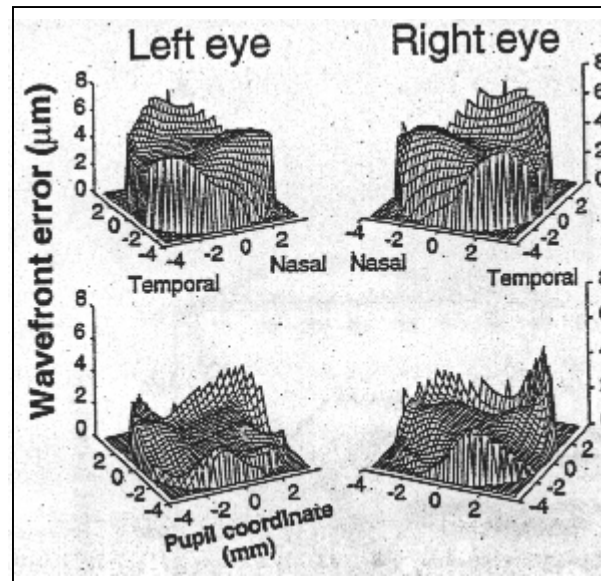
Las aberraciones mas grandes son aquellas que ocurren con luz policromática (luz blanca). Estas ocurren porque el ojo no tiene un mismo índice de refracción para todas las longitudes de onda. Esto puede provocar cambios en el poder refractivo del ojo según la longitud de onda, y cambios en la magnificación de imágenes también en relación con la longitud de onda. El poder refractivo del ojo puede variar unas 2D a lo largo del espectro visible. Por lo tanto, si el ojo focaliza una imagen en la región del verde, las longitudes de onda menores se consideraran fuera de foco (ACL).

F/ Fotorreceptores

Los fotorreceptores juegan un papel importante en la calidad óptica del ojo. La pupila tiene dos funciones, el componente de fase (inclinación de los rayos de luz entrantes), representado por el frente de onda aberrante, y el componente de intensidad, (dejando entrar mas o menos luz). La diferente sensibilidad de los conos a la luz que entra por diferentes lugares de la pupila puede tener un gran influencia en las aberraciones del ojo. Los conos pueden mejorar la calidad de la imagen si les llega la luz de forma directa y no oblicua (efecto Stiles Crawford).

G/ Similitudes entre aberraciones de ojo derecho y el izquierdo:

Las aberraciones difieren mucho de una persona a la otra, lo que hizo pensar que esta no fueran sistemáticas, sino un reflejo de errores al azar en la estructura de la córnea y el cristalino. A pesar de esto se ha encontrado que las aberraciones son similares en el ojo derecho e izquierdo de un mismo paciente (34), lo que desmiente la teoría expuesta anteriormente. Entonces no solo el defocus y el astigmatismo tienen una correlación en el ojo derecho y el izquierdo, sino también las aberraciones de orden superior. La genética y los factores ambientales que controlan el desarrollo de las aberraciones del sistema dióptrico del ojo funcionan con una simetría como si fuera un espejo.



Diferencias entre ojos en el frente de onda.

3.3.2.3.5 Sistemas de medición. Aberrómetros.

A/ Introducción:

La habilidad de medir objetivamente la función visual, no solo la superficie corneal, es importantísima a la hora de pretender llegar a configurar unos algoritmos de ablación personalizados, y así conseguir una mejoría global de la función visual con la cirugía refractiva. Tenemos que medir las aberraciones oculares de todo el ojo, ya que con la topografía, que es lo único que teníamos hasta el momento, solo miramos la cara anterior de la córnea, no teniendo en cuenta zonas ópticamente tan importantes como la cara posterior de la córnea o el cristalino (32).

Si un láser se programa solo con los datos de la topografía anterior, la corrección sería en el mejor de los casos incompleta, y en el peor sencillamente errónea, aumentando el número de aberraciones, como por ejemplo en los casos de ojos jóvenes donde existe una compensación de la aberración corneal con la cristalina. Si corregimos la aberración corneal nos quedará la cristalina, empeorando la calidad visual.

El análisis del frente de onda es muy importante si nuestro objetivo es corregir las aberraciones de alto orden, juntamente con las de bajo orden, la esfera y el cilindro. Muchos métodos se han desarrollado para describir el error del frente de onda, usando diferentes sistemas para seguir los caminos de los múltiples rayos de luz que entran en el ojo, ya sea determinándolos individualmente o como un todo mediante un frente de onda. Sobre estos métodos se han construido los diferentes tipos de aberrómetros que se definirán posteriormente. De todas formas estos métodos aún tienen limitaciones ya que solo son capaces de captar las aberraciones monocromáticas a una determinada longitud de onda.

B/ Refracción basada en el frente de onda

Lo que obtenemos con el frente de onda es la “*wavefront refraction*”, que también se puede llamar refracción espacial. Esta se define como la refracción en cada punto de la córnea, teniendo en cuenta todos los elementos ópticos en toda la longitud del ojo. Es como una topografía del ojo entero expresada a modo de mapa refractivo. Se considera una refracción mucho más completa que la refracción convencional, pudiendo hacer la comparación diciendo que la refracción convencional es para la wavefront, lo que la queratometría es para la topografía. Es más completa por el hecho que la refracción subjetiva supone que cada zona de la cornea tiene la misma refracción, cosa que no es cierta, ya que la refracción cambia en cada área de la cornea. La refracción medida periféricamente varía de la central debido a las aberraciones, sobre todo esfericidad. La refracción en cada zona específica de la cornea se determina mediante el radio de curvatura a partir del frente de onda. Actualmente cometemos el error de tratar el defecto refractivo con una sola lente esferocilíndrica para todas las zonas de la cornea, obteniendo zonas hiperconvergentes, otras hipocorregidas, y algunas emetropizadas. El resultado final es satisfactorio porque las inclinaciones en el frente de onda, casi no provocan un desplazamiento de la imagen retiniana, entonces no necesitan una corrección refractiva individualizada. Esto es así porque la transición entre zonas es suave. Con una lente esferocilíndrica sí se puede corregir el error refractivo, pero tendría que ser de distinta potencia según el área a lo largo de la pupila que queramos corregir (60). El error de fase que no puede ser corregido con una lente esferocilíndrica se atribuye a las HOA.

C/ Aberración del frente de onda. (Wavefront aberration):

Corresponde a la suma de defocus, astigmatismo, y HOA que provocan todos los elementos ópticos del ojo al interaccionar con los rayos de luz, ya sean incidentes o reflejados. Entonces cuando la luz pasa por un ojo con un sistema óptico sin aberraciones, describe frentes de onda perfectamente esféricos. Por el contrario, cuando pasa por una zona aberrante estas ondas perfectas se arrugan creando el error del frente de onda (Wavefront error) que se define como la diferencia entre el frente de onda plano y el real, o lo que es lo mismo la diferencia entre la wavefront de una superficie esférica ideal, con la wavefront formada por la trayectoria ortogonal de los rayos que entran en un ojo aberrante. Entonces estos errores se pueden trasladar a un mapa de colores y dibujar la wavefront aberrante o real, la cual describe los efectos que provoca la córnea y el cristalino a la luz que pasa a través de cada punto de la pupila. Corregidos los errores en cada punto te queda una imagen casi perfecta, solo alterada por la difracción, el scatter, y la aberración cromática. La wavefront aberration se puede valorar mediante:

- Aberroscopios subjetivos y objetivos.
- Aberrómetros:
 - Hartmann-Shack
 - Técnicas ópticas de trazado de rayos (raytracing).
 - Tscherning

Si descomponemos la wavefront aberrante, sobretodo si hemos tomado los datos con la pupila dilatada, no solo encontramos la visión foveal afectada por las aberraciones de bajo orden, junto con la coma y la esfericidad, sino también otras aberraciones

asimétricas y aberraciones de orden mayor a 4 que degradan la función visual en estas condiciones, llamadas aberraciones de mayor alto orden. En un ojo normal se pueden llegar a captar hasta 65 componentes que definan la wavefront aberration. Los errores en el frente de onda, como acabamos de comentar, pueden tener formas muy complejas, irregulares y mucha variabilidad individual, cambiando de individuo a individuo tan en el signo como en la amplitud.

D/ Sensores del frente de onda. (Wavefront sensors):

1. Origen:

La tecnología del frente de onda fue desarrollada por primera vez en aplicaciones de astronomía preocupados por las imágenes borrosas del telescopio Hubble. Se utilizaba para medir las distorsiones del frente de onda que acontecían cuando la luz viajaba a través de la atmósfera y entraba en el telescopio óptico. La imagen se degradaba debido a turbulencias en la atmósfera de la tierra (8). En 1970-80 los militares incorporaron la investigación de este fenómeno a los programas de desarrollo de la defensa antimisiles. Se descubrió que aplicando un control de círculo cerrado de óptica adaptativa, los patrones punteados de las estrellas podían mejorarse, obteniendo una imagen solo limitada por la difracción. La óptica adaptativa no es más que un espejo deformable para corregir las HOA que aparecen cuando la luz de una estrella o una galaxia pasa a través de la atmósfera turbulenta de la tierra. Al incorporar esta tecnología se mejoró muchísimo la imagen pudiéndose ver estrellas de la galaxia de Andrómeda nunca vistas. En 1978 el frente de onda se adaptó por primera vez en aplicaciones oftalmológicas en la universidad de Heidelberg. La técnica se basó en la detección del frente de onda de Hartmann-Shack, midiendo el trayecto óptico de los rayos de luz a través del ojo para detectar las aberraciones de bajo y alto orden en el sistema óptico del ojo humano. Se pensó que el sistema de óptica adaptativa junto con los sensores del frente de onda, podían funcionar en el ojo, así como funcionó en el telescopio, ya que este no es un medio óptico uniforme.

2. Evolución:

Los primeros métodos estaban basados en la interferometría y posteriormente en el ray-tracing.(12). El primero en aparecer fue el interferómetro de Twyman-Green. Este consta de un rayo de luz colimado que primero divide y después de que los rayos subdivididos hayan sido reflejados por la superficie testada y por una de referencia se recombinan. Si las dos superficies son iguales y correctamente alineadas no se observará ninguna distorsión en el haz recombinante. Si no son iguales, las distorsiones que aparecerán permitirán hacer un mapa topográfico (según la longitud de onda) de la diferencia de aberración de onda entre una superficie y la otra. El método interferométrico no ha sido muy aceptado en el estudio de la óptica fisiológica, fundamentalmente porque hay dificultades para estabilizar el ojo y construir superficies de referencia apropiadas con las cuales comparar los tejidos naturales como la córnea.

Todos los métodos posteriores han sido basados en el ray-tracing, los cuales reconstruyen la aberración de onda integrando las pendientes de todos y cada uno de los grupos de haces que pasan por la pupila.

Tscherning(1854-1939), fabricó un aberroscopio. Este consta de un patrón reticular montado sobre una lente esférica de 5D. Si el sujeto mira a un punto remoto a través de esta lente, se ve una sombra del patrón reticular en la retina, entonces de las distorsiones de esta retícula te puedes hacer una idea de las aberraciones del ojo. Este aberroscopio fue muy criticado por Gullstrand, y quizás por esto se dejó de utilizar temporalmente. Sesenta años mas tarde Bradford Howland se inventó el aberroscopio de cilindros cruzados para investigar las aberraciones de las lentes de las cámaras fotográficas. Utilizaba una lente de 5D con un cilindro negativo a 45°, y encima le ponía un patrón reticular. Hasta al cabo de 20 años no aparece el primer estudio en ojos humanos con un aberroscopio subjetivo. El primer estudio con este aberroscopio concluye que la coma es la aberración que domina la estructura aberrante del ojo a cualquier diámetro pupilar fisiológico. Con este estudio también se introducen los polinomios de Zernike para describir las aberraciones. Además por primera vez se pudieron medir, no estimar como hasta entonces, las aberraciones comáticas. El aberroscopio de cilindro cruzado se mejoró, pudiendo hacer una foto de la imagen retiniana de la retícula, convirtiéndolo en un aberroscopio objetivo.

Otro método subjetivo que apareció fue el método de Smirnov. Este consta de un disco con dos agujeritos. Uno es fijo, y no permite ver por la zona central. El otro es móvil y permite ver la zona central. Este último sirve para escanear toda la zona pupilar. Para definir la aberración, el sujeto tiene que mover el agujero móvil, hasta que los dos puntos se unan. Entonces se miden las distancias al eje X e Y desde el rayo de referencia para ese punto determinado, y así se define la aberración. Este disco fue inventado por Cristoph Scheiner hace 400 años, demostrando con este disco la capacidad de enfocar del ojo humano. Demostró que un ojo imperfecto que miraba a través de este disco opaco con dos agujeritos a un punto de luz remoto y único a una distancia fija, formaba dos imágenes retinianas. Si la imperfección era solo defocus, los dos puntos se podían unir solo mirando a través de una lente de poder dióptrico suficiente para corregir el defecto(61). Mas tarde Webb and cols. Modernizaron el método de Smirnov, mediante una computerización del frente de onda, describiéndolo mediante los polinomios de Zernike, cosa que ha demostrado una gran repetibilidad del método. Después se convirtió ese en un aberómetro objetivo, y se hizo emitiendo un rayo en la retina y que esta lo reflejara fuera del ojo. Además se hicieron otros agujeros en el *disco de Scheiner*, transformándolo en una *pantalla de Hartmann*. Cada agujero de esta pantalla de Hartmann aísla un rayo del global que salen por la pupila reflejados por la retina. Entonces estos rayos emergentes intersectan en un sensor de video que calcula la desviación en comparación al rayo de referencia. Entonces en cada orificio de la pantalla de Hartmann, Shack y Platt introdujeron una lente, consiguiendo al final el aberómetro de Scheiner-Hartmann-Shack, cuyo objetivo es calcular las aberraciones del ojo en múltiples localizaciones pupilares de una forma objetiva. Este fue inicialmente usado en astronomía para analizar las aberraciones de la atmósfera sobre un telescopio en tiempo real por Billie, J. y Liang, J. en Heidelberg y posteriormente desarrollado por Liang, Williams and cols. en Rochester para obtener una imagen del fondo del ojo habiendo quitado las aberraciones mediante un espejo deformable (óptica adaptativa).

Existen pues hoy en día una cantidad de métodos objetivos y subjetivos para estudiar los frentes de onda de los ojos humanos, que difieren mucho en coste, complejidad y exactitud. Cada uno tiene unas ventajas y unos inconvenientes determinados, por esta razón todos pueden continuar aún siendo útiles.