

3. Tipos:

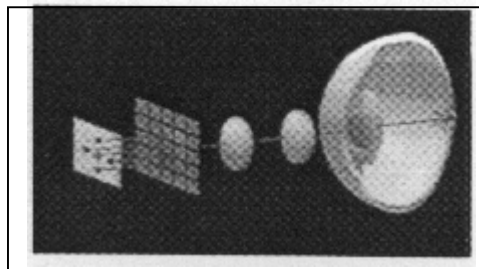
Los aberrómetros actuales se pueden dividir en dos tipos fundamentales:

- Hacia dentro (Ingoing): Captan la deformación que sufren los rayos al entrar en el ojo. Entre los comprendidos en este tipo tenemos el aberrómetro de Tscherning, y los métodos de ray-tracing de rayos individuales.
- Hacia fuera (Outgoing): Captan la deformación que sufren los rayos al salir del ojo, después de reflejarse en la retina. Entre los de este tipo encontramos el sensor de Hartmann-Shack.

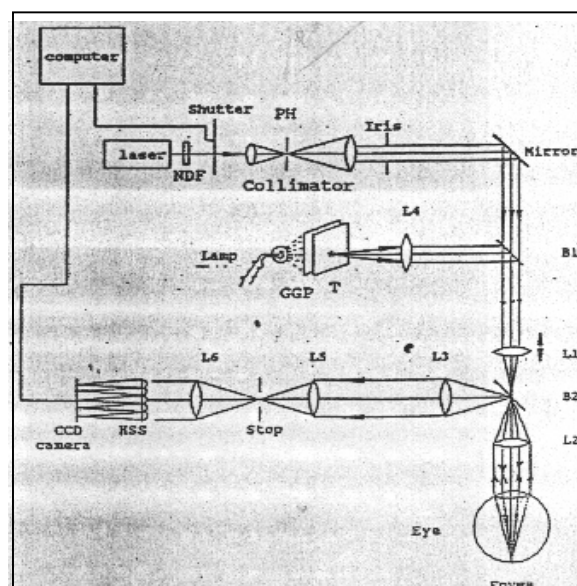
A continuación definiremos los tres aberrómetros más usados en la actualidad:

a/ Aberrómetro de Hartmann-Shack (H-S)

Este aberrómetro como hemos comentado antes es outgoing (47). Consta de la introducción de un haz fino de láser para que durante la entrada no se capte ninguna aberración. Entonces al impactar este contra la retina se convierte en un frente de onda esférico, el cual se convertirá en esférico a medida que vaya adoptando la forma de las sucesivas aberraciones de las superficies del ojo que va encontrando en su camino de salida.



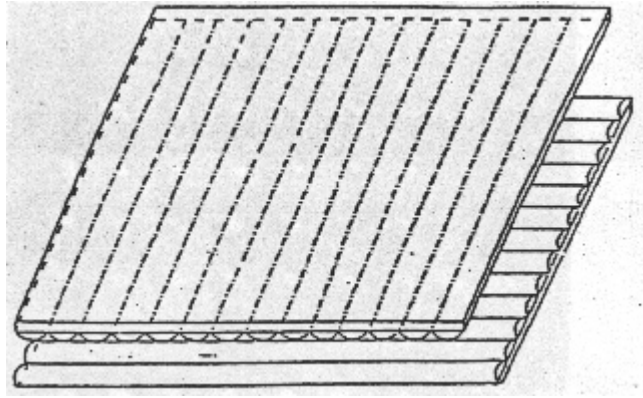
1/ Componentes y trayecto del rayo:



(Reproducido de Junzong, L)

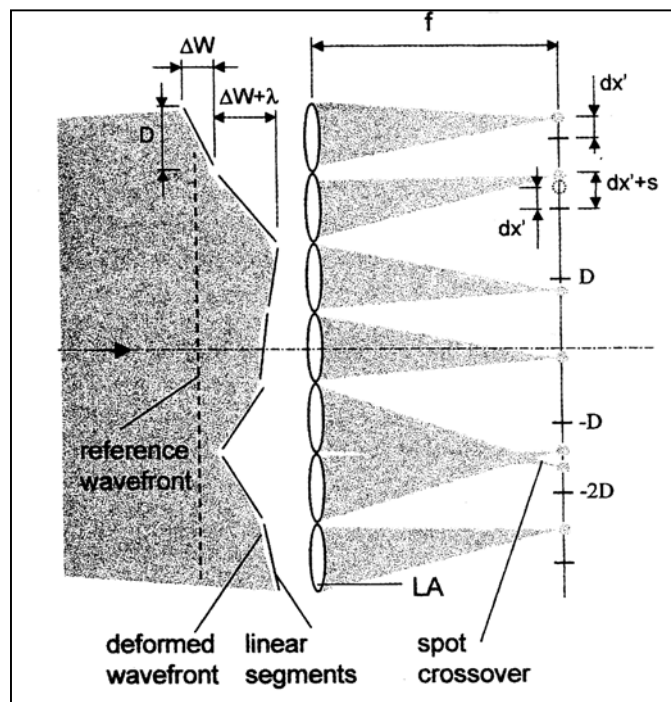
- Láser He-Ne de 632,8nm: Se emiten 1,5mw. de luz linealmente polarizada hacia el interior del ojo.
- Filtro de densidad neutro (NDF): Controla que los niveles de láser sean seguros. Hace que el nivel de luz que entra en el ojo sea de 5 microW. (se ha calculado que 5microW a 633nm durante 0,1seg esta 40 veces por debajo del máximo permitido). El total de energía que entra dentro del ojo es menos de 3 microjoules, que es 200X menor al limite permitido por la American National Standards Institute's.
- Modulador óptico-acústico (shutter): El láser pasa a través de él, y lo que hace es controlar la duración de la exposición (100ms) a la retina con una tasa de extinción de 0,0001 que permite suficiente luz cuando está apagado como para facilitar al observador un punto de fijación. Se podría mantener la exposición durante 2 segundos, que es mucho tiempo, pero así se evitaría el efecto "speckel" de la retina, que son los pequeños movimientos que hace el ojo, que hacen que se iluminen diferentes regiones de la retina. De esta forma se pretende mejorar el cociente entre la señal real, y la señal mal dirigida, pero el resultado final se ha demostrado ser el mismo que en exposiciones de 100milisegundos, por lo tanto se usan estas últimas.
- Colimador: Un objetivo de microscopio de 40X, llamado filtro espacial, focaliza el haz hacia un agujero puntiforme de 25 micras(pinhole). El haz emergente del pinhole se colima mediante una lente, produciendo la expansión del haz de luz en una onda plana.
- Pupila artificial: El haz pasa a través de esta para regular el tamaño de la pupila iluminada.
- Reflexión en un espejo.
- Separador del haz de polarización(beam splitter)(B1): Refleja el punto de fijación (un patrón reticular a 18cicl/grado) hacia el ojo, para que el paciente lo pueda ver y así fijar la visión en un punto dado. El punto de fijación se obtiene mediante un circuito paralelo en el cual a la distancia focal de una lente (L4), se pone el punto de fijación, iluminado por luz tenue difusa para estabilizar la acomodación y estar seguros que los rayos paralelos del láser se focalizarán en la fovea. El objetivo de fijación se alinea entonces con el haz del láser para focalizar en la retina.

- Lente (L1): Los exámenes se hacen sin corrección, entonces para reducir el defocus se hace desplazando la L1 respecto la L2 hasta que el paciente enfoque (33).
- Beam splitter (B2): La imagen que proviene de la retina pasa por este separador del haz de polarización, que solo deja pasar la luz polarizada. No deja pasar la luz altamente polarizada reflejada por las lentes.
- Lente (L2): sirve para enfocar la imagen puntiforme a la retina. La imagen resultante ocupa 0,31 minutos de arco en la retina.
- Lentes L2 y L3, L5 y L6: Se requieren para obtener la imagen del frente de onda aberrante en el plano pupilar. Se usan estos dos sistemas afocales, que transportan la imagen del plano pupilar a la rejilla de lentes del sensor de H-S. De esta forma el plano del detector de H-S, y el plano pupilar están conjugados, y el área pupilar magnificada 1,85 veces. Cambiando la L5 se puede cambiar el tamaño de la pupila. Cuanto mas pequeña sea la pupila, mas se tendrá que magnificar el patrón obtenido.
- Beam splitter provisional (no en el esquema): Se instala entre las L3 y L5. Se usa para alinear la posición de la pupila con respecto al eje óptico del sistema de medida.
- Stop: Es un diafragma pequeño y redondo y se intercala entre L5 y L6 para parar la reflexión de la luz de la L2 antes que esta sea percibida por el sensor de H-S.
- Sensor de H-S: El rayo focalizado en la retina se supone que es difusamente reflejado, y los rayos salen del ojo deformándose en la misma medida que van encontrando aberraciones formando el frente de onda aberrante. El sensor de H-S hace la medición del frente de onda en el plano pupilar, y lo transforma en una imagen de puntos mediante el paso de la onda testada a través de una placa con múltiples subaperturas, que lo que hacen es romper la luz reflejada (frente de ondas) en múltiples rayos individuales. Entonces cada rayo individualizado incide en un enrejado de lentes muy pequeñas distribuidas a modo de ojo de mosca, en relación 1:1, cada rayo incide en una microlente. El sensor de H-S esta compuesto por dos capas idénticas de lentes cilíndricas puestas a 90° una de otra, actuando como una sola capa bidimensional de lentes esféricas. Cada capa consta de 15X15 lentes (se puede usar una parrilla de 7X7 si se mide una pupila de 5,4mm). Las lentes tienen una distancia focal de 97 o 170mm, y pueden medir 1X1mm o 0,5mm de diámetro.

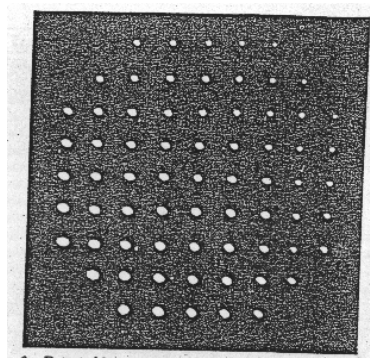


(Reproducido de Junzhong,J)

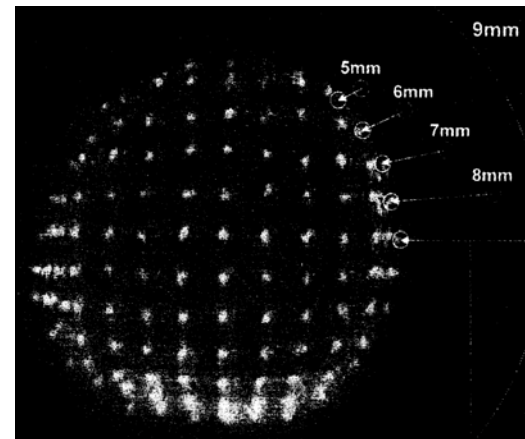
Cada una de las lentes forma una imagen aérea (centroide) de todos los puntos retinianos sobre una cámara de CCD fría de grado científico. (mínimo sensor de iluminación es 0,02 lux), acoplada a un ordenador que digitaliza las señales de video en imágenes de 512X512 pixels a 8 bits. el cual se digitaliza y almacena por la unidad de adquisición de imágenes.



En este gráfico podemos apreciar un frente de onda aberrante en dirección hacia la derecha, su impacto con las microlentes, y su representación en forma de puntos en una cámara de CCD. (Reproducido de Hamam, H)



Patrón de una onda plana

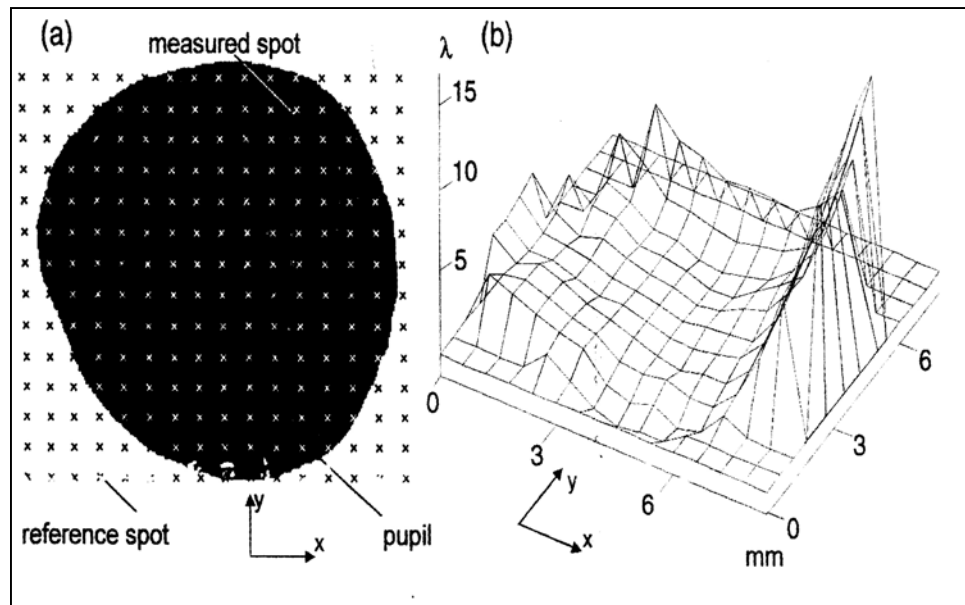


Patrón de una onda aberrante. Se puede ver que a mayor diámetro pupilar, la equidistancia entre los puntos empeora, sobretodo en la periferia. En los paciente operados de LASIK este desplazamiento aún es mas pronunciado. (Reproducido de Hamam, H).

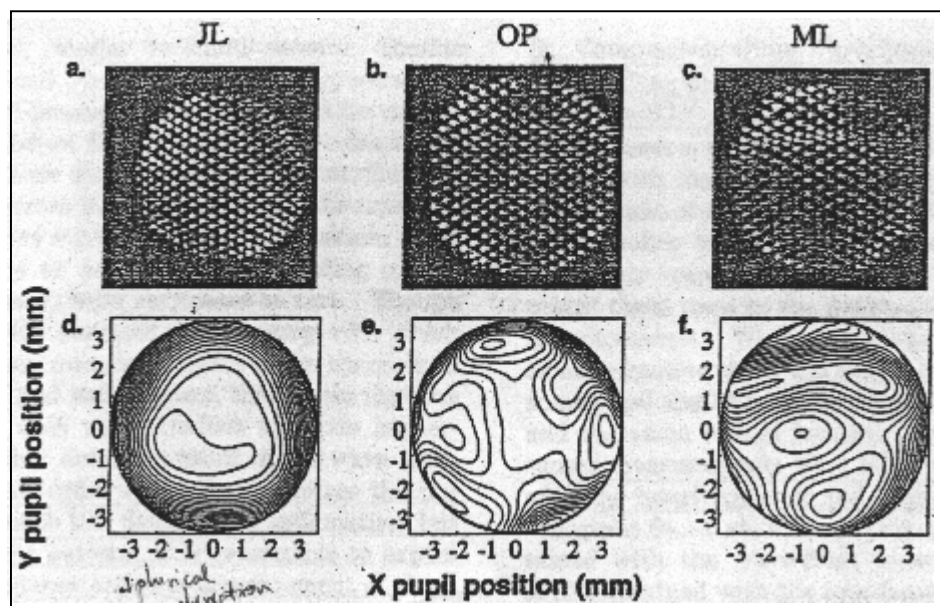
2/ Análisis de las imágenes.

En un ojo sin aberraciones la distribución de los rayos en el patrón de centroides resultante, será regular y equidistante, pero no será así en un ojo con aberraciones. Se perderá la equidistancia y la definición de los centroides. En un frente de onda aberrante, los puntos de luz de las subaperturas se desplazan tanto en el eje X, en el Y, como en el Z en relación al punto de referencia. En un desplazamiento en el eje Z aumenta el diámetro del spot y significa una aberración de defocus. Los desplazamientos en los ejes X o Y, nos indicará la pendiente del frente de onda, tanto en desviación lateral como vertical. Cuando la desviación es igual a un diámetro del spot de referencia significa una aberración que difiere en una longitud de onda de la wavefront plana. El problema que surge de la medición de todos los rayos a la vez es que a veces, si la inclinación es muy grande se pueden solapar, invadiendo la zona del punto contiguo, entonces la medición final no es la real, ya que el sensor de HS no puede interpretar estos solapamientos.

El valor máximo de aberración que se puede calcular no depende de la longitud de onda usada en la medida, sino del tamaño de la rejilla de lentes y la separación entre lentes. A mayor concentración de lentes mejor definición de las aberraciones, aunque mas riesgo de solapamiento. Los centroides tienen que ser mayores a la resolución de la cámara CCD. Lo ideal serían 3 pixels por cada spot. A partir de la imagen de puntos se puede formar una imagen del frente de onda en dos o tres dimensiones, así como el patrón de ablación (inverso del frente de ondas). En un ojo sin aberraciones el resultado sería una onda plana del mismo diámetro que la pupila.



a/ Puntos reales, encima de patrón de referencia(cruces)
 b/ Patrón de ablación.
 (Reproducido con permiso de Thibos,L)



Tres ejemplos de los centroides, con su representación en mapa de contornos, habiendo extraído el defocus y el astigmatismo. Medido con pupilas de 7,3mm. En el primer sujeto se puede apreciar una aberración de esfericidad muy marcada. (Reproducido de Junzong,L)

El análisis del cálculo y reconstrucción del frente de onda se puede realizar de dos formas:

a/ *Método computadorizado*: Se hace mediante un software específico que calcula la desviación en el eje X, Y y Z, junto al posible margen de error. La sensibilidad de captación de desplazamiento es de pocos segundos de arco, una sensibilidad no hallada en otros sensores de onda. Al final da un mapa de líneas, cada una de las cuales está separada de la otra por una determinada long. de onda. En el esquema la separación es una long. de onda de 0,63 micras. El aberrómetro entonces calcula automáticamente, con un proceso matemático los diferentes componentes aberrométricos de la wavefront (según las pendientes locales de esta), mediante los polinomios de Zernike, estimando los mejores coeficientes para cada polinomio.

b/ *Método directo* (11): Es mucho más rápido. Sin necesidad de un ordenador podemos deducir el valor máximo de la aberración e interpretar el comportamiento de la aberración si lo comparamos con el patrón de referencia. Permite análisis de la resolución, y orienta a la elección de las características de las lentes del aberrómetro. Se basa en el grado de desplazamiento de los centroides. La máxima resolución es la mitad del espacio entre centroides en el patrón de referencia. Si el valor de la aberración es mayor, el centroide cruza su zona y se coloca en el área donde se espera que esté el centroide contiguo. Esto pasa si la aberración es muy grande o si la pendiente de la aberración es muy grande, entonces se invierte de golpe.) Para disminuir el solapamiento de los centroides (ej. Ojo muy amétrope o postquirúrgico), se puede disminuir la distancia focal y/o aumentar el espacio entre las lentes de la rejilla. Si estos dos parámetros son inamovibles, entonces lo que podemos hacer es magnificar la wavefront antes de que llegue a la rejilla de lentes. Si el desplazamiento global de los centroides es mayor en un extremo que en el otro, se puede orientar hacia la aberración comática. Si los patrones son similares en ambos lados significa que no hay demasiada coma. Con respecto a la aberración de esfericidad, si no hay desplazamiento en el eje Y es que no hay. Si al dilatar la pupila, los centroides periféricos se mueven hacia el centro significa que hay una aberración de esfericidad positiva. Aberraciones de mayor orden son difíciles de detectar por el método directo.

3/ Especificaciones de las aberraciones: Se pueden medir en dos planos distintos:

a/ *Plano retiniano*: Las aberraciones se representan mediante el PSF y la MTF.

b/ *Plano pupilar*: En este plano lo más usual es la representación en un mapa de contornos.

- Si aberraciones pequeñas: La mejor representación es la altura de la wavefront. Da las mejores medidas de la calidad de la imagen.
- Si aberraciones grandes: La pendiente de la wavefront, representada como PSF pupilar (pPSF) y la óptica geométrica dan la mejor representación de la calidad de imagen.

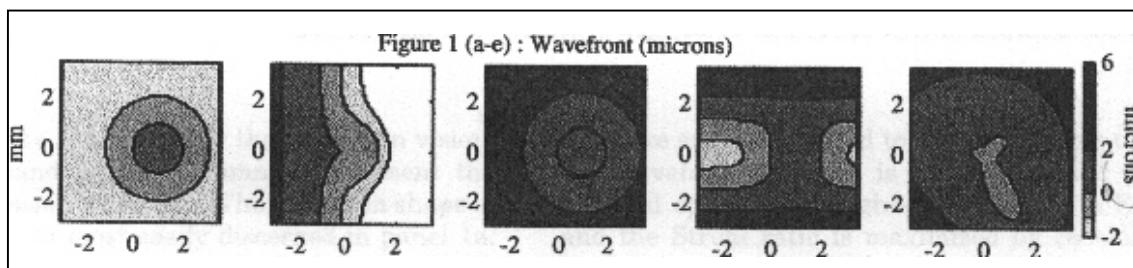
4/ Modos de representación de la wavefront:

a/ *Representación numérica*: Enumeración de los polinomios de Zernike que la definen.

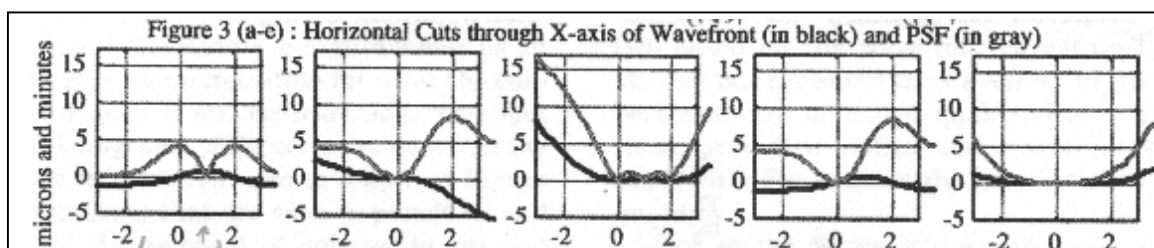
b/ *Representación esquemática*: Se representan siempre en el plano pupilar, y podemos representarla de cinco formas distintas:

1/ *Elevación de la wavefront*:

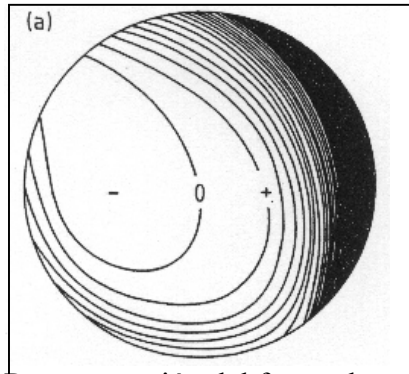
Esta representación es importante para la cirugía refractiva para poder saber la cantidad de tejido a ablacionar. Se representa mediante líneas que unen puntos del frente de onda que están igual de alejados de la esfera de referencia. Se asume que en el centro pupilar no hay aberraciones de alto orden, ya que se pueden corregir con una lente esferocilíndrica. Para representar el frente de onda aberrante se pueden usar intervalos de 0,15 a 0,3 micras. En un mapa de aberraciones desde la zona mas alta a la mas baja puede haber hasta 7 micras de diferencia. Se puede hacer la analogía con un mapa cartográfico.



Diferentes representaciones de un mapa de elevación del frente de onda.
(Reproducido de Klein,S)



Elevación (línea negra) y PSF (línea gris) en un corte de perfil.
(Reproducido de Klein,S)



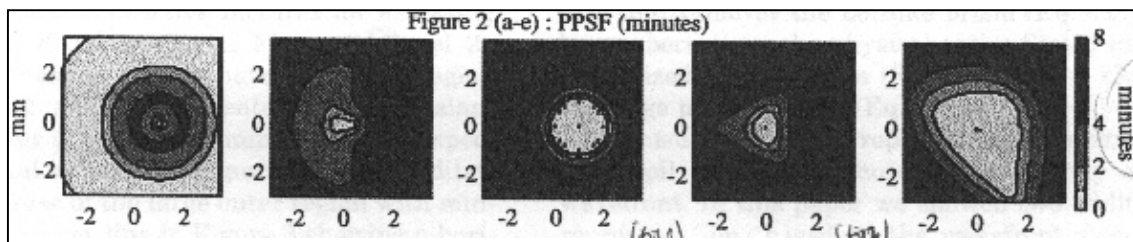
Representación del frente de onda
Con curvas que unen puntos con una misma elevación o longitud de onda. En este caso por el método directo podemos interpretar una aberración comática, al existir un desplazamiento de las líneas.

Esta descrito por la Ley de Rayleigh's del cuarto de longitud de onda, que en variaciones mayores a 0,25 micras (250nm) de elevación (es lo mismo que un cambio de 0,25 longitudes de onda), la calidad de la imagen retiniana se deteriore significativamente. Lo ideal es que los cambios de refracción a lo largo de la pupila fueran los mínimos posibles, de forma que las líneas de contorno estuvieran muy espaciadas, y la magnitud de estas correcciones no excediera el valor clínicamente significativo de 0,25 longitudes de onda. La refracción en los 1-2mm centrales se mantiene relativamente constante, por lo que el frente de onda se mantiene poco aberrante, pero cambia rápidamente hacia la periferia, variando en cada meridiano.

2/ Pendiente del frente de onda

-Mapa de agudeza:

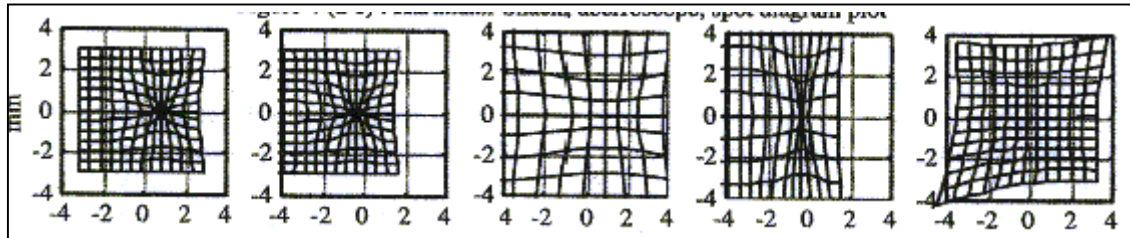
El pPSF es la representación mas clínicamente relevante ya que nos dice la borrosidad de la imagen en minutos de arco. Es el PSF retiniano pero referenciado al planopupilar. La zona con menos sombra gris es donde hay menos de un minuto de arco de borrosidad, correspondiendo con la zona de una agudeza visual de 20/20. Es el que mejor representa la calidad visual esperada.



(Reproducido de Klein,S)

-Malla aberroscópica de Tscherning:

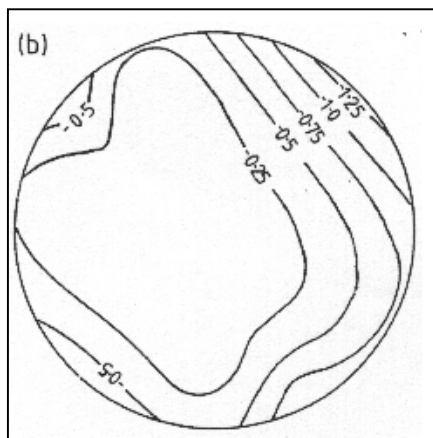
Es otra forma de representar la pendiente del frente de onda. Si representáramos todas las pendientes con flechas, y entonces uniéramos todos los puntos nos saldría la malla. La diferencia con el aberrómetro de Tscherning es que este funciona en espacio de imagen, y la malla aberroscópica con espacio de objeto. Es un diagrama de puntos.



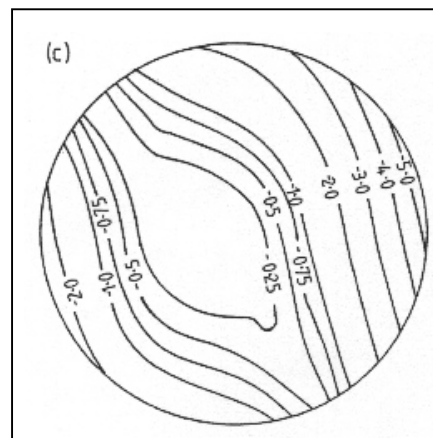
(Reproducido de Klein,S)

3/ Curvatura del frente de onda:

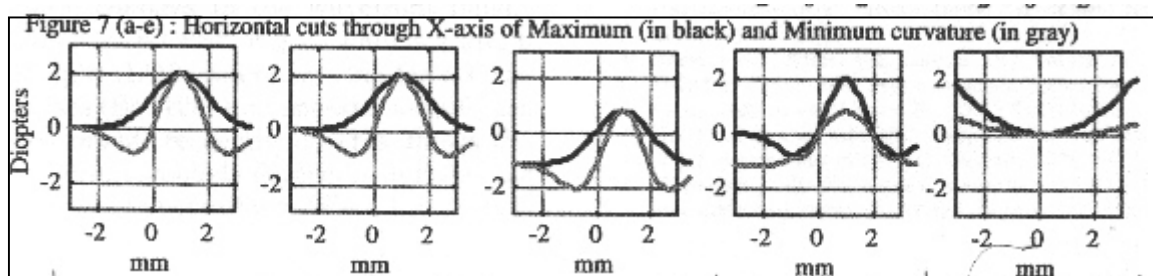
Se representa mediante líneas que unen puntos del frente de ondas con la misma curvatura. Tiene mas probabilidad de error que la pendiente o la altura, ya que éste es un derivado secundario que no se calcula directamente del frente de onda, sino a través de un cálculo matemático. Se puede representar el componente esférico y el cilíndrico por separado.



-Poder dióptrico del componente esférico



-Poder dióptrico del componente cilíndrico.



Curvatura máxima (línea negra) y mínima (línea gris) (Reproducido de Klein,S)

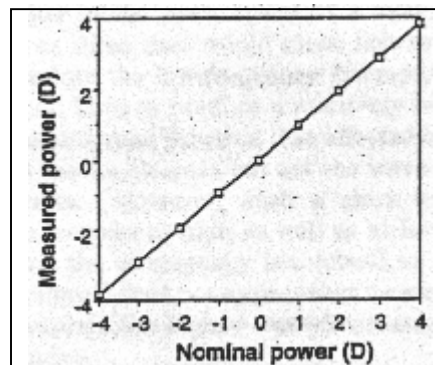
5/ Características del H-S:

a/ *Repetibilidad:*

Es un método con una repetibilidad alta, tanto en pupilas grandes como en pequeñas. La desviación estándar (DE) de sus mediciones es de 0,046 micras en un ojo real, y de 0,0013 en un sistema óptico artificial, lo que significa que las mediciones son muy fiables, y que la mayor DE en ojos reales se debe a fluctuaciones en el enfoque, así como fluctuación de las aberraciones, como por ejemplo variación del grosor de la película lagrimal, o también a posibles movimientos de la cabeza o del ojo.

b/ *Precisión:*

Para comprobar la precisión del aberrómetro de H-S se hizo pasar un frente de onda plano por una lente de X dioptrías, y se midió el frente de onda resultante. La diferencia entre la aberración esférica de prueba y la medida, no superó nunca las 0,17D. El error siempre fue menor cuanto menor era la aberración a leer. Este margen de error también se puede atribuir a que las lentes de prueba usadas tuvieran defectos de fabricación y el poder dióptrico esperado no fuera el real. El margen de error fue igual para las aberraciones cilíndricas. El problema aparece cuando queremos saber la fiabilidad del aparato con las HOA, ya que no podemos fabricar una lente con unas HOA preestablecidas. Lo que si que podemos comprobar es que cuando no hay HOA, el aparato no las encuentra. De todas formas, como sabemos que las HOA lo que hacen es un desplazamiento de los centroides al igual que el defocus y el astigmatismo pero con un patrón diferente, se tiene que suponer que las definirá de una forma igual que precisa que las aberraciones de bajo orden.



Medición con lentes de prueba
(Reproducido de Junzhong,L)

c/ *Inconvenientes:*

Hay tres factores que el sensor de H-S no puede captar:

1/ No es capaz de captar el scatter, ya que tiene una estructura espacial menor a la que tiene la rejilla de lentes del sensor. De todas formas se ha

demostrado que el scatter intraocular en el ojo humano, tiene muy poca importancia como factor deteriorante de la calidad visual.

- 2/ No es capaz de captar las aberraciones cromáticas
- 3/ No es capaz de captar la difracción

e/ Medición simultánea de todos los puntos del frente de onda:

Esta técnica mide el frente de onda en diferentes puntos pupilares simultáneamente, a diferencia de los métodos psicofísicos que tienen que mapear la pupila secuencialmente punto por punto. Una medida simultánea evita las fluctuaciones del estado refractivo que alterarían la estimación de la aberración de la onda.

f/ Tecnología de medición:

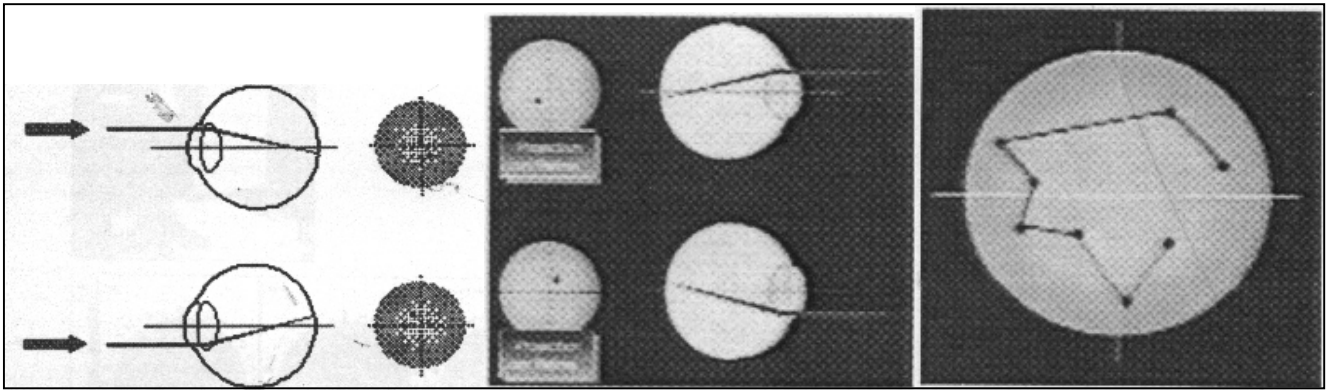
Para la medición de las aberraciones usa la técnica del paso y medio. Proviene del desarrollo de la técnica del doble paso, ya usada por Flammant en 1955 (36,62). Consiste en capturar una imagen que llega después de ser emitida y posteriormente reflejada por la retina a través del medio ocular. El problema de la técnica del doble paso es que si usamos un doble paso simétrico, con un primer paso equivalente al segundo, la imagen que obtendremos será la autocorrelación de la imagen retiniana (63), cosa que significa que si la imagen retiniana tiene una forma asimétrica, no se podría percibir, entonces la coma y las otras aberraciones de tercer orden, se cancelarían al haber el doble paso, por el efecto de espejo. Para solucionar este problema se hace una asimetrización de los dos pasos usando un haz de entrada lo menor posible, para conseguir una pupila mínimamente iluminada, y evitar así el primer paso. De esta forma se mantiene la asimetría presente en la imagen retiniana. Entonces las dos características principales de la técnica del paso y medio son:

1/ Usa un haz en el primer paso lo mas fino posible para evitar cualquier interferencia con las posibles aberraciones, así es como si fuera un haz solo limitado por la difracción.

2/ Usa luz casi infrarroja porque esta luz capta aberraciones asimétricas y proporciona estimaciones bastante acertadas de la calidad de imagen retiniana (PSF), aunque por contrapartida también provoca mucho scatter coroideo. Las ventajas es que es confortable y segura para el paciente, por esto es la longitud de onda preferida actualmente.

b/ Ray Tracing:

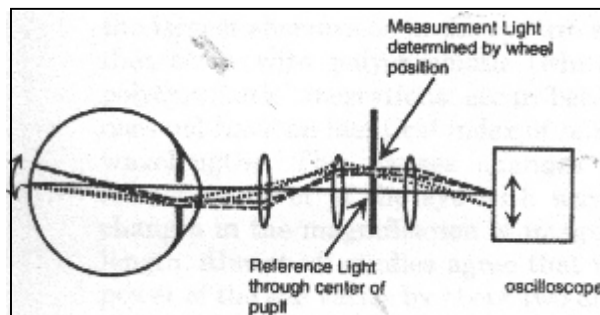
Este sistema de medición de aberraciones mide la localización de todos los rayos que entran por la pupila de forma individualizada, en lugar de medir simultáneamente en toda la entrada de la pupila (47). Se clasifica como un sistema ingoing, ya que lo que hace es detectar donde se refleja el rayo en la retina, comparándolo con el sitio donde se debería reflejar.



Se proyecta un fino haz de láser, y se hace un mapa de puntos retinianos. (Reproducido de Molebny, VV)

1/Spatially resolved refractometer.

Aplica un haz de luz alineado con el centro pupilar o el eje óptico, y sirve para medir la refracción punto por punto. Se hacen de 30 a 50 mediciones. Solo se tarda 3-4 minutos por test. El paciente tiene que alinear mediante un joystick el haz de luz que le emitimos nosotros con un punto en cruz que hay de referencia siempre en el centro pupilar. Al alinear los dos puntos se anula la aberración. El ángulo necesario para neutralizar la aberración representa la pendiente de la wavefront en esa localización concreta. Lo interesante es que implica al paciente, evitando los problemas de los autorrefractómetros actuales por ser totalmente objetivos y bypasar al paciente. Por esta razón se le clasifica como un test psicofísico (45). El haz de luz se emite a través de un osciloscopio con una apertura que gira a pasos de 1mm.

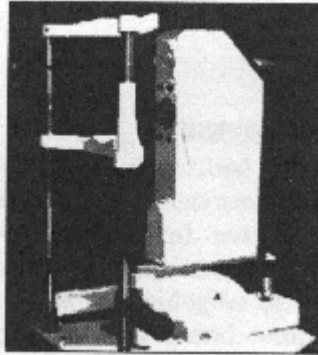


(Reproducido de Burns, SA)

Si el ojo no tuviera aberraciones, todos los puntos se proyectarían en el mismo punto retiniano, pero en el ojo real cada punto focaliza en un lugar distinto. Es extremadamente simple y rápido. Un escaneado dura 4 minutos, y normalmente se hacen 3 barridos, sumando un total de 14-15 minutos. Después se traduce la desviación a polinomios de Zernike, y a partir de aquí se pueden realizar mapas de dos y tres dimensiones, o el patrón de ablación. La reproducibilidad es buena (0,09D), y los resultados son estables durante meses.

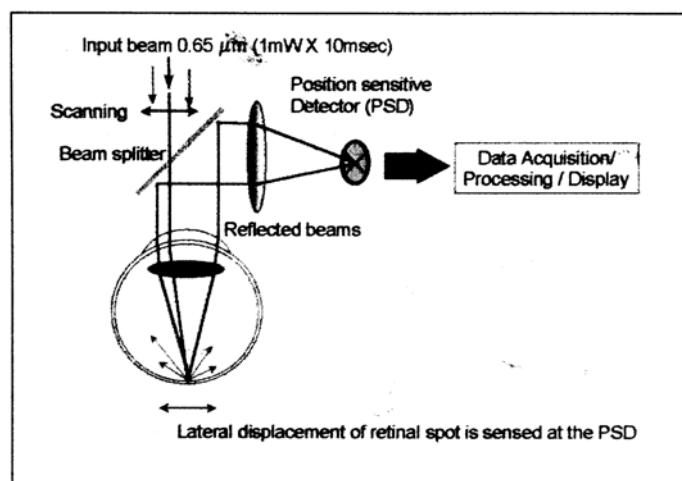
2/Tracey-1:

Es un aberrómetro que se entiende como una mejora del spatially resolved refractometer (64), ya que usa los principios de éste. Una de las mas grandes diferencias es que lo convierte en un test objetivo.



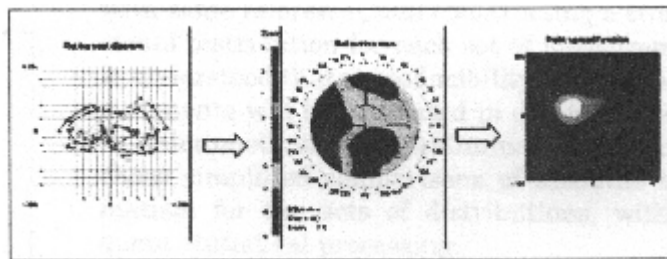
(Reproducido de Molebny, VV)

Consta de un láser de diodo de 0,9mW con una long. de onda de 650 nm y un grosor de 0,3mm, el cual es emitido en pulsos de forma individual y secuencialmente, escaneando la pupila en un movimiento horizontal, siempre paralelamente al eje visual pero con diferentes orientaciones y angulaciones mediante un deflector óptico-acústico que reduce el tiempo de irradiación. La medición se hace de forma muy rápida y permite obtener los datos en solo unos 10-20ms, según el número de puntos estudiados, y el número de repeticiones por punto, pudiendo escanear 64 puntos en una pupila de 6mm en tan solo 10ms. Esto es una ventaja en referencia al spatially resolved refractometer. Se puede programar para que escanee en un patrón determinado, o solo una zona determinada. El patrón de escaneamiento puede variar de 60 a 400 puntos, cada uno testado de una a 5 veces. Por defecto sale un patrón de 64 puntos con 5 veces por punto. Con cada medición va formando un diagrama de puntos secuencial. La posición del punto en la retina se capta con el detector sensitivo de posición (PSD) mediante la lente de detección objetiva.



(Reproducido con permiso de Pallikaris,IG)

Este localiza donde impactan los rayos, y lo compara del lugar donde tendrían que impactar. Para cada punto detectado en la retina, se calcula el grado de desviación transversa que tiene en el eje X e Y, en relación al supuesto sitio ideal. El desplazamiento del punto significa el grado de ametropía, o lo que es lo mismo el error refractivo punto por punto. Mediante la desviación del rayo se calcula un mapa bidimensional de las aberraciones entonces se consigue hacer un mapa refractivo. Con estos datos se puede sacar el PSF. También se puede hacer un mapa de la ablación con las profundidades correspondientes. Cuando se unen todos los puntos nos representa el frente de onda, en forma de un mapa de colores representando la ametropía en todos los diferentes puntos de la pupila. También puede expresar los resultados mediante los polinomios de Zernike. Para evitar los errores de medida debido a movimientos, se hace un escaneado rápido, se usa el deflector óptico-acústico, junto con un video tracking, que solo permite la emisión de los rayos cuando el ojo esta centrado el eje visual del aparato con el del ojo. El Tracey tiene una cámara de CCD y un punto de fijación para alinear el ojo al instrumento.



(Reproducido de Molebny, VV)

A partir de un diagrama de puntos nos da el frente de onda y el PSF.

Efectúa las medidas con una reproducibilidad 60% 0,10D y el 95% 0,20D. Tiene una fiabilidad alta, calculando la refracción con una desviación estándar de 0,14D. El cálculo del astigmatismo es mas ajustado con el Tracey-1 que con los topógrafos actuales (eyesys, Technomed, C-scan, Canon).

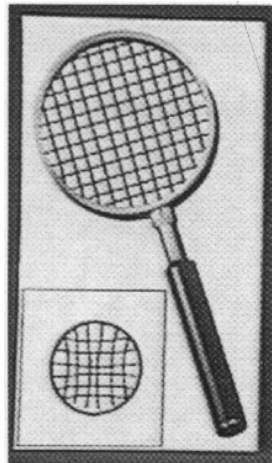
El futuro de las técnicas de ray-tracing es muy esperanzador, ya que deja atrás el inconveniente del solapamiento de los otros tipos de aberrómetros en casos en los que se tienen que calcular aberraciones muy altas, cosa que podría ser la causa de alguno de los fracasos de esta técnica.

c/ Aberrómetro de Tscherning:

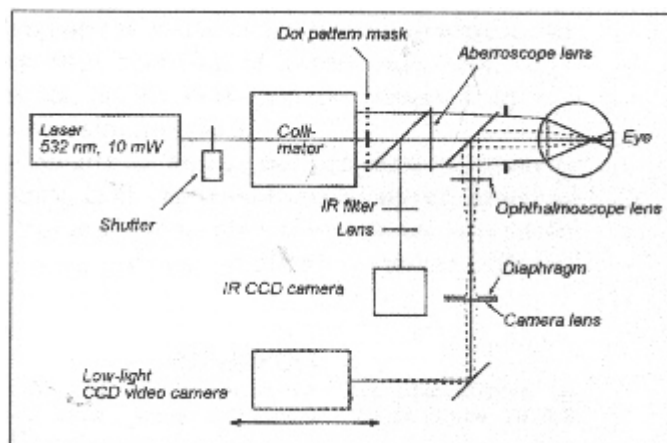
En 1894 Tscherning publica sus investigaciones sobre las aberraciones ópticas del ojo, diciendo que deterioran visión pero que son incorregibles. El usaba una lente de +4D y hacía mirar a una estrella, que es como si entrara una onda plana debido a la gran distancia. Era un método subjetivo porque solo se veía la aberración el propio que se la miraba (65).

El aberrómetro de Tscherning actual se clasifica como “in-going”, y consta de dos trayectos uno de entada, y uno de salida. El trayecto de entrada consta de un láser de

Nd:Yag (long onda 532nm), una máscara agujereada, y una lente aberroscópica. La máscara divide el haz del laser en 168 rayos de luz individualizados. En el centro no está agujereada para evitar reflejos. El diámetro del patrón de puntos en la córnea es de 10mm, mientras que en la retina es de 1mm. Este patrón de puntos en la retina es el que se capta y del que se calcula el frente de onda. El número de puntos depende de la máscara y del diámetro pupilar. El tiempo de iluminación es de 40 milisegundos, muy por debajo de los niveles de seguridad establecidos. El trayecto de salida esta basado en los principios de la oftalmoscopia indirecta, y se capta a través de una apertura muy pequeña. El orificio de salida se mantiene de 1mm, así se limita solo por la difracción.



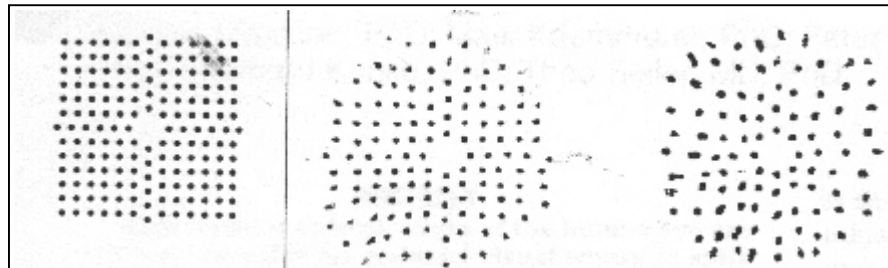
Máscara usada como modelo.
En el recuadro vemos el patrón retiniano después de atravesar todo el dióptrio ocular.



Esquema de funcionamiento del aberrómetro de Tscherning.
(Reproducido con permiso de Mrochen,M)

La imagen retinal se capta con una cámara CCD conectada a un ordenador personal. Las aberraciones se calculan a partir de esta imagen, comparando la posición de los puntos con su localización y tamaño ideal, la cual se conoce mediante el ojo

modelo de Gullstrand según la ametropía. El examinado puede ver su propio patrón en la retina y ver cuan distorsionado es. Además puede ver los cambios dinámicos con la acomodación. La diferencia y distorsión de los puntos retinianos comparado con el patrón ideal representan las aberraciones y se usa para reconstruir el frente de onda. De la desviación resultante se reconstruye matemáticamente la pendiente en cada zona del frente de onda mediante los polinomios de Zernike.



Onda plana Patrones aberrantes
(Reproducido con permiso de Mrochen,M)

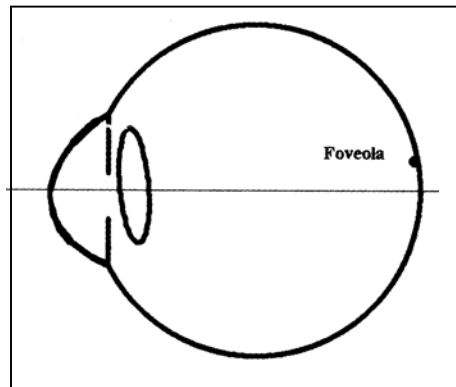
Un factor importante en la detección de los frentes de onda es el correcto centrado del ojo. Este aberrómetro usa un sistema de video infrarrojo, y un objetivo de fijación coaxial al eje óptico del aparato, para alinear este a la línea de visión, que es la que se tiene que tomar como referencia en las mediciones del frente de onda. Aparte de esto, el alineamiento del eje Z se hace mediante el enfoque en el iris. Se han demostrado unas mediciones muy reproducibles, con una DE de 0,08D. En el caso de pupilas mayores de 7mm, el cálculo con 8 ordenes de Zernike (45 coeficientes) de las aberraciones es muy preciso. El único inconveniente es que precisa de medios ópticos transparentes, sin opacificaciones, ya que sino los cálculos no son del todo fiables. Otro problema es en ojos muy aberrantes donde puede haber un solapamiento de los puntos en la retina, localizándose en zonas donde correspondería otro punto.

Table Reproducibility of the Wavefront Analyzer in an Eye with a 7 mm Pupil Diameter		
Parameter	Range	± SD
Sphere	-12 to +6 D	0.08 D
Cylinder	up to -4 D	0.08 D
Axis	0° to 180°	2.0°
Root mean square	up to 10 μm	0.04 μm
Root mean square of higher order	up to 2 μm	0.02 μm

Tabla de la reproducibilidad de las mediciones
Mediante el aberrómetro de Tscherning.
(Reproducido con permiso de Mrochen,M)

E/ Selección de eje de referencia.

Los principales elementos del sistema óptico del ojo son córnea, pupila y cristalino. Cada uno de ellos está descentrado e inclinado respecto a los otros, dando un sistema óptico dominado por la coma en la foveola (66).



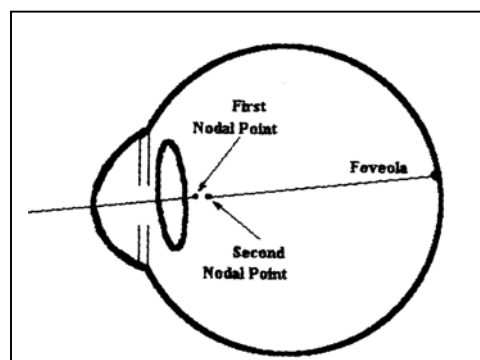
Vemos como los rayos no están centrados en la foveola.
(Reproducido con permiso de Applegate,R)

La distribución de los fotorreceptores no es uniforme, siendo mucho más densa en la foveola y va disminuyendo a medida que nos alejamos de ella. Entonces para ver con detalle un objeto, lo que hacemos es rotar el ojo para focalizar la imagen en la foveola. Si hay aberraciones en la foveola es una situación muy limitante por lo tanto debemos corregir estas de una forma prioritaria, por lo que debemos centrar nuestro tratamiento en un eje que pase por la foveola.

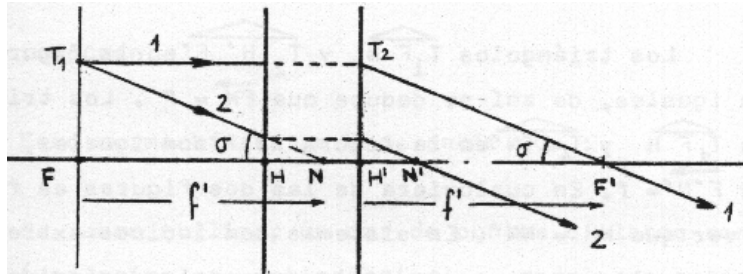
Existen dos ejes centrados en foveola, el eje visual y la línea de visión, pero solo esta última pasa por el centro pupilar. El eje visual y la línea de visión no son iguales, y en algunos casos divergen mucho.

-a/ *Eje visual:*

Está constituido por dos líneas, la que une el objeto con el primer punto nodal del ojo (punto nodal objeto). La segunda línea es paralela a la primera y es la que une el segundo punto nodal (punto nodal imagen) con el centro de la foveola.



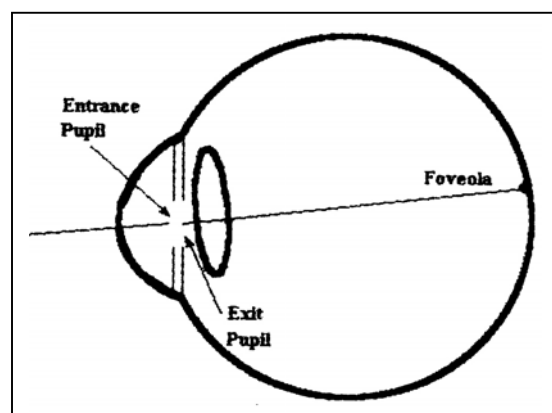
Los puntos nodales son dos puntos conjugados en el eje, N y N' , para los cuales el aumento angular vale $\gamma' = +1$. De la definición se deduce que todo rayo que entra en el sistema por el punto nodal objeto formando con el un ángulo δ , sale del sistema pasando real o virtualmente por el punto nodal imagen formando con el eje un ángulo $\delta' = \delta$.



Representación gráfica de los puntos nodales.

-b/ Línea de visión:

Línea que pasa por el centro pupilar, y que une el objeto fijado con la foveola. Es equivalente al trayecto del rayo foveal principal. Por esta razón es el eje de referencia en los estándares de medición. En el caso de objetos que no focalizan en la fovea sino en la retina periférica, se debe construir una línea de visión secundaria discontinua, del objeto al centro pupilar, y del centro pupilar a la retina. Un inconveniente de la línea de visión es que no define la cantidad de prisma del frente de onda. El prisma es la cantidad de rotación del frente de onda real en referencia al supuesto normal. La pregunta principal es entonces que podemos hacer con el prisma, ya que aunque la rotación sea pequeña, el frente de onda adquiere formas distintas. Una rotación en el eje de referencia de tan solo 4,17 minutos hace cambios radicales en la elevación y la pendiente de la wavefront (67).



En cuanto a la superficie de referencia, la industria óptica tiene el costumbre de hacer las mediciones en el centro del diafragma interno, pero en el caso del ojo no puede ser porqué la parte interna de la pupila no es accesible, por lo que es mas practico referenciar las mediciones en el plano entrante de la pupila. Si se seleccionan bien el eje de referencia y la superficie de referencia esferocilíndrica se puede conseguir una mejor calidad de visión con menor ablación. La apariencia de las aberraciones cambia según el eje de referencia y la superficie de referencia seleccionada.

Recomendación del OSA working group (Optical Society of America):

Estos son un comité encargado de la creación de unos estándares de medición, representación y divulgación de las aberraciones. Estos recomiendan usar la línea de visión como eje de referencia para calcular y medir las aberraciones ópticas porque la línea de visión es el rayo principal desde el punto de fijación hasta la fôvea. Entonces las aberraciones medidas en referencia a este eje tendrán el centro pupilar como origen de un marco de referencia cartesiano(68).

Métodos para alinear el ojo a la línea de visión durante la medición:

-Método objetivo:

El ojo fija a un punto remoto situado en el eje óptico del aberrómetro. Entonces hacemos coincidir el centro pupilar con el centro de un anillo de alineamiento (circulo de diámetro variable), que es coaxial al eje óptico del aberrómetro. Una vez la pupila está centrada con respecto al anillo de alineación, la línea de visión es coaxial al eje óptico del aberrómetro.

-Método subjetivo:

El paciente ajusta la posición de la pupila él mismo, haciendo coincidir dos puntos de alineación coaxiales al eje óptico del aberrómetro. Uno de los dos puntos, o los dos, estarán desenfocados en la retina. Entonces lo que tiene que hacer el paciente es alinear los centros de los dos círculos borrosos. Asumiendo que los dos centros de los dos puntos pasan a través del centro pupilar, esta estrategia fuerza a la línea de visión a ser coaxial al eje óptico del sistema de medida.

Si se ha usado un eje de referencia diferente a la línea de visión, y se quiere pasar a este, hay maneras de hacer la conversión, pero implican medir o estimar los errores por dos ejes de referencia (el error del alineamiento del eje de la medida, y el error en la estimación del nuevo eje de referencia), aparte de posible error matemático.

De esto se concluye que:

- 1/ La línea de visión tiene que ser la usada como eje de referencia para el cálculo de las aberraciones oculares.
- 2/ Los instrumentos de medida de las aberraciones oculares tienen que estar alineados con la línea de visión.
- 3/ Para hacer los datos comparables entre los diferentes centros y aparatos se tendría que usar siempre los mismos parámetros de medición.

Se realizó un estudio para comprobar la utilidad de la línea de visión en las siguientes situaciones (67):

-Línea de visión (LOS) con pupila grande y doble paso:

Buen resultado ya que en la técnica del doble paso el rayo que entra llena toda la pupila, entonces los rayos de entrada estarán alineados con el punto de fijación en el eje Z. Además casi todos los rayos emergentes saldrán en la dirección del eje Z debido a que al ser una pupila grande el abultamiento gaussiano es pequeño.

-LOS con pupila grande y un paso y medio:

Aparece el efecto de prisma en el frente de onda ya que en la técnica de un paso y medio, el rayo incidente es muy fino (1mm de diámetro), entonces entra por el centro pupilar ($X=Y=0$). Posteriormente, el rayo que emerge por el centro pupilar tendrá el mismo recorrido que el rayo incidente, pero los otros se alejarán del eje principal, o sea el frente de onda estará centrado pero puede estar rotado(= prisma).

-LOS con pupila de 2mm y gran longitud de onda(no prisma de Zernike):

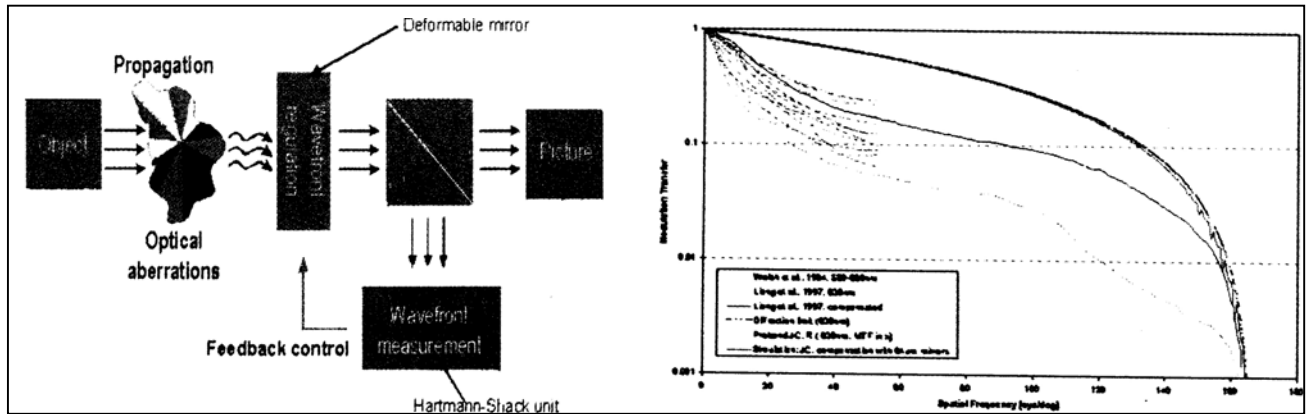
Buen resultado ya que si la longitud de onda es grande, la aberración por abultamiento gaussiano es pequeña. Además en pupilas pequeñas el riesgo de aberración por abultamiento gaussiano es bajo.

3.3.2.3.6 Métodos de predicción:

A/ Óptica adaptativa

Los sistemas de óptica adaptativa (OA) miden y pueden compensar las aberraciones de onda del ojo humano con un sistema de control de círculo cerrado (69). Los sistemas de óptica adaptativa de círculo cerrado (OACC) se pueden usar para medir objetivamente y a la vez corregir las aberraciones de alto orden en el ojo humano.

Entonces se le puede enseñar al paciente como quedará su visión una vez corregidas todas las aberraciones, pudiendo opinar y así acabar de ajustar la corrección a sus preferencias. El resultado final del proceso se puede utilizar como parámetro para el procedimiento quirúrgico.



Fundamentos

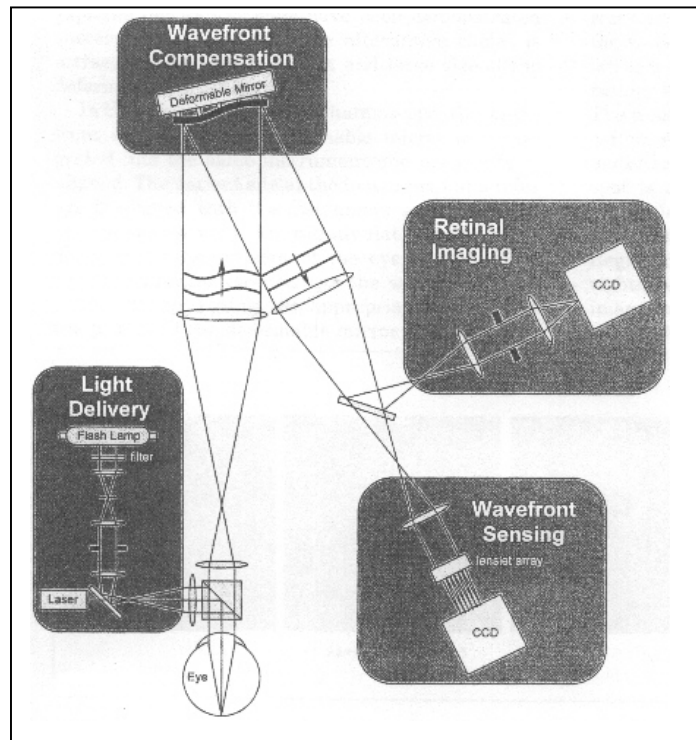
(Reproducido de Bille, JF)

Simulación preoperatoria (MTF/ Frec. esp.)

Funcionamiento:

Del objeto se propaga el frente de onda aberrante. Entonces esta se capta con un sensor. Este reconstruye el frente de onda a partir de los centroides mediante unos algoritmos. Entonces se prescribe un voltaje adecuado a los pistones del controlador del frente de onda que es un espejo deformable, para que este compense la aberración. El espejo deformable es capaz de cambiar de forma cientos de veces en un segundo para convertir una onda aberrante en plana. Son multiespejos de 64 o 116 micras integrados formando una matriz de espejo activo. Tienen unos 2mm de grosor y están montados sobre una rejilla de 37 activadores piezoeléctricos que pueden empujar o atraer el espejo con un recorrido de 2micras (12 bits de margen de expansión), permitiendo una compensación del frente de onda de 8 micras. La aplicación de multimicroespejos segmentados como un sistema de espejo activo se puede aplicar para simular preoperatoriamente el resultado postoperatorio que estaría solo limitado por la difracción, capacitando al cirujano de testar objetivamente la influencia de las HOA en la función visual de los ojos humanos. El espejo deformable es la tecnología mas efectiva para la óptica adaptativa, pero hoy en día es muy grande y caro, y no es probable que se pueda reducir de tamaño y abaratarlo a corto plazo. De todas formas se están estudiando otras tecnologías como la "microelectromachined (MEMs) micromirror devices", que son moduladores de luz espacial de cristal líquido, y otros tipos de espejos deformables con membranas o espejos bimorfos.

Se deben hacer múltiples mediciones, ya que en cada una de ellas se corrige solo el 40% de la aberración, y así sucesivamente hasta la corrección completa, obteniendo al final una onda plana. De todas formas este resultado es imposible, ya que hay un número limitado de actuadores en el espejo deformable, además de que el ojo tiene una fracción de aberraciones de muy alto orden que son incorregibles. Entonces se hacen las mediciones con las debidas correcciones hasta que se llega a una curva asintótica. El control de cómo va quedando la wavefront se hace con un sensor de Hartmann-Shack que nos va dando el feed-back. Cuando tenemos ya la mejor imagen, se interpone un espejo para enviar la imagen a la cámara retinal.

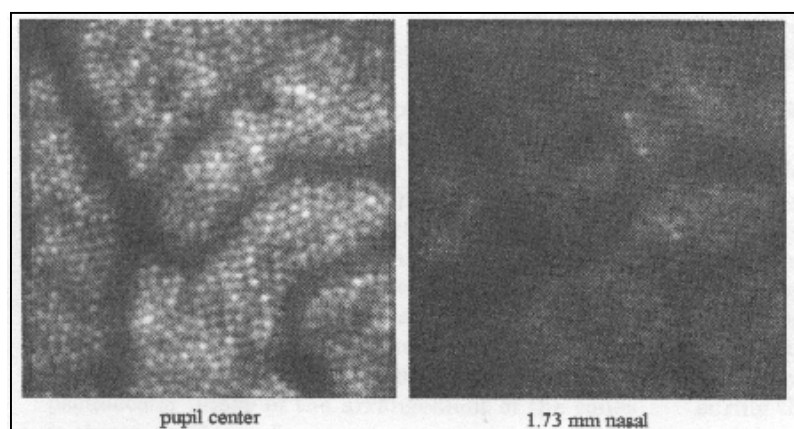


Esquema de funcionamiento de un sistema de óptica adaptativa de círculo cerrado.
(Reproducido de Roorda,A)

A estos sistemas de óptica adaptativa se le pueden dar utilidades paralelas como pueden ser:

-Imagen de los fotorreceptores individualizados (70):

Se introdujo en la oftalmoscopia hace solo 10 años por Dreher, con un espejo deformable de 13 subdivisiones, pero la corrección solo era para defocus y astigmatismo, pero las imágenes ya eran moderadamente mejores. Se podrían hasta detectar distrofias de los conos.



Estas dos imágenes muestran como se pueden llegar a ver los Fotorreceptores de la retina a través de la óptica adaptativa

-Imagen de los capilares: permite medir sus diámetros (hasta 6 micras)

-Estudiar la modulación angular:

Esta en relación con el efecto Stiles-Crawford. Los conos son como fibras ópticas que conducen la luz, propiedad que da lugar al efecto S-C. El punto de entrada pupilar con la máxima sensibilidad luminosa a nivel de la retina se llama el pico S-C. Este está normalmente ligeramente desviado a nasal del centro pupilar. Cuanta menos luz entra en un cono menos reflejará este. Entonces si variamos el ángulo de incidencia de la luz, ni que solo sean 2 micras hay grandes cambios en la luz reflejada.

-Estudiar la distribución de los tres tipos de conos (S/M/L):

Permite hacer densitometrías de cada cono, uno por uno, y así clasificarlos según la cantidad de pigmento. Permite detectar distrofias de conos.

Name	Wavelength of maximal sensitivity	Weber fraction	Remarks
Rod	507 nm	30	Absent at the fovea Saturation: 500 scotopic tds Half-bleach: 25,000 scot tds
SWS cone	445 nm	8-18	Absent at the foveola Probably only 5% of total cones
MWS cone	543 nm	1.0-2.0	Do not saturate Half-bleach: 12,000 tds
LWS cone	566 nm	0.8-1.8	Do not saturate Half-bleach: 12,000 tds

Tabla de las características de los tres tipos de conos

3.3.2.3.7 ¿ Como cuantificamos su efecto?

La forma de cuantificar el efecto de las aberraciones es mediante la medición de la calidad visual. La forma del frente de onda aberrante es una descripción fundamental de la calidad óptica del ojo llamada “función de frente de onda aberrante” (61). Esta función se basa en una rica teoría óptica que nos permite conocer el impacto que tienen las aberraciones existentes en la imagen retiniana, ya que las medidas convencionales de la función visual como los tests de Snellen, sensibilidad al contraste, etc. no correlacionan la función visual con los defectos específicos en la óptica del ojo. La contribución de las aberraciones en el deterioro de la función visual se mide entonces mediante los siguiente parámetros que se obtienen de la función de frente de onda aberrante:

-Función de transferencia de modulación (Modulation transfer function MTF):

Determina la calidad de esta imagen de forma cuantitativa

-Raíz de la media de los cuadrados. (Root mean square RMS)

-Cociente de Strehl (Strehl ratio)

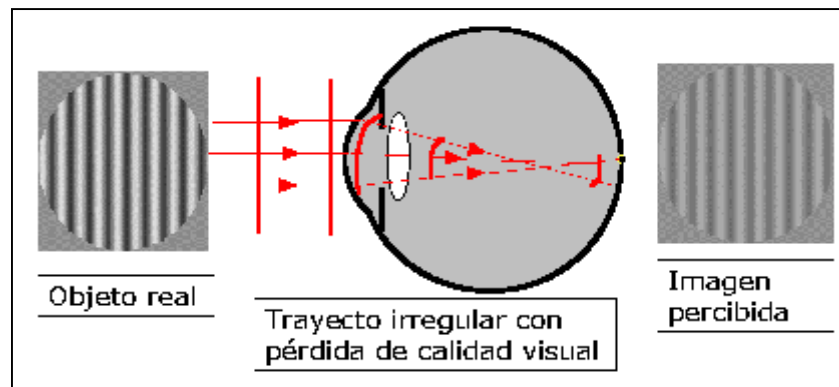
-Función de la dispersión de un punto (Point spread function (PSF)): Es el cálculo de la imagen retiniana de cualquier objeto.

Pero para aplicar esta teoría óptica y obtener estos cuatro datos, necesitamos calcular la wavefront en el plano pupilar. Para conseguir esto, usamos un juego de lentes que enfocan la rejilla de microlentes al plano pupilar, entonces, ópticamente esta rejilla es como si captara los datos directamente en el plano pupilar. Seguidamente vamos a enumerar las distintas formas de medición de la calidad óptica de las que disponemos.

A/ Función de transferencia de modulación (Modulation transfer function MTF)

Cualquier factor que separe un ojo del ojo ideal, lo que provoca es una pérdida de la capacidad de percibir el contraste. Las aberraciones y la difracción son dos de los factores mas importantes que provocan ésta pérdida de sensibilidad al contraste. Las variaciones en la capacidad de percibir el contraste se miden mediante la *función de transferencia óptica*. Esta es una función compleja que se expresa mediante la función de dispersión de un punto y la función de transferencia de modulación, la cual describe el porcentaje de contraste perdido en términos de frecuencia espacial. Cuantifica la calidad óptica del ojo en términos de su habilidad para reproducir en la imagen retiniana las variaciones de intensidad de un objeto. En definitiva mide la calidad de la imagen retiniana. La MTF se puede obtener a través del frente de onda mediante la transformación de Fourier(38), y se puede definir como:

$$\text{MTF} = \frac{\text{Intensidad de modulación (ej.contraste) en la imagen retiniana}}{\text{Intensidad de modulación del objeto}}$$

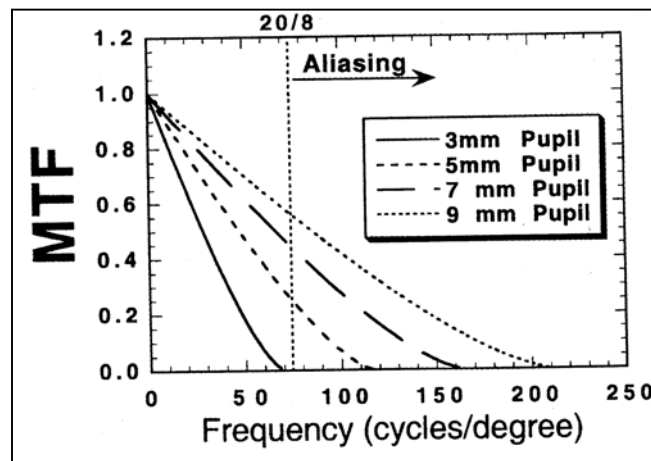


En este ejemplo vemos la diferencia entre como es un objeto y como lo puede percibir un ojo con aberraciones, por lo tanto una baja MTF. A partir de la MTF, mediante una teoría óptica, se puede representar la imagen retiniana de un objeto.

La MTF también se puede ver afectada por la función de transferencia de fase (phase transfer function PTF), que consta de la diferencia de fase en los patrones sinusoidales. Hay un desplazamiento de la rejilla, superponiéndose las franjas.

La MTF viene determinada por: (50)

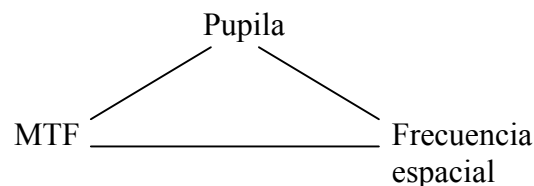
- Aberraciones cromáticas y monocromáticas (la disminuye)
- Difracción (la disminuye)
- Respuesta fotópica (la mejora)
- Efecto Stiles-Crawford (la mejora)
- Diámetro pupilar: A mayor diámetro pupilar mejor MTF en un ojo libre de aberraciones, pero en el ojo normal pasa lo contrario.



(Reproducido con permiso de Applegate, RA)

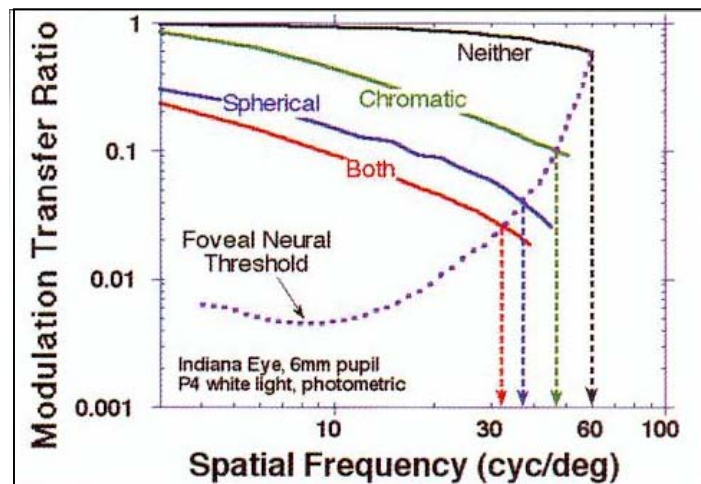
En un ojo sin aberraciones, a mayor diámetro pupilar mejor calidad visual se puede conseguir ya que evitamos la difracción.

-Frecuencia espacial: La frecuencia espacial es una cantidad determinada de líneas por grado en los patrones sinusoidales. Se usa para medir la sensibilidad al contraste. A mayor frecuencia espacial detectada, mayor sensibilidad al contraste, por lo que se percibirán con facilidad los límites entre dos superficies poco contrastadas. Se mide en ciclos por grado. El límite de la frecuencia espacial en un individuo es la intersección entre la MTF y el umbral neural foveal. El factor de la pupila también está relacionado con la frecuencia espacial, ya que a bajas frecuencias el MTF es mayor para pupilas entre 2-3mm que para pupilas de mayores diámetros, ya que las aberraciones también serán menores. Para unas aberraciones determinadas, se puede mejorar la MTF si se aumenta la frecuencia espacial (47).



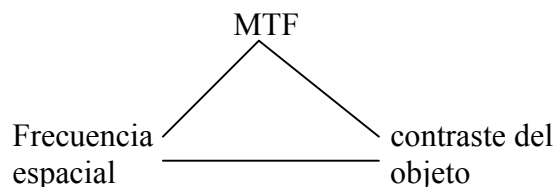
Si tenemos un objeto con una modulación de contraste del 100% a una frecuencia espacial de 30cicl/grado y nuestra MTF a 30cicl/grado es de 0,15, a nuestra retina le llegará el mismo objeto con una modulación de contraste del 15% en lugar del 100% que es la que tiene en realidad.

El límite retiniano son 60 cicl/grado cuando el ojo está libre de aberraciones(50).

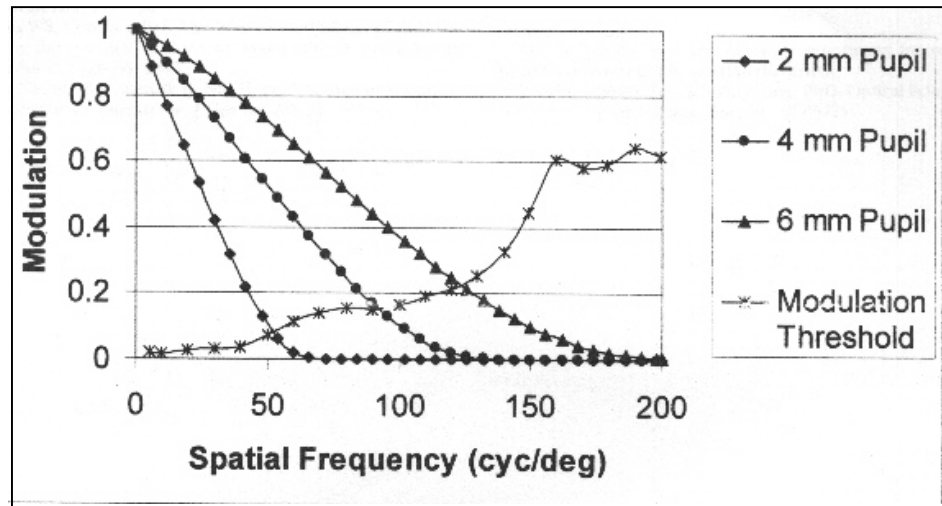


A medida que introducimos aberraciones la frecuencia espacial percibida disminuye. (Reproducido con permiso de Thibos,L)

-Función del dintel de modulación (modulation treshold function): Esta define el mínimo nivel de contraste necesario para una retina para distinguir un patrón sinusoidal a una frecuencia espacial determinada. La cifra media de contraste necesario para detectar un patrón sinusoidal a frecuencias espaciales medias es de 0,5%. A frecuencias espaciales extremas, ya sean altas o bajas se requiere mucho más contraste. La modulation treshold function depende del proceso hecho en la retina y el cerebro.



La prueba de la sensibilidad al contraste nos da una idea de la interacción entre la MTF y la mod. treshold function mediante una prueba clínica en la cual se exponen diferentes patrones sinusoidales con diferentes niveles de contrastes y diferentes frecuencias espaciales, hasta que se encuentra el mínimo contraste que puede discernir para una determinada frecuencia espacial, entonces ya hemos conseguido el modulation treshold function o el mínimo nivel de contraste requerido por la retina para ver un patrón sinusoidal determinado. Corrigiendo las aberraciones éste tendría que aumentar.

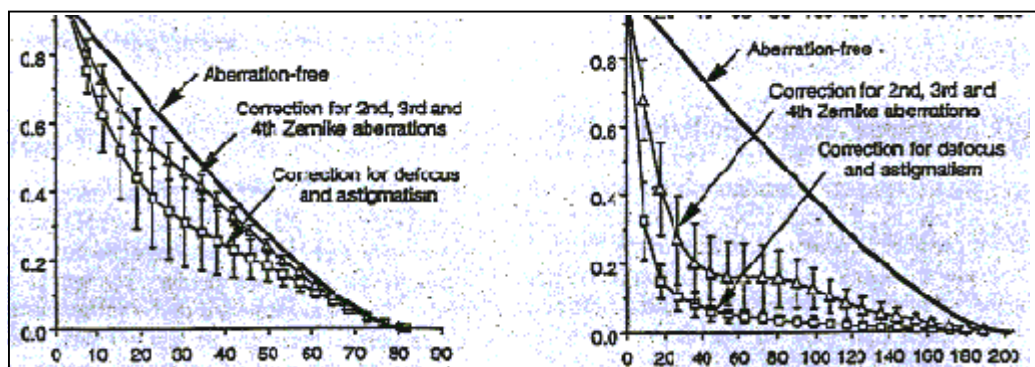


Para un ojo sin aberraciones, a mayor diámetro pupilar, mayor frecuencia espacial percibida y mayor MTF.

(Reproducido con permiso de Schwiegerling,J)

-Longitud de onda: Una aberración del frente de onda dada, produce una mayor reducción de la MTF a longitudes de onda menores, ya que estas son mas difíciles de percibir.

Se ha estudiado la contribución de cada tipo de aberración en la MTF, y se ha apreciado que las HOA del 5° al 10° orden por ellas solas pueden llegar a reducir el contraste en un 30%. En pupilas pequeñas (3mm) la MTF es el doble en los casos donde solo actúa la difracción que en los ojos con solo HOA, donde defocus y astigmatismo han sido corregidos. En pupilas mayores (7,4mm), se puede apreciar con claridad la disminución de la MTF debida a las HOA, mediante el mismo método comparativo usado anteriormente. Las aberraciones de 5° a 10° orden pueden llegar a empeorar el contraste de imagen de 3 a 4 veces.



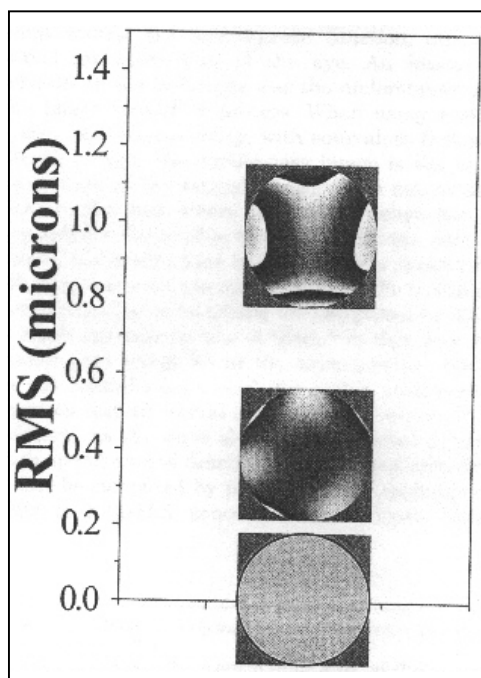
A la izquierda pupila de 3mm y a la derecha de 7,3mm

El paso de tener corregidas las aberraciones de 2° orden a tener las de 2° orden y las HOA es mucho mayor en pupilas grandes, ya que se diferencian mucho en frecuencias espaciales altas. Las aberraciones a partir de 5° orden casi solo tienen implicación en pupilas grandes como muestra el gráfico.

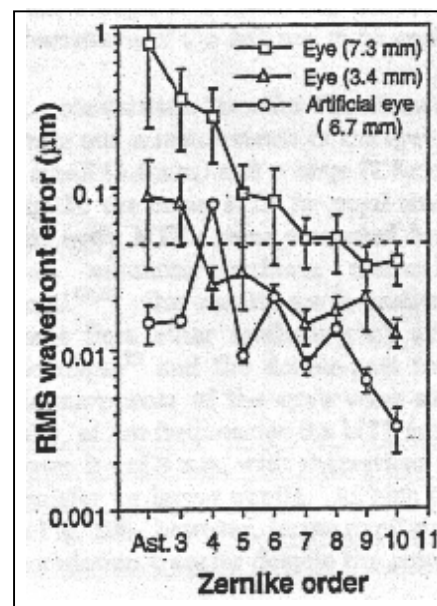
(Reproducido de Junzhong,L)

B/ Raíz de la media de los cuadrados (Root mean square RMS)

Esta medida nos proporciona una idea aproximada de la cantidad de desviación del frente de onda, en comparación al frente de onda plano. A mayor RMS, mayor aberración y peor calidad visual. El RMS se puede calcular en global o para cada uno de los órdenes de Zernike. Así se puede determinar en que medida cada orden está implicado en la degradación de la calidad de la imagen(34). El RMS medio disminuye a medida que aumentan los órdenes de Zernike, tanto con pupilas grandes como pequeñas.



A mayor RMS peor frente de onda
(Reproducido con permiso de Artal,P)

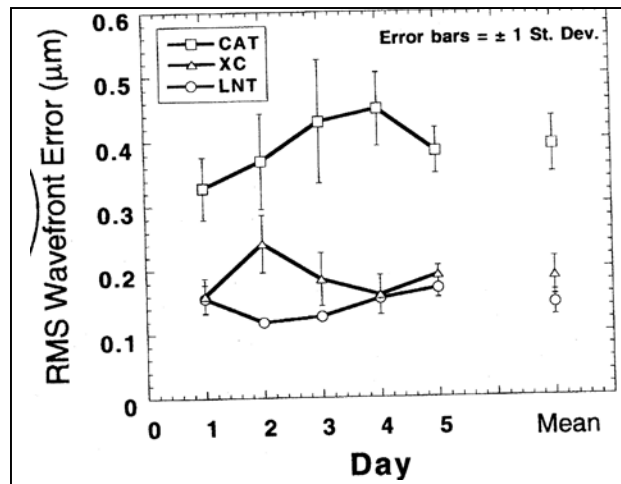


Este gráfico corrobora que con pupilas grandes en un ojo con aberraciones empeora la calidad de la imagen
(Reproducido de Junzhong,L)

El RMS para pupilas pequeñas es de 3 a 4 veces menor que para pupilas grandes, de esta forma se demuestra que las aberraciones aumentan de forma directamente proporcional con el diámetro pupilar. Un RMS de 0,045micras a 0,633micras se considera un sistema solo limitado por la difracción. Para pupilas pequeñas se puede conseguir esto solo en los modos menores de 3er orden. Para pupilas grandes a partir de segundo orden ya sobrepasan este límite.

Se ha usado el RMS para valorar la fiabilidad de los aberrómetros, siendo satisfactorio porque en ojos ideales han calculado RMS muy bajos.

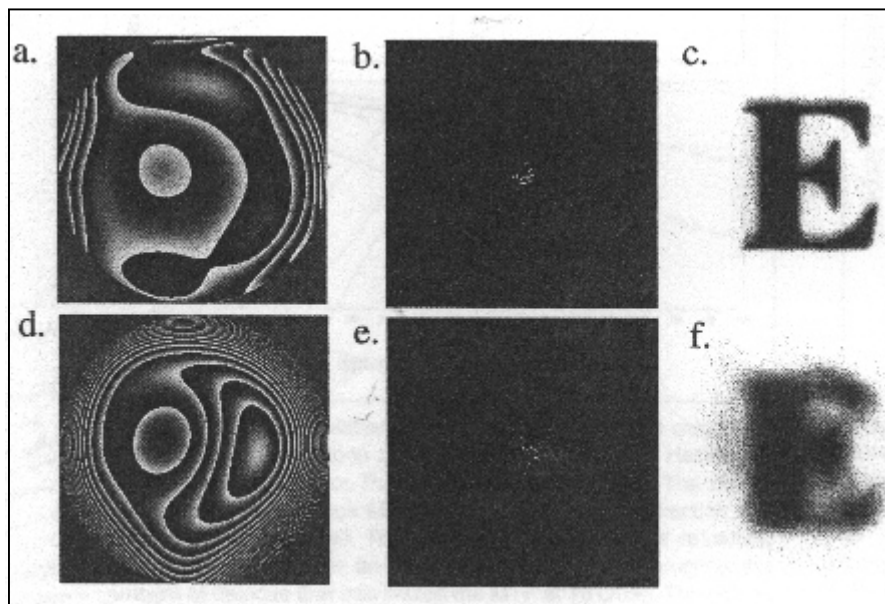
Así como las aberraciones, el RMS puede variar a lo largo de los días.



Cambio del RMS con los días en tres sujetos distintos
(Reproducido con permiso de Thibos,L)

C/ Función de dispersion de un punto (Point spread function (PSF))

Es una representación bidimensional de la distribución de la luz en el plano de la imagen de punto de luz remoto. Este puede ser mas o menos difuso según las aberraciones del sistema óptico. A mas aberraciones, mas difuso será el punto. Cada patrón aberrométrico tiene un PSF determinado. Se puede representar también la función de dispersión de una línea (line spread function (LSF)).



a,d /Frente de ondas b,e/ PSF c,f/ imagen retiniana

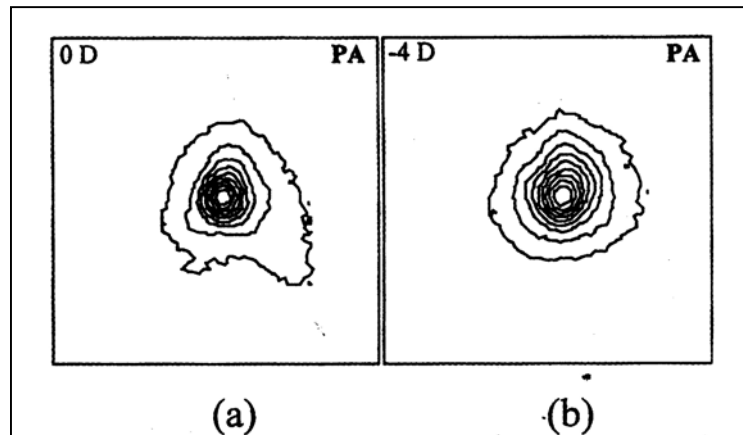
a, b y c: un ojo no operado:

d, e y f: un ojo operado de LASIK. Se puede apreciar una inducción de esfericidad y coma iatrogénica.

(Reproducido con permiso de Williams,D)

Entonces el PSF cambiará en todas las situaciones donde haya un cambio en las aberraciones, como puede ser en:

-La acomodación: Observamos una menor dispersión del PSF al acomodar

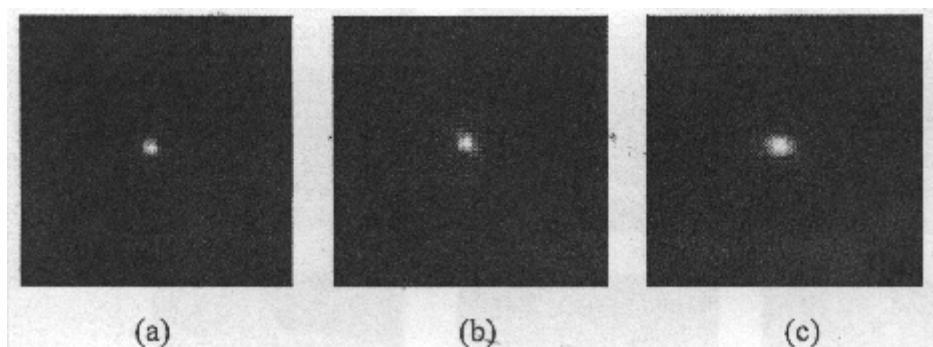


a/ PSF mirando al infinito,

b/ PSF enfocando a una distancia de lectura.

(Reproducido con permiso de Artal,P)

-Al envejecer: Al aumentar las aberraciones, se empeora el PSF, aunque sean ojos sanos y sin catarata.



a/ 20-30 años

b/ 40-50 años

c/ 60-70 años

(Reproducido con permiso de Artal,P)

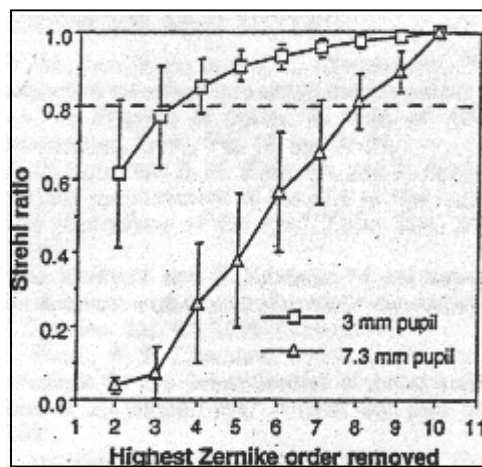
D/ Cociente de Strehl (Strehl ratio)

Es un cociente entre el PSF real y el PSF teórico de un ojo sin aberraciones (los dos PSF medidos con el mismo diámetro pupilar). Es el cociente entre la intensidad del centro del punto de PSF real y del PSF de un ojo solo limitado por la difracción. El resultado de éste sirve para saber cuánta mejoría se obtendría si corregimos las HOA en un sujeto. Es un índice de la calidad de la imagen. Sus valores van de 0 a 1.

A mas cerca de 1 significa que el ojo en estudio tiene pocas aberraciones. A partir de un Strehl ratio de 0,8 ya se considera un sistema óptico libre de aberraciones. Los factores de este cociente son:

$$\text{Strehl ratio} = \frac{\text{PSF del ojo con aberraciones}}{\text{PSF del ojo si no tuviera aberraciones (limitado solo por la difracción)}}$$

En un ojo con aberraciones el Strehl ratio aumentará a medida que vayamos corrigiendo los ordenes de Zernike. Con una pupila de 3mm, para obtener un Strehl ratio mayor a 0,8 solo es necesario corregir el 2º, 3er y 4º orden de Zernike. Para una pupila de 7,3mm se tiene que corregir hasta 8º orden para obtener el mismo resultado. Cada aberración individual reduce el Strehl ratio de forma independiente.



Se observa la mejoría del Strehl ratio a medida que corregimos las aberraciones. Para pupilas menores el Strehl ratio siempre es mayor que para pupilas grandes teniendo la misma aberración. (Reproducido de Junzhong,L)

E/ Polinomios de Zernike (PZ):

Se definen como un grupo de polinomios completamente ortogonales definidos en un círculo (51). Se pueden representar con un índice, o con dos(35).

Table 1
Zernike Coefficient Conversion (Single Index to Double Index)

C_n^m	m	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6
0								C_0						
1							C_1		C_2					
2						C_3		C_4		C_5				
3					C_6		C_7		C_8		C_9			
4				C_{10}		C_{11}		C_{12}		C_{13}		C_{14}		
5			C_{15}		C_{16}		C_{17}		C_{18}		C_{19}		C_{20}	
6		C_{21}		C_{22}		C_{23}		C_{24}		C_{25}		C_{26}		C_{27}

Example: Spherical aberration reported here as C_{12} is C_4^0 in the double index scheme.

Para analizar el frente de ondas, se tiene que definir mediante polinomios. Los polinomios de Zernike son los mejores para ser aplicados en aperturas circulares como en el caso que nos ocupa la pupila, dándonos una adecuada expresión matemática del frente de ondas. La deducción de éstos esta influenciada por el finito número de puntos estudiados del frente de onda, y los posibles errores de medida. Los coeficientes de los PZ nos dicen hasta que punto las HOA están compensadas por las de bajo orden. Se usan para definir el patrón de ablación a aplicar.

Term	Zernike Polynomial	Monomial Representation	Meaning ^b
$Z_0(x, y)$	1	1	Constant term
$Z_1(x, y)$	$\rho \sin \theta$	x	Tilt in x direction
$Z_2(x, y)$	$\rho \cos \theta$	y	Tilt in y direction
$Z_3(x, y)$	$\rho^2 \sin(2\theta)$	$2xy$	Astigmatism with axis at $\pm 45^\circ$
$Z_4(x, y)$	$2\rho^2 - 1$	$-1 + 2y^2 + 2x^2$	Focus shift
$Z_5(x, y)$	$\rho^2 \cos(2\theta)$	$y^2 - x^2$	Astigmatism with axis at 0° or 90°
$Z_6(x, y)$	$\rho^3 \sin(3\theta)$	$3xy^2 - x^3$	
$Z_7(x, y)$	$(3\rho^3 - 2\rho)\sin \theta$	$-2x + 3xy^2 + 3x^3$	Third-order coma along x axis
$Z_8(x, y)$	$(3\rho^3 - 2\rho)\cos \theta$	$-2y + 3y^3 + 3x^2y$	Third-order coma along y axis
$Z_9(x, y)$	$\rho^3 \cos(3\theta)$	$y^3 - 3x^2y$	
$Z_{10}(x, y)$	$\rho^4 \sin(4\theta)$	$4y^3x - 4x^3y$	
$Z_{11}(x, y)$	$(4\rho^4 - 3\rho^2)\sin(2\theta)$	$-6xy + 8y^3x + 8x^3y$	
$Z_{12}(x, y)$	$6\rho^4 - 6\rho^2 + 1$	$1 - 6y^2 - 6x^2 + 6y^4 + 12x^2y^2 + 6x^4$	Third-order spherical aberration
$Z_{13}(x, y)$	$(4\rho^4 - 3\rho^2)\cos(2\theta)$	$-3y^2 + 3x^2 + 4y^4 - 4x^2y^2 - 4x^4$	
$Z_{14}(x, y)$	$\rho^4 \cos(4\theta)$	$y^4 - 6x^2y^2 + x^4$	

(Reproducido de Junzhong,L) Diferentes nomenclaturas

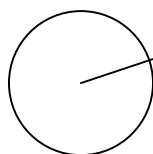
C_1	Tilt in x direction
C_2	Tilt in y direction
C_3	Astigmatism with axis at $\pm 45^\circ$
C_4	Focus shift
C_5	Astigmatism with axis at 0° or 90°
C_6	
C_7	Third-order coma along x axis
C_8	Third-order coma along y axis
C_9	
C_{10}	
C_{11}	
C_{12}	Third-order spherical aberration
C_{13}	
C_{14}	

(Reproducido de Junzhong,L)

Se pueden clasificar en base a dos subíndices: $Z(r^n, f\theta) = Z_n^f$

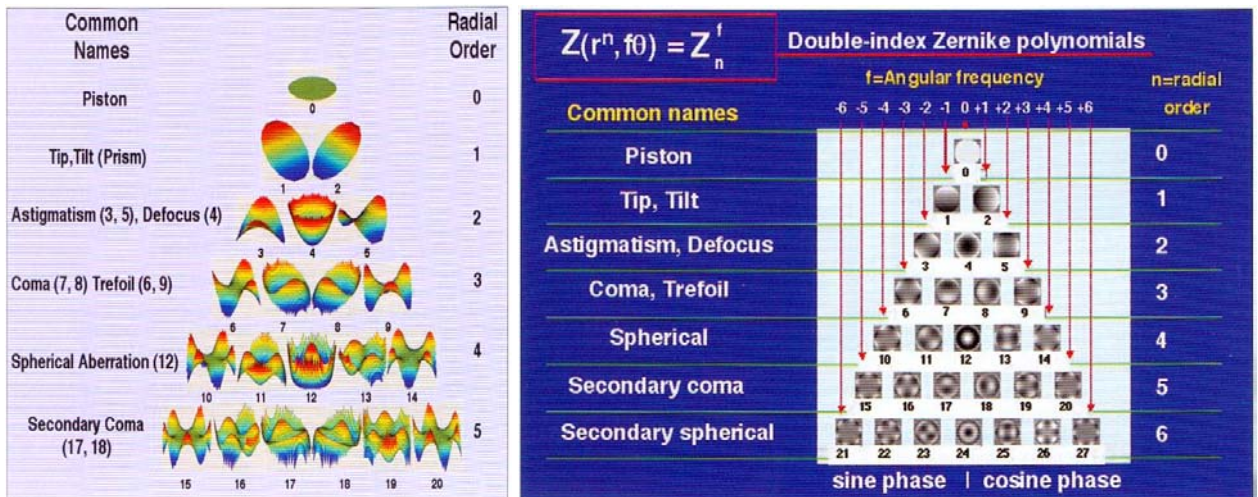
-n = grado radial. (Se refiere al orden de la aberración)

-m (o f)= frecuencia azimutal o angular (Se refiere a la localización de la aberración, a mayor mas periférica. Cuando m =3 se llaman aberraciones trefoil, cuando m =4 tetrafoil y así sucesivamente. Según sea positivo o negativo estará en la fase coeno o seno respectivamente que implica una cierta rotación de la aberración.



n= distancia radial del centro pupilar.

m= ángulo del semimeridiano de un punto del wavefront



(Reproducido de McRae) Grado radial y frecuencia azimutal con la representación 3 y 2D.

Para que la medición con el Hartmann-shack sea fiable, lo mejor es que se midan muchos puntos en el frente de ondas, sino se tienen que aplicar unos coeficientes de expansión a los PZ, y después de unos procedimientos matemáticos lo que se consigue es una extrapolación de la realidad.

Para descomponer el frente de onda en las múltiples aberraciones que lo componen se hace mediante la descomposición de Zernike, que mediante la transformación de least-squares de adaptación de curvas, convierte los polinomios de Zernike en vectores, y a partir de ellos se realizan los mapas de las aberraciones individualizadas.

3.3.3 Factores que mejoran la visión

Estos factores se encargan de compensar el empeoramiento de la visión provocado por los factores previamente descritos. Encontramos tres factores principales(53).

3.3.3.1 Respuesta fotópica :

Se encarga de disminuir el efecto de pérdida de calidad visual producido por la aberración cromática. Este depende de la diferente sensibilidad de los tres tipos de conos que encontramos en la retina. Estos se diferencian por los diferentes fotorpigmentos que poseen que los hacen sensibles a diferentes longitudes de onda. El primer tipo es el sensible a longitudes de onda cortas (SWS) teniendo un pico en los 445nm (mal llamados conos azules). El segundo es sensible a longitudes de onda medias (MWS)(pico a 543nm)(mal llamados conos verdes). El último tipo es sensible a longitudes de onda largas (LWS) (pico a 566nm) (mal llamados conos azules) (54). La curva de respuesta fotópica tiene un máximo en el verde (555nm), y una disminución en el rojo y el azul. De esta forma se maximiza la sensibilidad en el medio del espectro y se disminuye la sensibilidad en los extremos del mismo.