



ISSN 1850-2512 (impreso)  
ISSN 1850-2547 (en línea)

UNIVERSIDAD DE BELGRANO

# Documentos de Trabajo

**Departamento de Investigaciones  
Facultad de Ingeniería y Tecnología Informática**

**Calidad visual: fundamentos físicos de los  
métodos actuales para diagnóstico y tratamiento  
de errores refractivos**

**Nº 169**

Silvia A. Comastri<sup>1</sup>, Tomás Pfortner<sup>2</sup>  
y Gabriel Martín<sup>3</sup>

Departamento de Investigación  
Febrero 2007

Universidad de Belgrano  
Zabala 1837 (C1426DQ6)  
Ciudad Autónoma de Buenos Aires - Argentina  
Tel.: 011-4788-5400 int. 2533  
e-mail: [invest@ub.edu.ar](mailto:invest@ub.edu.ar)  
url: <http://www.ub.edu.ar/investigaciones>

1. Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas; Grupo de Óptica y Visión - Departamento de Física - Facultad de Ingeniería - Universidad de Buenos Aires; Facultad de Ingeniería - Universidad de Belgrano - Buenos Aires.

2. Laboratorio Pfortner-Cornealent S.A., Buenos Aires.

3. Grupo de Óptica y Visión - Departamento de Física - Facultad de Ingeniería - Universidad de Buenos Aires.

Para citar este documento:

Comastri, Silvia A.; Pfortner, Tomás y Martin, Gabriel (2007). Calidad visual: fundamentos físicos de los métodos actuales para diagnóstico y tratamiento de errores refractivos.

Documento de Trabajo N° 169, Universidad de Belgrano.

Disponible en la red:

[http://www.ub.edu.ar/investigaciones/dt\\_nuevos/169\\_comastri.pdf](http://www.ub.edu.ar/investigaciones/dt_nuevos/169_comastri.pdf)

## Resumen

La calidad visual del ojo humano depende del comportamiento de los sistemas óptico y neuroretiniano. El sistema óptico ocular está limitado por difracción, aberraciones y "scattering" y, aunque en muchos casos el sistema neuroretiniano puede compensar estas limitaciones, frecuentemente se requiere de corrección ya sea clínica o quirúrgica. En la actualidad se dispone de nuevos métodos tanto para el diagnóstico como para el tratamiento de los defectos presentes en la imagen retiniana tales como aberrómetros, lentes oftálmicas progresivas, lentes de contacto personalizadas, lentes intraoculares difractivas bifocales, cirugía LASIK, etc. En este artículo se explican algunos conceptos desarrollados en Ciencias Físicas en los cuales se basan estos métodos.

## Abstract

Visual quality of the human eye depends on the performance of the optical and neuro-retinal systems. The ocular optical system is limited by diffraction, aberrations and scattering and, although in many cases the neuro-retinal system can compensate these limitations, frequently a clinical or surgical correction is required. Nowadays new methods both to diagnostic and correct defects present in the retinal image, such as aberrometers, progressive ophthalmic lenses, customized contact lenses, bifocal diffractive intraocular lenses, LASIK surgery, etc, are available. In this article, some concepts developed in Physical Science on which these methods are based are explained.

## 1. Introducción

La calidad visual<sup>1,2</sup> afecta la calidad de vida del ser humano y depende del comportamiento de los sistemas óptico (córnea-pupila-cristalino) y neuroretiniano (retina-nervio óptico-cerebro). El sistema óptico (cuya potencia es aproximadamente 59 Dioptrías siendo la corneal de 43 Dioptrías) enfoca en la retina la información presente en el objeto y esta información llega al cerebro después de haber sido procesada por el sistema neuroretiniano. Al igual que los sistemas ópticos fabricados por el hombre, el sistema óptico ocular, moldeado por miles de años de evolución, tiene limitaciones (difracción, aberraciones y "scattering") aunque, a diferencia de otros sistemas, dispone de recursos especiales<sup>2</sup>. El ojo se acomoda (es decir varía su potencia) para enfocar objetos a diferentes distancias; se adapta a un amplio rango de iluminaciones (niveles fotópico, mesópico y escotópico); se entrecierra para recortar la pupila; modifica el film de lágrima para ver un objeto con mayor detalle; puede inspeccionar un objeto extenso compensando con movimientos de cabeza y/o globo ocular el campo de visión limitado y, lo que quizás es más importante, cuenta con la colaboración del sistema neuroretiniano para corregir algunos defectos. Estos recursos del ojo hacen que suela verse mejor de lo que se esperaría si solo se tuviese en cuenta el imperfecto sistema óptico ocular. Desafortunadamente hay casos en que los defectos ópticos son de tal magnitud que no pueden ser compensados de modo natural. El porcentaje de la población no clínica que requiere alguna corrección convencional en el sistema óptico ocular posiblemente se ha ido incrementando en los últimos años. Por un lado, los jóvenes a menudo realizan tareas de alta y/o prolongada exigencia visual por lo que suelen requerir algún tipo de corrección refractiva y, por otro lado, debido al aumento de la edad media de la población, muchos adultos sufren problemas de presbicia y/o cataratas que deben ser corregidos clínica o quirúrgicamente. Adicionalmente hay casos tales como los de queratocono o de post-cirugía refractiva que suelen requerir corrección no convencional. En muchos de estos casos, la aplicación de la metodología utilizada para corregir problemas en la formación de imágenes en instrumentos ópticos al desarrollo de nuevos métodos de diagnóstico y tratamiento, ha contribuido significativamente a mejorar la calidad visual.

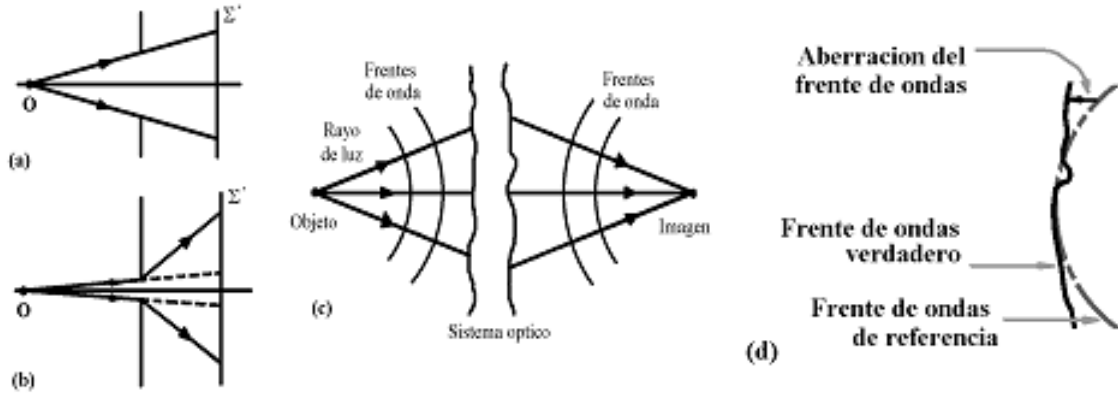


Figura 1 (a) Pasaje de luz por una apertura si los rayos fuesen trayectorias rectilíneas. (b) Difracción en una apertura pequeña. (c) Frentes de onda ideales que inciden y emergen de un sistema óptico siendo un frente de ondas a la entrada una superficie imaginaria compuesta por puntos de igual camino óptico desde el punto objeto hasta él y siendo el camino óptico el producto de la distancia por el índice de refracción. (d) La aberración del frente de ondas es la diferencia de camino óptico entre un frente real y uno ideal o de referencia

La difracción, las aberraciones y el “scattering” hacen que la imagen de un punto objeto que se obtiene en la retina sea una mancha en lugar de ser una copia idéntica al objeto, o sea, un punto. La difracción es inevitable en cualquier sistema óptico real, cuando un haz de luz incide en un diafragma, la apertura del haz emergente excede los límites que tendría si los rayos fuesen trayectorias rectilíneas siendo este efecto mayor al disminuir el tamaño del diafragma (Figura 1 (a)-(b)). Las aberraciones<sup>3-15</sup> aparecen debido a la refracción no paraxial de la luz en córnea y cristalino siendo su magnitud menor al disminuir el tamaño del diafragma de iris y, consecuentemente, de la pupila ocular (Figura 1 (c)-(d)). El “scattering” intraocular<sup>36</sup> ocurre cuando la luz es desparramada por partículas pequeñas presentes, produce un halo uniforme en la imagen retiniana, es despreciable en ojos jóvenes normales, aumenta con la edad y tiene especial importancia en presencia de cataratas. A modo de ejemplo, en el panel izquierdo de la Figura 2 se muestra como sería la imagen de una carta de Bayley-Lovie en la retina si en el sistema óptico ocular hubiese difracción y aberración esférica y en el panel derecho se muestra el efecto del scattering.

N H O R Z  
 K S N C V  
 S H R O C  
 C N V H S  
 V O D R K  
 K D N V O  
 N R C K Z  
 O D S C V



N H O R Z  
 K S N C V  
 S H R O C  
 C N V H S  
 V O D R K  
 K D N V O  
 N R C K Z  
 O D S C V

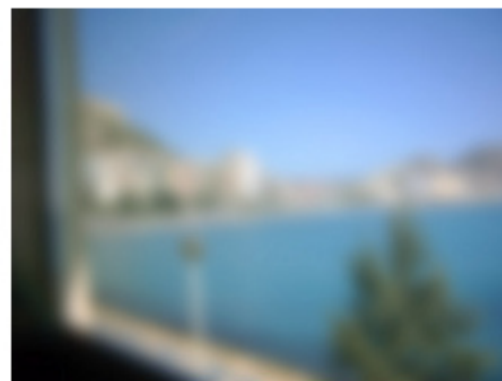


Figura 2 Deficiencias del sistema óptico ocular. Panel izquierdo: imagen retiniana en presencia de difracción y aberración esférica. Panel derecho: efecto del scattering en la imagen retiniana

Las aberraciones convencionales, causantes de tilt, miopía, hipermetropía y astigmatismo, se corrigen con lentes oftálmicas desde hace siglos. En 1961 Smirnov propuso por primera vez mejorar el desempeño óptico corrigiendo aberraciones no convencionales y, en las últimas décadas, se han realizado numerosos trabajos<sup>16-46</sup> que las tratan. Por ejemplo, en 1997 Liang et al<sup>16</sup> y Liang y Williams<sup>17</sup> reportaron que en ojos normales, las aberraciones no convencionales son despreciables si el diámetro pupilar es el usual en condiciones diurnas (3mm) y la corrección convencional ofrece suficiente mejora pero reducen el desempeño visual si la pupila es grande (6 o 7mm). En 1998 Artal y Guirao<sup>19</sup> reportaron que en jóvenes normales hay una compensación tal entre aberraciones de orden superior generadas por la córnea y por el cristalino que el desenvolvimiento visual no se ve afectado. En 2000 Guirao y Artal<sup>21</sup> obtuvieron que las aberraciones no convencionales pueden ser significativas, aún para pupilas pequeñas, en sujetos normales no jóvenes o en sujetos con patologías corneales y puntualizaron que la tecnología permite fabricar lentes de contacto con el patrón de aberración del ojo. En 2001 y 2002 Marcos et al mostraron<sup>31,33</sup> que en ojos con patologías corneales (queratocono, post-LASIK, trauma corneal, queratoplastia, etc.) el balance entre aberraciones corneales y del cristalino no se logra. En 2002 Navarro et al<sup>34</sup> mencionaron que en presencia de aberraciones no convencionales grandes, la agudeza visual puede ser alta siendo esta prueba poco adecuada para estimarlas. En 2003 Pujol et al<sup>36</sup>, quienes utilizando la técnica de doble paso implementaron el equipo OQAS que evalúa la función de punto extendido (PSF) global en la retina, estudiaron el desempeño óptico al utilizar lentes de contacto multifocales. Dada la gran cantidad de artículos concernientes a aberraciones oculares, en el año 2000 se crearon en la Optical Society of America grupos de trabajo que implementaron recomendaciones sobre definiciones, convenciones y estándares<sup>24,25</sup>. El cómputo de aberraciones no convencionales es necesario para analizar los requerimientos posibles y las aberraciones resultantes de la cirugía refractiva<sup>30</sup> (queratotomía radial, LASIK, etc); para fabricar lentes oftálmicas, de contacto e intraoculares (refractivas, difractivas, monofocales, bifocales, progresivas, etc) que brinden imágenes retinianas de calidad superior<sup>28</sup> y para implementar técnicas que permitan estudiar estructuras microscópicas retinianas con alta resolución<sup>16,26,27</sup>.

Para entender qué son las aberraciones convencionales y no convencionales, primero es necesario comprender qué es un frente de ondas y qué es la aberración del frente de ondas. Un frente de ondas a la entrada de un sistema óptico es una superficie imaginaria compuesta por puntos tales que el camino óptico que recorre la luz (es decir el producto de la distancia que recorre la luz por el índice de refracción) para viajar desde el punto objeto hasta cualquiera de ellos es el mismo. Los frentes de ondas provenientes de un punto objeto son esféricos y, si el medio a través del cual viajan es isótropo y homogéneo, son perpendiculares a los rayos. Si estos rayos pasasen por un sistema óptico ideal, todos ellos irían a parar a un punto imagen y a este punto convergerían frentes de onda esféricos (Figura 1 (c)). Para un sistema real no todos los rayos que pasan por el sistema van a parar al mismo punto imagen y el frente de ondas emergente está deformado<sup>5,7,13,14</sup>. La aberración del frente de ondas (Figura 1 (d)) es el camino óptico a lo largo de un rayo proveniente de un punto objeto desde el frente de ondas ideal al real cuando la luz emerge del sistema óptico, depende del rayo considerado y suele medirse en micrones. Consecuentemente para un dado punto objeto y un dado sistema óptico, la aberración del frente de ondas es una función que depende de las coordenadas en la pupila y, para simplificar el análisis, suele descomponerse en aberraciones básicas sencillas, cada una correspondiendo a un polinomio o modo Zernike<sup>4,7,24</sup> de cierto orden  $n$  (indicado a la izquierda en la Figura 3). Los modos de orden menor o igual a 2 corresponden a las aberraciones convencionales (pistón, tilt, desenfoque y astigmatismo) y los de orden superior a 2 a las no convencionales (aberración esférica, coma, trifolio, etc.).

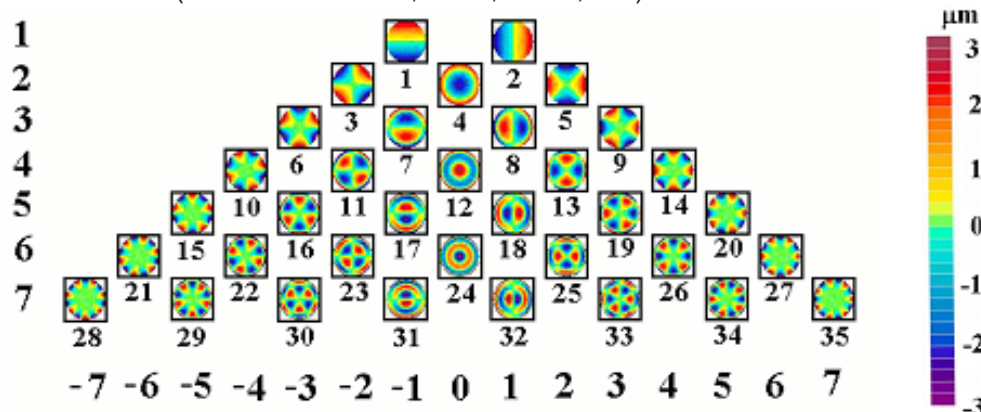


Fig. 3. Mapas de colores correspondientes a los polinomios Zernike de orden  $n$  y frecuencia  $m$ . A la izquierda se indica el valor del orden  $n$  y abajo el de la frecuencia  $m$ . Abajo de cada polinomio se indica  $j=(n(n+2)+m)/2$

Los métodos para evaluar la calidad visual pueden ser o bien objetivos o bien psicofísicos. Los métodos objetivos evalúan la calidad del sistema óptico ocular; son similares a los utilizados para otros sistemas ópticos<sup>3-15</sup> y permiten determinar tanto las aberraciones del sistema óptico completo, por ejemplo empleando tecnologías<sup>18,32,38</sup> tales como sensor Shack-Hartmann, trazado de rayos láser, etc. como las aberraciones corneales<sup>22,29,30</sup> mediante trazado de rayos virtual a través del perfil corneal evaluado por algún topógrafo<sup>21,43,45</sup> (Figura 4). Los métodos psicofísicos o subjetivos<sup>34,39,46</sup> evalúan la calidad del sistema visual en su conjunto y se basan en conceptos de Óptica Geométrica y Física, por ejemplo en la tradicional prueba de agudeza visual se determina el mínimo ángulo de resolución mientras que en la prueba de sensibilidad al contraste se determina la función transferencia del ojo.

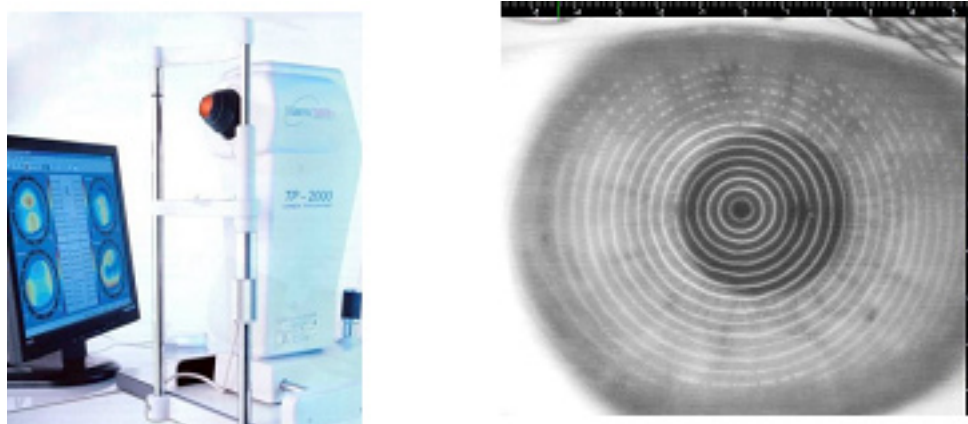


Figura 4. Las aberraciones corneales se determinan a partir del perfil corneal evaluado mediante un topógrafo. Panel izquierdo: topógrafo. Panel derecho: anillos de Plácido reflejados en la córnea para evaluar el perfil corneal

En este artículo se explican conceptos tratados en Ciencias Físicas en los cuales se fundamentan algunos métodos utilizados en la actualidad para diagnosticar y corregir la calidad del sistema óptico ocular. En la Sección 2 se resume la teoría utilizada<sup>3-15</sup> en Óptica Geométrica y Física para evaluar el comportamiento de sistemas formadores de imágenes, o sea, se explican conceptos referentes a la pupila; la aberración del frente de ondas ( $W$ ); la función diferencia de camino óptico (OPD); el diagrama de puntos (SD); la función pupila generalizada ( $P$ ); la función de punto extendida (PSF) y la función transferencia óptica (OTF) En la Sección 3 se analiza qué son y cómo se evalúan los coeficientes de Zernike ( $C_j$ ). En la Sección 4 se consideran parámetros de calidad óptica tales como el cociente de Strehl (SR) y la raíz cuadrática media de la aberración del frente de ondas (RMS) y se enuncian los criterios de Rayleigh y de Marechal para estudiar la tolerancia de un sistema óptico. En la Sección 5 se explica como se aplica al ojo la metodología utilizada en sistemas fabricados por el hombre. Para finalizar, en la Sección 6 se muestran e interpretan aberrometrías corneales.

## 2. Influencia de aberraciones y difracción en el plano imagen de un sistema óptico

En esta sección se resume la metodología empleada para analizar un sistema formador de imágenes arbitrario<sup>3-15</sup>. Primero se tiene en cuenta cómo las pupilas limitan el haz que atraviesa el sistema. Luego se explica cómo es la imagen de uno de los puntos de un objeto extenso al cual se lo denomina punto objeto, se tratan las aberraciones utilizando Óptica Geométrica; la difracción empleando Óptica Física y la influencia de las aberraciones en el patrón de difracción utilizando teoría de Fourier para iluminación coherente o no. Finalmente se considera la distribución de luz en la imagen de un objeto extenso.

### 2.1 Las pupilas de entrada y de salida

Para un sistema óptico cualquiera suele haber un diafragma de apertura, el rayo que pasa por su centro se denomina principal y los que pasan por su borde, marginales. Se denomina<sup>3,7</sup> pupila de entrada a la imagen del diafragma de apertura en el espacio objeto y pupila de salida a su imagen en el espacio imagen. De todos los rayos provenientes de un punto objeto, solo los que pasan por la pupila de entrada, entran al sistema, emergen pasando por la pupila de salida y forman la imagen (Figura 5 (a)).

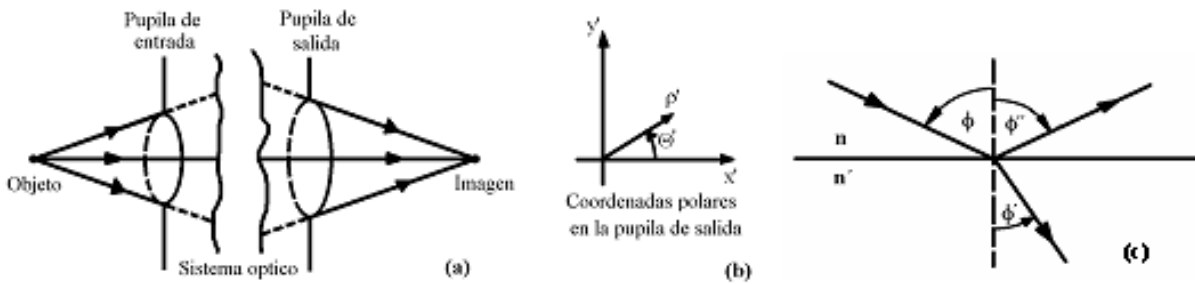


Figura 5 (a) Pupilas de entrada y salida. (b) Coordenadas polares normalizadas en la pupila de salida. (c) Refracción y reflexión de la luz en una interfaz entre dos medios de índices de refracción  $n$  y  $n'$

En la pupila de salida se considera una esfera de referencia (que es un frente de ondas esférico libre de aberraciones) y en ella se definen coordenadas cuyo origen es el punto donde el rayo principal la intersecciona y pueden ser cartesianas  $(X', Y')$ , cartesianas normalizadas  $(x', y') = (X'/X'_p, Y'/Y'_p)$  (donde  $X'_p$  e  $Y'_p$  corresponden a rayos marginales) o polares normalizadas<sup>24,25</sup>  $(\rho', \theta')$  siendo  $x' = \rho' \cos(\theta')$  e  $y' = \rho' \sin(\theta')$  (Figura 5 (b)).

### 2.2 La imagen de un punto objeto de acuerdo con Óptica Geométrica

Según Óptica Geométrica<sup>3,7</sup>, la imagen que proporciona un sistema refractor de un punto se obtiene considerando la refracción de la luz en las interfaces que componen el sistema y, generalmente, la imagen no es el punto predicho por Óptica Geométrica Paraxial (o sea considerando que el ángulo de refracción  $\phi'$  es proporcional al de incidencia  $\phi$ ) sino una mancha (Figura 5 (c)). La dirección de los rayos refractados se halla mediante la ley de Snell que en el caso bidimensional establece que el Seno del ángulo de refracción es proporcional al Seno del ángulo de incidencia ( $n' \sin(\phi') = n \sin(\phi)$ ) siendo  $n$  y  $n'$  los índices de refracción característicos de los correspondientes medios) y en el caso tridimensional se expresa en forma vectorial.

#### 2.2.1 Aberración del frente de ondas y aberración transversal

Las aberraciones dependen de las coordenadas que tenga el rayo en consideración en la pupila de salida (apertura) y en el plano imagen (campo). Generalmente hay una región del campo (cuyo tamaño depende del sistema en consideración) tal que en ella la aberración no varía apreciablemente de un punto a otro y a esta región se la denomina isoplanática<sup>8,9,12,13</sup>.

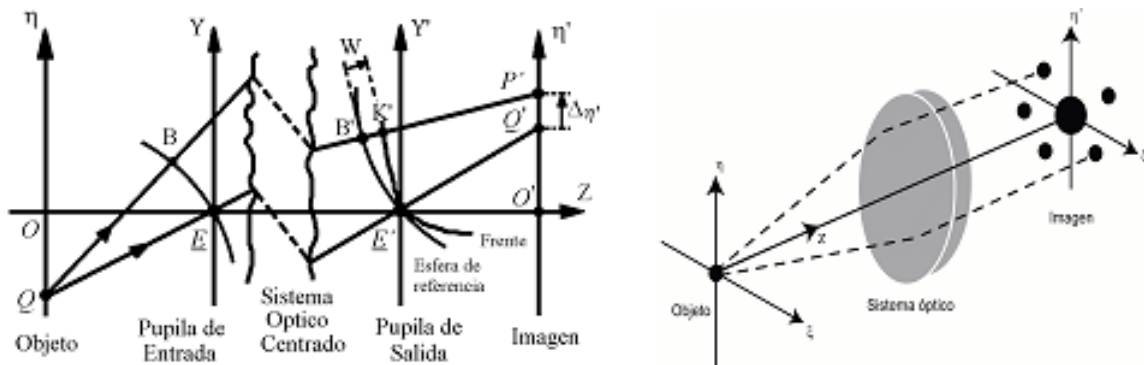


Figura 6. Aberraciones. Panel izquierdo:  $Q$  y  $Q'$  son un punto objeto y su imagen ideal;  $(X, Y)$  (y  $(X', Y')$ ) son coordenadas en las esferas de referencia de la pupila de entrada (y salida);  $W = [B'K']$  es la aberración del frente de ondas;  $\Delta\eta' = Q'P'$  es la aberración transversal. Panel derecho: Diagrama de puntos en el plano imagen.

Para un punto objeto tal como  $Q$  en la Figura 6 (izquierda), al comienzo del análisis del sistema, suele elegirse como imagen ideal al punto  $Q'$  que es la intersección del rayo principal con el plano imagen paraxial. En ausencia de aberraciones, hacia  $Q'$  viajan frentes de ondas ideales esféricos y el que contiene al punto  $E'$  (que es la intersección del rayo principal con la pupila de salida) se denomina esfera de referencia en la pupila de salida<sup>5</sup> siendo su radio  $R' = E'Q'$ . En presencia de aberraciones cualquier rayo proveniente de  $Q$  que no es el principal no intersecciona al plano imagen en  $Q'$  sino en algún otro punto tal como  $P'$ . Este rayo intersecciona la esfera de referencia en la pupila de salida en el punto  $B'$  de coordenadas cartesianas  $(X', Y')$ . La función OPD (optical pathlength difference), es la diferencia entre el camino óptico a lo largo

del rayo desde Q hasta el frente real y desde Q hasta el frente ideal (o sea  $OPD=[QB']-[QE']$  donde los corchetes indican camino óptico). La función aberración del frente de ondas,  $W(X',Y')$ , se define<sup>5,7</sup> como la longitud de camino óptico a lo largo del rayo desde la esfera de referencia en la pupila de salida hasta el frente de ondas real y, si  $K'$  es el punto donde el rayo intersecta este frente, se tiene

$$W(X',Y') = [B'K'] = -OPD \tag{1}$$

siendo  $W(X',Y') > 0$  si para luz viajando de izquierda a derecha, el frente está a la derecha de la esfera de referencia. Las aberraciones transversales,  $\Delta\xi'$  y  $\Delta\eta'$ , son tales que  $\Delta\eta'$  es la distancia a lo largo del eje  $\eta'$  en el plano imagen entre los puntos de intersección de dicho plano con los rayos principal y en consideración, es decir  $\Delta\eta' = Q'P'$  y análogamente  $\Delta\xi'$ . Para el rayo en consideración,  $\Delta\eta'$  se relaciona con  $W$  pues es directamente proporcional a la inclinación en el punto  $K'$  del frente de ondas real respecto del ideal lo cual matemáticamente se expresa empleando la derivada parcial de  $W$  ( $\partial W$ ) en la forma

$$\Delta\eta' = -(R'/n') \partial W / \partial Y' \tag{2}$$

### 2.2.2 Diagrama de puntos

Para analizar un sistema óptico, suelen trazarse rayos por computadora a través de él utilizando la ley de Snell vectorial y suelen hallarse los puntos de intersección de los rayos con el plano imagen (Figura 6 (derecha)). El conjunto de estos puntos constituye el denominado diagrama de puntos, SD (Spot Diagram en inglés). A modo de ejemplo, en la Figura 7 se muestran diagramas de puntos obtenidos<sup>15</sup> durante el prediseño de un elemento óptico difractivo, DOE, libre de coma (las escalas en los 4 gráficos son diferentes y en la parte inferior izquierda se indica la longitud correspondiente a 0,02 mm). Consideramos que el DOE se fabrica por métodos holográficos<sup>3,8</sup> de modo que hay 2 etapas, la de registro y la de utilización. Para pupila de 5 mm y puntos de referencia y objeto en la etapa de registro ubicados a -10 mm y 100 mm del DOE respectivamente (es decir aumento lateral igual a -10), variando diferentes parámetros obtuvimos distintos DOEs con distintas aberraciones primarias o de Seidel<sup>7</sup>. Para un DOE de radio de curvatura igual a -11,1 mm (que es el que resulta del prediseño para que el DOE sea libre de coma), en la etapa de utilización se tiene que, si el objeto es axial (panel superior izquierdo) entonces en el óptimo plano imagen hay un punto libre de aberraciones; si el objeto se desplaza transversalmente 1 mm del eje (panel superior derecho) entonces en el óptimo plano imagen la coma es despreciable y se tiene una línea astigmática y si el objeto es axial pero se desplaza longitudinalmente 0,1 mm del óptimo plano objeto (panel inferior izquierdo) entonces aparece una leve aberración esférica. Si el DOE es plano entonces para un objeto desplazado transversalmente 1 mm del eje (panel inferior derecho), domina la coma.

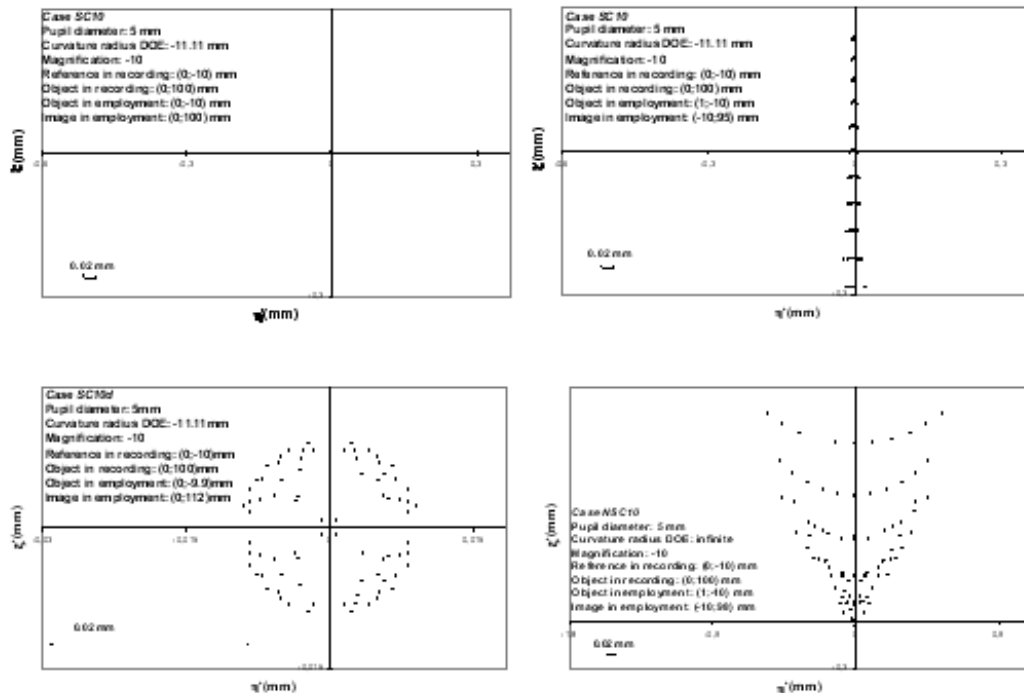


Figura 7. Diagramas de puntos para un elemento óptico difractivo (en inglés, diffractive optical element o DOE) de aumento lateral -10 que resulta ser libre de coma si es esférico de radio de curvatura -11,1 mm (en la parte inferior izquierda se indica la longitud correspondiente a 0,02 mm.). Panel superior izquierdo: sin aberraciones. Panel superior derecho: Astigmatismo. Panel inferior izquierdo: Aberración esférica. Panel inferior derecho: El DOE es plano en vez de esférico y hay coma.



**2.2.3 Función pupila generalizada**

Para un sistema óptico ideal libre de aberraciones, el frente de ondas en la pupila de salida es esférico y la distribución de amplitud en la pupila es la llamada función pupila,  $P_o(X', Y')$ , la cual depende de las características de la pupila y del rayo considerado (es decir de  $(X', Y')$ ). Para un sistema con aberraciones, si  $\lambda$  es la longitud de onda de la luz, si  $i=(-1)^{1/2}$  y si  $\exp(i \alpha)$  es la función exponencial del ángulo  $\alpha$  (o sea  $\exp(i \alpha) = \text{Cos}(\alpha) + i \text{Sen}(\alpha)$ ), se tiene<sup>8</sup> la función pupila generalizada,  $P(X', Y')$ , definida mediante

$$P(X', Y') = P_o(X', Y') \exp(-i (2\pi/\lambda) W(X', Y')) \tag{3}$$

**2.3 La imagen de un punto objeto según Óptica Física y en ausencia de aberraciones**

Considerando un punto objeto del cual emergen frentes de ondas que llegan a un sistema ideal libre de aberraciones, según el principio de Huygens-Fresnel<sup>3</sup>, cada punto del frente de ondas que llega a la pupila de salida puede considerarse como origen de frentes de ondas secundarios esféricos que se superponen en los puntos ubicados después de la pupila (Figura 8 (izquierda)). Considerando la pupila como un hueco de contorno circular, la distribución de amplitud en el plano imagen es el patrón de difracción ideal el cual consiste en máximos de amplitud positiva y mínimos de amplitud negativa. El máximo central se denomina campana principal de difracción<sup>3,6,7</sup> y es tal que su pico está en el punto imagen predicho por Óptica Geométrica Paraxial y su ancho es menor cuanto mayor es el diámetro pupilar tendiendo a cero si dicho diámetro tiende a infinito. A ambos lados de la campana principal hay máximos y mínimos de amplitud decreciente. Sin embargo los detectores no detectan amplitud sino intensidad siendo esta proporcional a la amplitud al cuadrado. Denominando DP al diámetro pupilar y  $\theta_x$  al ángulo de difracción medido desde la normal a la apertura al haz difractado, el gráfico de intensidad de la luz versus  $\text{Sen}(\theta_x)$  es el de la Figura 8 (centro) en la cual el mínimo adyacente al pico de máxima intensidad se ubica en una dirección tal que  $\text{Sen}(\theta_x)=1.22\lambda/DP$ . La distribución de luz que se detecta en el plano imagen es un disco brillante, el disco de Airy, rodeando de anillos oscuros y claros de menor intensidad (Figura 8 (derecha)).

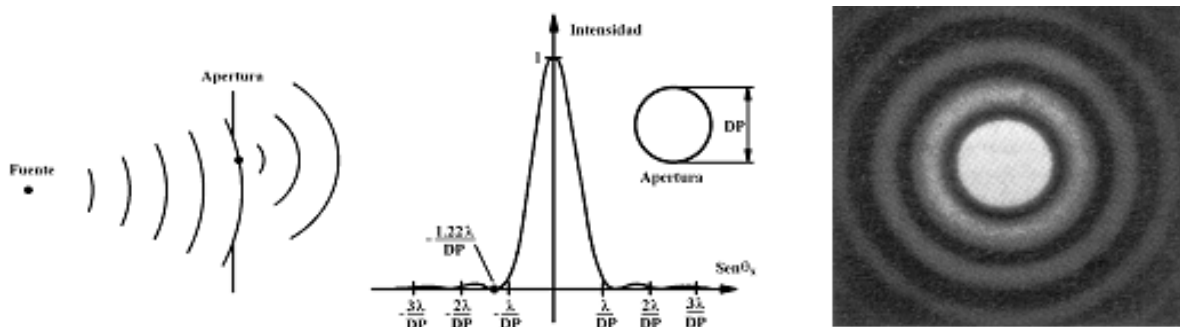


Figura 8. Difracción de la luz en una pupila circular de diámetro DP para ángulo de incidencia nulo. Panel izquierdo: Principio de Huygens-Fresnel según el cual cada punto no obstruido de un frente de ondas actúa como una fuente de onditas secundarias esféricas siendo la perturbación óptica en un punto delante de la apertura, la superposición de todas estas onditas. Panel central: Distribución de intensidad en el plano imagen para apertura circular. Panel derecho: Disco de Airy y anillos de difracción que se obtienen en el plano imagen del sistema

**2.4 La imagen de un punto objeto teniendo en cuenta la difracción y las aberraciones**

En un sistema óptico real hay difracción y aberraciones a la vez. Teniendo en cuenta ambos fenómenos y considerando una región isoplanática, la distribución de luz en el plano imagen se halla utilizando la Teoría de Fourier<sup>6,8,39,46</sup>, según la cual la transformada Fourier de una función unidimensional  $g(\delta\eta')$  es

$$F\{g(\delta\eta')\} = \int g(\delta\eta') \exp(-i 2\pi \delta\eta'v') d\delta\eta' \tag{4}$$

siendo  $\int$  el símbolo correspondiente a la integración. De acuerdo con la Óptica de Fourier<sup>9,12,13,46</sup>, todo objeto puede considerarse como superposición de redes sinusoidales de diferentes frecuencias espaciales siendo la frecuencia espacial,  $v$ , para una red de período  $d$  (Figura 9 (izquierda)), tal que

$$v = 1/d \tag{5a}$$

En el caso bidimensional, en lugar de  $v$ , es necesario utilizar dos componentes de frecuencia y, adicionalmente, suelen considerarse frecuencias espaciales en el espacio imagen ( $v'_x, v'_y$ ) las cuales, debido a la condición de isoplanatismo son proporcionales a la frecuencias espaciales ( $v_x, v_y$ ) en el objeto<sup>12,13,46</sup>. Debido al tamaño limitado de las pupilas, solo las frecuencias más bajas del objeto están presentes en la imagen, es decir, el sistema filtra las altas frecuencias. Además de por su frecuencia, una red se caracteriza por su contraste.

Si la iluminación es incoherente (es decir si dos puntos objeto emiten luz independiente uno de otro), denominando  $L_{max}$  y  $L_{min}$  a las luminancias máxima y mínima de un patrón sinusoidal (siendo la luminancia  $L_{\beta}$  la energía luminosa por unidad de tiempo y ángulo sólido, emitida en dirección  $\beta$  por un área pequeña de una superficie extensa por unidad de área proyectada en dirección  $\beta$  y siendo sus unidades lumen/(m<sup>2</sup> st) = cd/m<sup>2</sup>=lux/st=nit), el contraste de Michelson<sup>1</sup> es

$$C = (L_{max} - L_{min}) / (L_{max} + L_{min}) \tag{5b}$$

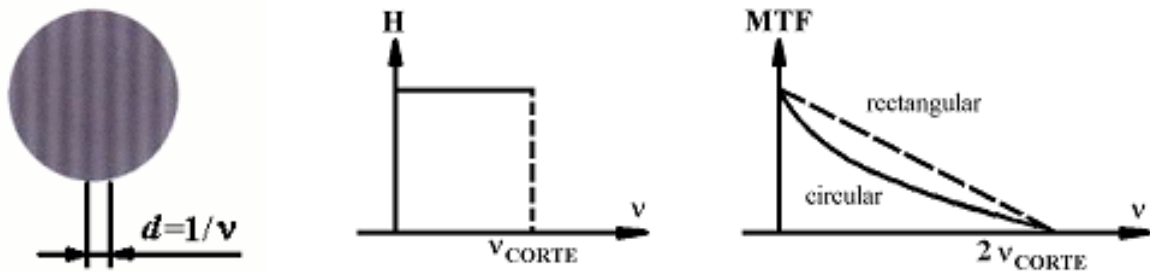


Fig.9. Izquierda: patrón sinusoidal de frecuencia espacial  $v$ . Centro: Función transferencia coherente  $H$  vs  $v$  siendo  $v_{CORTE}$  la frecuencia de corte para iluminación coherente. Derecha: Función transferencia de modulación MTF versus  $v$  siendo  $2v_{CORTE}$  la frecuencia de corte para iluminación incoherente

**2.4.1 Distribución de luz en la imagen**

Si la iluminación es coherente, la distribución de amplitud en el plano imagen en respuesta a un punto objeto es la función ensanchamiento  $h(\delta\xi', \delta\eta')$  siendo  $(\delta\xi', \delta\eta') = (\xi' - \xi_M, \eta' - \eta_M)$  (donde  $M$  es el aumento lateral local y  $(\xi_M, \eta_M) = (M \xi, M \eta)$ ). Si la iluminación es incoherente, es necesario tener en cuenta intensidades en lugar de amplitudes y se define la función de punto extendido, PSF (“point spread function” en inglés). La función de punto extendido es la distribución de intensidad en el plano imagen en respuesta a un punto objeto; depende tanto de la difracción en la pupila como de las aberraciones presentes en el sistema óptico y es el módulo al cuadrado de la función ensanchamiento<sup>8</sup>, o sea

$$PSF(\delta\xi', \delta\eta') = |h(\delta\xi', \delta\eta')|^2 \tag{6}$$

La función de punto extendido es el patrón de Airy (Figura 8 (derecha)) si las aberraciones son nulas pero se deforma si hay aberraciones. Si las aberraciones son considerables, PSF( $\delta\xi', \delta\eta'$ ) puede estimarse con un buen grado de aproximación mediante el diagrama de puntos.

**2.4.2 Funciones transferencia**

Para cada frecuencia espacial ( $v'_x, v'_y$ ) menor que la correspondiente frecuencia de corte<sup>46</sup>, la función transferencia da cuenta de cómo el sistema óptico transfiere a la imagen, la información presente en el objeto. Si la iluminación es coherente, la función transferencia coherente  $H(v'_x, v'_y)$  es la transformada Fourier<sup>8,46</sup> de  $h(\delta\xi', \delta\eta')$  (ver ec. (4)) y es proporcional a la función pupila generalizada reflejada. Para aberraciones no demasiado grandes,  $(v'_x, v'_y) = (1/(\lambda R')) (X', Y')$  y se tiene (Figura 9 (centro)),

$$H(v'_x, v'_y) = F\{h(\delta\xi', \delta\eta')\} = P(-(\lambda R'/n')v'_x, -(\lambda R'/n')v'_y) \tag{7}$$

Si la iluminación es incoherente, la función transferencia óptica, OTF (“optical transfer function” en inglés) es la transformada Fourier de PSF( $\delta\xi', \delta\eta'$ ) dividido la transformada Fourier de la PSF( $\delta\xi', \delta\eta'$ ) para frecuencia nula<sup>8</sup>, es decir

$$OTF(v'_x, v'_y) = F\{PSF(\delta\xi', \delta\eta')\} / F\{PSF\}|_{0,0} \tag{8}$$

La función OTF( $v'_x, v'_y$ ) es tal que en ausencia de aberraciones es el área de superposición entre una pupila y una pupila desplazada dividida el área total de la pupila y en presencia de aberraciones es proporcional a la autocorrelación de la función pupila generalizada<sup>8</sup>. Para cada frecuencia ( $v'_x, v'_y$ ) se tiene que OTF( $v'_x, v'_y$ ) es un número complejo (o sea del tipo  $a + i b$  con  $i = (-1)^{1/2}$ ), de modo que resulta

$$OTF(v'_x, v'_y) = MTF(v'_x, v'_y) \exp(i PTF(v'_x, v'_y)) \tag{9}$$

siendo MTF( $v'_x, v'_y$ ) la función transferencia de modulación (“modulation transfer function” en inglés) y PTF( $v'_x, v'_y$ ) la función transferencia de fase (“phase transfer function” en inglés). Para cada frecuencia ( $v'_x, v'_y$ ), PTF( $v'_x, v'_y$ ) da cuenta del corrimiento de fase en la imagen respecto del objeto mientras que MTF( $v'_x, v'_y$ ) es el cociente entre el contraste en la imagen y el contraste en el objeto (Figura 9 (derecha)). En un sistema libre de aberraciones, MTF( $v'_x, v'_y$ ) decrece monótonamente al aumentar la frecuencia espacial y es nula para frecuencias mayores que la de corte siendo la frecuencia de corte para iluminación

incoherente el doble<sup>8,46</sup> de la que corresponde a iluminación coherente,  $v_{CORTE}$ . Si las aberraciones no son nulas,  $MTF(v'_x, v'_y)$  es menor que la del sistema ideal y, dependiendo del tipo y magnitud de las aberraciones, puede ser negativa en ciertas bandas de frecuencia (reversión de contraste).

## 2.5 La imagen de un objeto extenso teniendo en cuenta la difracción y las aberraciones

En presencia de difracción y aberraciones, para iluminación incoherente y un objeto extenso, si  $I_o(\xi_M, \eta_M)$  e  $I_i(\delta\xi', \delta\eta')$  son las distribuciones de intensidad en el objeto e imagen respectivamente y si  $T_o(v'_x, v'_y)$  e  $T_i(v'_x, v'_y)$  son sus correspondientes transformadas Fourier normalizadas, la distribución de luz en la imagen,  $I_i(\delta\xi', \delta\eta')$ , se puede evaluar<sup>8</sup> mediante uno de los siguientes dos procedimientos:

i) Se determina la función PSF( $\delta\xi', \delta\eta'$ ) y se realiza la convolución de  $I_o(\xi_M, \eta_M)$  con PSF( $\delta\xi', \delta\eta'$ ) la cual es igual a  $I_i(\delta\xi', \delta\eta')$  (siendo la convolución una operación matemática definida en Ref. 8).

ii) Se determinan  $T_o(v'_x, v'_y)$  y OTF( $v'_x, v'_y$ ); se evalúa  $T_i(v'_x, v'_y)$  mediante el producto  $T_i(v'_x, v'_y) = OTF(v'_x, v'_y) T_o(v'_x, v'_y)$  y se antitransforma Fourier  $T_i(v'_x, v'_y)$  para obtener  $I_i(\delta\xi', \delta\eta')$ .

## 3. Utilización de polinomios Zernike para expresar la aberración del frente de ondas

Para facilitar el análisis de las aberraciones y obtener una expresión analítica para  $W(\rho', \theta')$ , la aberración del frente de ondas suele considerarse como una superposición de aberraciones balanceadas básicas, los polinomios Zernike<sup>4,7,10,24</sup>, que dependen de las coordenadas polares normalizadas y son ortogonales en un círculo de radio unidad. Se tiene<sup>24,25</sup>

$$W(\rho', \theta') = \sum_{n=0}^{n_{\max}} \sum_{m=-n}^n C_n^m Z_n^m(\rho', \theta') \quad (10)$$

donde  $Z_n^m(\rho', \theta')$  es el polinomio o modo Zernike de orden  $n$  y "frecuencia angular"  $m$  siendo  $n$  un número entero;  $n+m$  par;  $m \leq n$  y  $j = (n(n+2)+m)/2$  (Figura 3). Se tiene:

$$\begin{aligned} Z_n^m(\rho', \theta') &= N_n^m R_n^{|m|}(\rho') \text{Cos}(m\theta') & \text{si } m \geq 0 \\ Z_n^m(\rho', \theta') &= -N_n^m R_n^{|m|}(\rho') \text{Sen}(m\theta') & \text{si } m < 0 \\ N_n^m &= [2(n+1)/(1+\delta_{m0})]^{1/2} & (\delta_{m0} = 1 \text{ si } m=0, \delta_{m0} = 0 \text{ si } m \neq 0) \end{aligned} \quad (11)$$

siendo  $R_n^{|m|}(\rho')$  un polinomio radial tabulado<sup>24</sup> de grado  $n$  en  $\rho'$ . El coeficiente  $C_n^m$  indica el peso de la aberración de orden  $n$  y frecuencia angular  $m$  en el sistema en estudio. Aunque para un ajuste exacto de  $W(\rho', \theta')$  se deberían superponer infinitos modos Zernike, en la práctica es suficiente con superponer los que corresponden a  $n \leq n_{\max}$ , siendo  $n_{\max}$  un número entero elegido convenientemente, y los correspondientes coeficientes  $C_n^m$  se evalúan trazando un número adecuado de rayos y utilizando las ecs.(1) y (2). Una vez hallados los coeficientes es posible dar una expresión analítica para  $W(\rho', \theta')$  o para OPD (ec.(1)).

## 4. Parámetros para describir la calidad del sistema óptico y criterios de tolerancia

### 4.1 Parámetros que dan cuenta de la calidad óptica

Las funciones  $W(X', Y')$ , PSF( $\delta\xi', \delta\eta'$ ) y OTF( $v'_x, v'_y$ ) proporcionan información sobre la calidad de las imágenes que un dado sistema óptico es capaz de formar. En muchos casos, a costa de no dar una descripción tan precisa, el análisis se simplifica cuantificando la calidad óptica del sistema mediante números en vez de funciones. Tres de estos parámetros son el cociente de Strehl, la varianza y la raíz cuadrática media de la aberración del frente de ondas.

#### 4.1.1 Cociente de Strehl (SR)

El cociente de Strehl<sup>7,20</sup>, SR ("Strehl Ratio" en inglés), es la altura del pico de la PSF real es decir si  $W(X', Y') \neq 0$  dividido el de la PSF limitada por difracción (es decir si  $W(X', Y') = 0$ ), o sea

$$SR = \text{PSF}|_{\text{PICO}, W \neq 0} / \text{PSF}|_{\text{PICO}, W=0} \quad (12)$$

El máximo valor posible de SR es 1 y corresponde al caso hipotético de sistema libre de aberraciones y, a medida que las aberraciones aumentan, SR disminuye.

#### 4.1.2 Varianza y raíz cuadrática media de la aberración del frente de ondas (V y RMS)

La varianza<sup>7</sup>,  $V$ , da una idea global del apartamiento del frente de ondas respecto del esférico ideal teniendo en cuenta todos los puntos de la pupila de salida. Si  $W_M$  es el valor medio de la aberración del frente de ondas (pistón) y  $(W^2)_M$  es el valor cuadrático medio de dicha aberración entonces  $V = (W^2)_M - (W_M)^2$ . La varianza y la raíz cuadrática media de la aberración del frente, RMS ("root mean square wavefront er-

ror” en inglés) asociada con ella son parámetros de calidad óptica frecuentemente utilizados<sup>7,10,17,18,22,27,31</sup> y se tiene

$$RMS^2 = V = \sum_{j=0}^{j_{max}} (C_j)^2 \quad j = (n(n+2)+m)/2 \quad (13)$$

Si solo se tienen en cuenta aberraciones de orden superior, se evalúa la raíz cuadrática media de la aberración correspondiente a órdenes mayores que 2 que indicamos mediante  $RMS_{HO}$ .

**4.2 Criterios de Rayleigh y Marechal**

El criterio de Rayleigh establece<sup>7</sup> que la calidad de la imagen no está seriamente afectada si  $W_{MAX} < \lambda/4$  (siendo  $W_{MAX}$  el máximo apartamiento del frente real respecto al ideal). Por otro lado, el criterio de Marechal establece que si el cociente de Strehl verifica  $SR \geq 0,8$  entonces las aberraciones están bien corregidas y el sistema óptico es limitado por difracción. Adicionalmente, si las aberraciones no son demasiado grandes, se tiene<sup>7</sup>

$$SR = PSF_{|PICO, W=0} / PSF_{|PICO, W=0} \approx 1 - (2\pi/\lambda)^2 RMS^2 \quad (14)$$

de modo que  $RMS = (\lambda/2\pi) (1-SR)^{1/2}$  y el criterio de Marechal establece que un sistema óptico es limitado por difracción si  $RMS \leq \lambda/14$ .

**5. Imagen retiniana y empleo de la Óptica de Fourier para determinar la calidad visual**

La luz proveniente de un punto objeto llega a la retina después refractarse en las interfaces córnea-humor acuoso-cristalino-humor vítreo y de difractarse en el diafragma de iris y, análogamente a lo que ocurre en otros sistemas, la difracción y las aberraciones limitan la calidad de la imagen retiniana

**5.1 La pupila ocular**

En el caso del ojo, el diafragma de apertura es el limitado por el iris y la pupila de entrada es su imagen a través de la córnea la cual suele denominarse simplemente “pupila” y es lo que se ve al mirar un ojo<sup>24</sup>. Solo llegan a la retina los rayos que pasan por la pupila. En la Figura 10 (a), mediante un trazado paraxial de rayos a través del ojo esquemático de Le Grand, se muestra como el diafragma de iris recorta un haz de rayos paralelos incidente y en la Figura 10 (b) se muestra dicho diafragma. En un ojo corregido de aberraciones al punto tal que sea limitado por difracción<sup>3,6,7,8</sup>, cuanto mayor es la pupila, menor es el tamaño de la imagen de un punto objeto y más parecida es la imagen al objeto. En un ojo que solo tiene aberraciones convencionales, el tamaño pupilar tiene escasa influencia en la corrección requerida y no se especifica al prescribir correcciones refractivas. En un ojo con aberraciones de orden superior, carece de sentido expresar el valor de una aberración sin especificar el tamaño y la ubicación del centro de la pupila<sup>17,18,24,25,28,41,45</sup>.

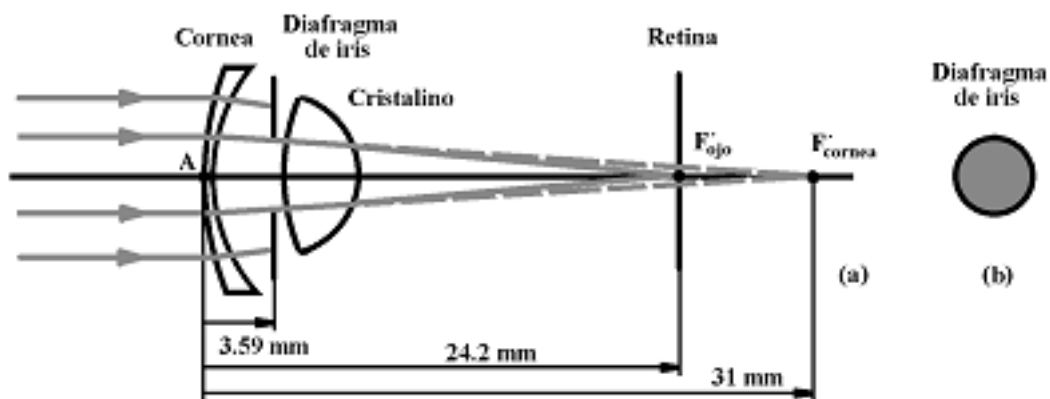


Figura 10. Limitación de un haz de rayos paralelos que incide en el ojo. (a) El haz de rayos es recortado por el diafragma de iris (las distancias corresponden al modelo de ojo de Le Grand,  $P_{córnea} \approx 42$  Dioptrías;  $P_{cristalino} \approx 22$  Dioptrías, distancia focal  $f_{ojo} = 24,2$  mm). (b) diafragma de iris circular.

Frecuentemente<sup>16,22,30,31,33</sup> se hallan aberraciones de orden superior en condiciones de laboratorio (acomodación paralizada, pupila dilatada con droga y diafragma artificial de tamaño fijo) y aunque esta información es valiosa, debido a los extraordinarios mecanismos para optimizar la visión disponibles en el sistema visual, no dan cuenta del desempeño visual global en la vida cotidiana<sup>1,2,18,34,41</sup>. Por ejemplo se ha encontrado que la diferencia de calidad de imagen retiniana entre jóvenes y mayores hallada en condiciones de laboratorio decrece en condiciones naturales<sup>20</sup>. En ojos normales, las aberraciones de orden superior son despreciables si la pupila es pequeña, pero, pueden ser importantes si la pupila es grande (esto fue reportado por Liang et al<sup>16</sup> para pupila de 6 mm; Liang y Williams<sup>17</sup> para pupila de 7,3 mm; Applegate et al<sup>22</sup> para pupila de 7 mm; etc.). En ojos anormales algunas aberraciones de orden superior suelen ser mayores que en los normales a igual tamaño de pupila y crecen si dicho tamaño aumenta. En condiciones naturales, el diámetro pupilar ocular varía no solo al variar el nivel de iluminación sino que también se tiene que, para una dada iluminación, disminuye al aumentar la edad (miosis senil)<sup>20</sup>, varía con la acomodación<sup>2,41</sup> (miosis acomodática), depende del sujeto aún entre sujetos de la misma edad<sup>20,40,41</sup>, depende del estado psicofísico<sup>45</sup>; varía al variar la iluminación del otro ojo<sup>1</sup>, etc. Con respecto al descentrado de la pupila natural de un sujeto en referencia al punto que se ha considerado como origen para hallar las aberraciones (por ejemplo el vértice corneal al evaluar aberraciones corneales), este depende del ojo en cuestión y debe especificarse al reportar las aberraciones<sup>24,25,28</sup>.

**5.2 Aberraciones convencionales en el ojo**

En Oftalmología las aberraciones convencionales se especifican mediante la potencia de la lente correctora (expresada en Dioptrías y siendo la potencia la inversa de la distancia focal) y/o el valor de algún ángulo. A continuación veremos como se relaciona esto con la aberración del frente de ondas (expresada en mm) utilizada en Óptica Geométrica para especificar aberraciones convencionales o no.

**5.2.1 Desenfoque**

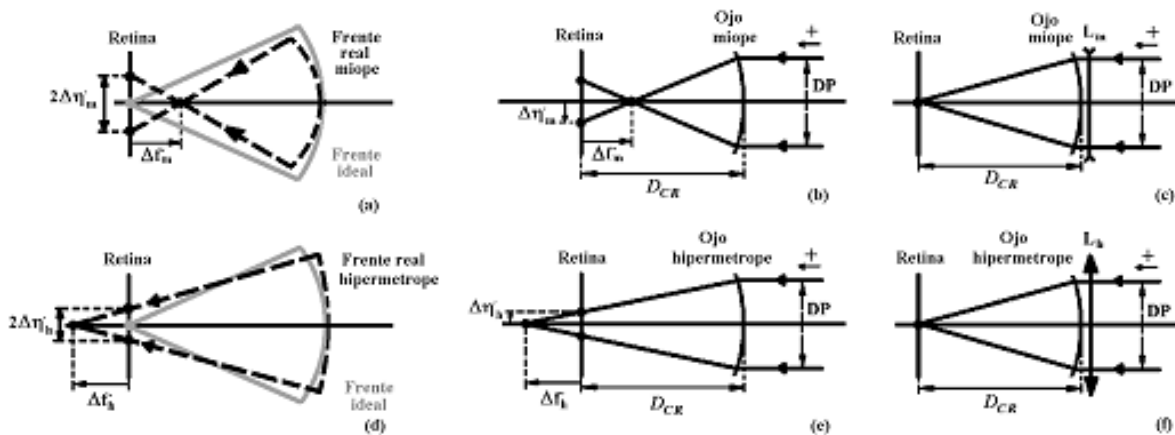


Figura 11. Desenfoque. (a) y (d) Frentes de onda ideal (gris) y real (negro punteado) que viajan hacia la retina. (b) y (e) Ojo miope o hipermetrope aproximado por una superficie esférica sobre la que incide un haz de rayos paralelos. (c) y (f) Corrección de miopía o hipermetropía mediante una lente divergente ( $L_m$ ) o convergente ( $L_h$ )

En el ojo hay desenfoque si la imagen del punto objeto observado es un punto ubicado delante o detrás de la retina. En Oftalmología el desenfoque se mide por el número de Dioptrías que hay que agregar (hipermetropía) o quitar (miopía) a la potencia del ojo para lograr una buena visión, y se corrige con lentes de caras esféricas cuya potencia,  $P_E$ , no depende del tamaño pupilar ( $P_E < 0$  para miopía y  $P_E > 0$  para hipermetropía). Por otro lado, según Óptica Geométrica, las aberraciones se especifican mediante el camino óptico (expresado en  $\mu m$ ) desde el frente de ondas esférico ideal al real. El modo Zernike<sup>24</sup> correspondiente a desenfoque ( $n=2, m=0$  en Figura 3) es  $C_2^0 (3)^{1/2} (2 \rho^2 - 1)$  donde el coeficiente  $C_2^0$  indica la cantidad de desenfoque presente. El frente de ondas que converge a un punto imagen real es esférico pero su centro de curvatura está afuera de la retina en un punto desplazado una distancia  $\Delta f$  ( $\Delta f < 0$  para miopía y  $\Delta f > 0$  para hipermetropía). Al aumentar el diámetro pupilar,  $\Delta f$  no varía aunque el diámetro del círculo de desenfoque que aparece en la retina,  $2\Delta\eta'$ , aumenta (Figura 11). Para obtener<sup>43</sup> en forma aproximada la relación entre ambas formas de especificar el desenfoque, utilizamos un modelo simplificado aproximando el ojo a una sola superficie esférica que separa aire de otro medio; denominamos  $P_{ojo}$  a la potencia de un ojo emétrope<sup>29</sup> ( $P_{ojo} = 58,6$  Dioptrías) y  $DP$  al diámetro pupilar; despreciamos las distancias

entre las pupilas de entrada y salida oculares y entre la superficie que equivale al ojo y la lente correctora y resulta  $C_2^0 = 2 \Delta n' P_{\text{ojo}} DP / (16 (3)^{1/2}) = DP^2 P_E / (16 (3)^{1/2})$ . Por ejemplo, la imagen en la retina de un punto objeto a través de un ojo que requiere una corrección de 6 Dioptrías, si la pupila tiene 6 mm de diámetro, es un círculo de aproximadamente 0,6 mm de diámetro y esto corresponde a una aberración del frente de ondas para el borde de la pupila ( $\rho'=1$ ) de  $C_2^0 (3)^{1/2} = 13,5 \mu\text{m}$ .

### 5.2.2 Astigmatismo

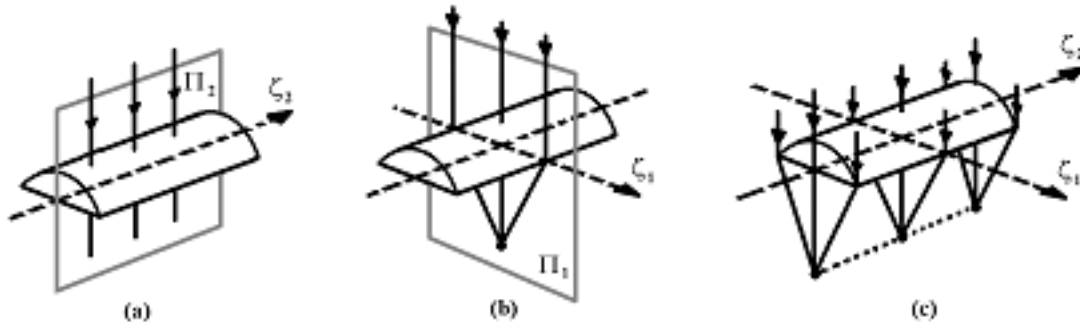


Figura 12. Astigmatismo. (a) Abanico de rayos que incide en una lente cilíndrica y que pertenece al plano  $\Pi_2$  que contiene al eje  $\zeta_2$  de la lente. (b) Abanico de rayos incidente perteneciente al plano  $\Pi_1$  que contiene al eje  $\zeta_1$  perpendicular a  $\zeta_2$ . (c) Un haz de rayos incidente completo genera una línea astigmática paralela a  $\zeta_2$

En Oftalmología se considera que en presencia de astigmatismo, la potencia del ojo difiere en diferentes planos y este defecto se corrige agregando a la corrección esférica una cilíndrica de potencia y ángulo adecuados<sup>42</sup>. Por otro lado, desde el punto de vista de Óptica Geométrica, si hay astigmatismo de segundo orden ( $n=2$ ,  $m=\pm 2$  en Figura 3) se considera que el abanico de rayos proveniente del punto objeto y contenido en determinado plano origina una línea astigmática y el contenido en el plano perpendicular, otra línea que es perpendicular a la primera y está desplazada longitudinalmente de ella<sup>3</sup>, siendo la orientación de ambas líneas independiente del tamaño pupilar. Para comprender mejor esto consideremos<sup>43</sup> una lente cilíndrica como la de la Figura 12 sobre la cual incide un haz de rayos paralelos. La potencia de una lente cilíndrica es nula (distancia focal infinita) para un abanico de rayos perteneciente a un plano  $\Pi_2$  que contiene al eje del cilindro (Figura 12 (a)) y es  $1/f_c$  (siendo  $f_c$  la distancia focal) para un abanico perteneciente a un plano  $\Pi_1$  perpendicular a este eje (Figura 12 (b)). Para el haz incidente completo (todos los abanicos), se tiene la línea astigmática de Figura 12 (c). Para dos lentes cilíndricas cruzadas se tendrían 2 líneas astigmáticas cruzadas.

### 5.2.3 Tilt

Hay tilt si la imagen de un punto está desplazada transversalmente de la ideal. El tilt es independiente del tamaño pupilar y, para posibilitar la visión binocular, se corrige mediante prismas (Figura 13). De acuerdo con Óptica Geométrica, el tilt corresponde a una inclinación del frente de ondas real respecto del ideal (modos  $n=1$ ,  $m=\pm 1$  en la Figura 3).



Figura 13 Tilt: el prisma corrige el tilt desviando el haz de rayos que incide en él.

## 5.3 Difracción y aberraciones convencionales o no en el ojo

Para tener en cuenta tanto la difracción como las aberraciones convencionales o no del sistema óptico ocular, se utiliza una metodología similar a la utilizada para otros sistemas ópticos. Dejamos de lado el scattering; el efecto Stiles-Crawford<sup>2,3,34</sup> (que se refiere a que la luz que entra al ojo cerca del centro pupilar es más efectiva en producir una respuesta visual que la que entra en la periferia); la luminancia de velo<sup>2,47</sup> (que aparece si además del objeto observado hay fuentes periféricas) y la dispersión de colores (que ocurre si la luz es policromática). Para evaluar el efecto de las aberraciones en la imagen retiniana, se comienza calculando la aberración del frente de ondas para un punto objeto y, suponiendo al sistema óptico ocular lineal e isoplanático, se finaliza aplicando la teoría de Fourier para hallar la distribución de luz en la imagen retiniana de un objeto extenso.

### 5.3.1 Aberraciones corneales y del sistema óptico ocular completo

Existen métodos objetivos, basados en los empleados en otros sistemas, para determinar tanto las aberraciones corneales como las del sistema óptico ocular completo. En ambos casos la aberración del frente de ondas se halla en función de las coordenadas en una pupila de cierto tamaño centrada en algún punto y la dependencia del campo suele ignorarse porque, en condiciones fotópicas, la imagen de los objetos que se miran está la fovea<sup>1</sup> la cual tiene la óptima resolución (en la fovea hay más de 2000 conos) y es muy pequeña (subtiende unos 0.3 grados). En el ojo no hay un verdadero eje óptico y al evaluar las aberraciones suelen tenerse en cuenta dos ejes, el queratométrico para las corneales y la línea de visión (camino del rayo principal desde el objeto a la fovea<sup>24,25</sup>) para las del ojo completo. La aberración del frente de ondas suele considerarse como la superposición de modos Zernike y los coeficientes se hallan trazando rayos virtuales<sup>22,45</sup> al hallar la aberración corneal (a partir del perfil corneal suministrado por algún topógrafo) o reales<sup>32</sup> al hallar la del ojo completo (por ejemplo la técnica "laser ray tracing" empleada en aberrómetros). Para la mayoría de los ojos, es suficiente con evaluar aberraciones de hasta 7º orden ( $n_{\max}=7$  en ec.(10)) de manera que hay 35 modos Zernike (Figura 3).

Con respecto a la magnitud de las aberraciones que toleran los ojos normales, esta no solo depende del comportamiento del sistema óptico ocular sino también del neuroretiniano, la imagen es registrada en conos de tamaño finito<sup>1</sup> (del orden de 1,5  $\mu\text{m}$  de diámetro) e intervienen factores neurológicos<sup>34</sup>. Guirao et al<sup>20</sup> obtienen valores del cociente de Strehl para ojos normales (con corrección convencional menor que 2 Dioptrías y agudeza visual con gafas mayor o igual a 0,8) para 3 grupos (24, 46 y 63 años de edad promedio) en condiciones de laboratorio tales que la pupila se dilata con gotas y se utilizan pupilas artificiales de 3; 4 y 6 mm. Dejando de lado las aberraciones convencionales, obtienen valores para el cociente de Strehl correspondiente a las aberraciones de orden superior. Teniendo en cuenta estos valores y la ec.(14) y si la longitud de onda de la luz es  $\lambda = 0.55 \mu\text{m}$ , por ejemplo se tiene

$$\begin{array}{ll} \text{SR}_{\text{HO}} = 0,4 \text{ para jóvenes con } 3 \text{ mm de pupila} & \text{entonces } \text{RMS}_{\text{HO}} = 0,07 \mu\text{m} \\ \text{SR}_{\text{HO}} = 0,1 \text{ para adultos con } 6 \text{ mm de pupila} & \text{entonces } \text{RMS}_{\text{HO}} = 0,08 \mu\text{m} \end{array}$$

Luego, los ojos normales no necesitan cumplir el requisito  $\text{SR} \geq 0,8$  ( $\text{RMS} < \lambda/14 = 0,039 \mu\text{m}$ ) fijado para otros sistemas y, aparentemente, les alcanza con  $\text{SR} = 0,1$  y  $\text{RMS}_{\text{HO}} = 0,08 \mu\text{m} \approx 0,1 \mu\text{m}$ .

### 5.3.2 Funciones transferencia del ojo

Para aplicar la Teoría de Fourier al ojo y dado que, a diferencia de otros sistemas, en un ojo normal la imagen siempre está en la retina cualquiera sea la distancia del objeto al ojo, se define la frecuencia espacial, que denominamos eficaz<sup>46</sup>, mediante  $U = 1 \text{ ciclo}/\alpha$  siendo  $\alpha$  el ángulo subtendido en el ojo por un período,  $d$ , de una red sinusoidal. Esta frecuencia se mide en ciclos en la red por grado de ángulo visual (en inglés, cycles per degree o cpd), es directamente proporcional a la frecuencia espacial  $v$  y depende de la distancia red-ojo,  $S$ , pues  $v = 1/d = (1 \text{ ciclo}/(\alpha S))(180^\circ/\pi)$  y resulta

$$U = 1 \text{ ciclo}/\alpha = n S (\pi / 180^\circ) \quad (15)$$

La iluminación en el ojo es incoherente y para un punto objeto, la distribución de luz en la retina es la función de punto extendida *PSF* (indicamos con letra inclinada que corresponde al ojo) la cual depende de la aberración del frente de ondas  $W(X', Y')$  (ecs.(3),(6)-(8)). Si se conoce *PSF*, puede calcularse la función transferencia óptica del sistema óptico ocular, *OTF*( $U$ ) que, de acuerdo con la Óptica de Fourier (ec.(8)) puede considerarse como superposición de funciones sinusoidales<sup>36</sup> cuyos coeficientes de peso son la *PSF* y, si  $K$  es una constante, es tal que

$$\text{OTF}(U) = K F\{PSF\} \quad (16)$$

Para un objeto extenso, la distribución de intensidad en la retina es tal que su transformada Fourier es el producto entre la transformada Fourier de la distribución de intensidad en el objeto y *OTF*( $U$ ), es decir

$$F\{\text{Intensidad en imagen}\} = \text{OTF}(U) \times F\{\text{Intensidad en objeto}\} \quad (17)$$

La función transferencia de modulación del sistema óptico ocular, *MTF*( $U$ ), es el cociente entre el contraste en la imagen retiniana y en el objeto, o sea

$$\text{MTF}(U) = C_{\text{retina}} / C_{\text{objeto}} \quad (18)$$

La función *MTF*( $U$ ) da idea de la capacidad del sistema óptico ocular de reproducir en la retina un patrón sinusoidal de frecuencia espacial  $U$  presente en el objeto<sup>20,22</sup> pero no alcanza para dar cuenta de la representación del objeto en el cerebro. La función transferencia global del sistema visual, *FSC*( $U$ ) es el producto entre *MTF*( $U$ ) y *FSPNR*( $U$ ) siendo *FSPNR*( $U$ ) la función transferencia de potenciación

neuroretiniana<sup>1</sup>. Dado que el contraste que puede medirse más fácilmente es el presente en el objeto, la curva  $FSC(U)$  versus  $U$  puede determinarse mediante el test psicofísico de sensibilidad al contraste midiendo el mínimo contraste de una red sinusoidal objeto que es posible detectar o discriminar<sup>1</sup> para una dada frecuencia espacial eficaz  $U$  perteneciente a cierto rango de frecuencias. Esta medición se basa en el supuesto que la respuesta perceptual umbral del sujeto es la misma en todo el rango evaluado. Teniendo esto en cuenta, la función transferencia global o Función Sensibilidad al Contraste se define como la inversa del contraste umbral<sup>46</sup>, es decir

$$FSC(U) = 1 / C_{objeto,umbral} \quad (19)$$

### 6. Aberrometrías corneales suministradas por el topógrafo SN CT1000

Varios topógrafos corneales tales como Keratron, OPD Nidek, KR-9000 PW de Topcon, etc proporcionan, además de los datos topográficos de la córnea, los concernientes a la aberrometría corneal. A modo de ejemplo, describimos como se expresan los datos en el topógrafo SN CT 1000 (desarrollado en Laboratorio Pfortner-Cornealent-Argentina y comercializado por Shin Nipón-Japón). A partir del perfil corneal suministrado por la topografía, el topógrafo<sup>43,46,48</sup> calcula los modos Zernike hasta orden 7 presentes en la aberración del frente de ondas corneal y el frente de ondas esférico, BFS, que mejor ajusta el frente real. El topógrafo (Figura 4) suministra los siguientes datos:

**Pupila:** se registran, además de los anillos de Plácido, la pupila ocular del paciente para la iluminación propia del equipo (260 lux en el ojo topografiado) y se tienen los valores de su diámetro y del desplazamiento de su centro respecto al eje queratométrico.

**OPD:** mapas de colores que indican OPD respecto del frente esférico ideal BFS.

**Coefficientes  $C_j$ :** gráfico de barras y listado de los valores de los coeficientes Zernike.

**$RMS_{HO}$ :** valor en micrones de la raíz cuadrática media de las aberraciones de orden superior

**$RMS_{HO+AST}$ :** valor en micrones de la raíz cuadrática media de la aberración del frente de ondas correspondiente a la suma de las aberraciones de orden superior, astigmatismo y tilt.

**SD:** diagrama de puntos en la retina si solo hubiese aberraciones corneales.

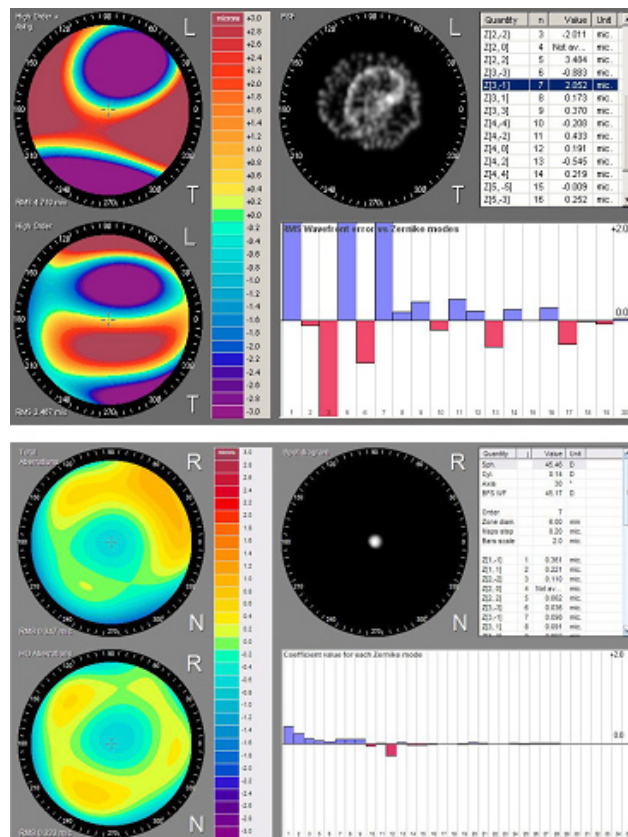


Figura 14: Aberrometría corneal para pupila de 6 mm: mapa de colores OPD para aberraciones de orden superior, astigmatismo y tilt (arriba izquierda), mapa de colores OPD para aberraciones de orden superior (abajo izquierda), diagrama de puntos y listado de coeficientes Zernike (arriba derecha), plot de barras de coeficientes Zernike (abajo derecha). Panel superior: ojo con queratocono, KISA%=2925 (sospecha de queratocono si 60<KISA%<100), RMS<sub>HO</sub>=2,5 μm. Panel inferior: ojo normal, RMS<sub>HO</sub>=0,3 μm



En la Figura 14 se muestran dos aberrometrías corneales evaluadas para una pupila ficticia de 6 mm centrada en el vértice corneal queratométrico (intersección de la córnea con el eje queratométrico cuando el sujeto mira el punto de fijación del topógrafo). En cada aberrometría se muestran el mapa de colores OPD para aberraciones de orden superior, astigmatismo y tilt (arriba izquierda), el mapa de colores OPD para aberraciones de orden superior (abajo izquierda), el diagrama de puntos y listado de coeficientes Zernike (arriba derecha) y el gráfico de barras de coeficientes Zernike (abajo derecha). En el panel superior se muestra el caso de un ojo con queratocono avanzado,  $KISA\%=2925$  (sospecha de queratocono si  $60 < KISA\% < 100$ ) para el cual domina la coma ( $C_7=2 \mu\text{m}$ ) y el astigmatismo ( $C_3=-2 \mu\text{m}$  y  $C_5=3,5 \mu\text{m}$ ) y se obtiene  $RMS_{HO}=2,5 \mu\text{m}$ . En el panel inferior se muestra el caso de un ojo normal para el cual domina la aberración esférica ( $C_{12}=-0,2 \mu\text{m}$ ) y  $RMS_{HO}=0,3 \mu\text{m}$ . Para diámetro pupilar de 6 mm las aberraciones del ojo normal son mucho menores que las del ojo con queratocono. En ambos casos, el diámetro pupilar natural determinado con el topógrafo en condiciones fotópicas, DP, es menor que 6 mm y las aberraciones de orden superior se reducen notablemente. Por ejemplo para el paciente con queratocono se tiene  $DP=2,8 \text{ mm}$  y, para esta pupila,  $RMS_{HO}=0,73 \mu\text{m}$  que es 3,5 veces menor que el valor obtenido para pupila de 6 mm. En condiciones escotópicas (por ejemplo manejo nocturno) la pupila se dilata y las aberraciones aumentan.

## Comentarios finales

La calidad visual depende del comportamiento de los sistemas óptico y neuroretiniano. El sistema óptico ocular, lejos de ser un sistema formador de imágenes perfecto, tiene difracción en la pupila, aberraciones en córnea y cristalino y, en algunos casos, scattering en el globo ocular. A pesar de estas limitaciones, el sistema visual busca la manera de lograr el mejor rendimiento posible utilizando un método de reconocimiento de formas robusto e invariante frente a aberraciones y demás problemas. Sin embargo, en muchos casos, la patología presente es de tal magnitud que el desempeño visual se ve afectado. En estos casos es necesario analizar y corregir las aberraciones y/o el scattering. Las aberraciones convencionales son tres, tilt, desenfoque y astigmatismo, se conocen y corrigen desde hace años e, independientemente del tamaño pupilar, se indican mediante el número de Dioptrías y orientación que debe tener el sistema corrector. Las aberraciones no convencionales, por el contrario, son muchas (aberración esférica, coma, trifolio, etc.), dependen fuertemente del tamaño pupilar y se miden en micrones que expresan la deformación del frente de ondas respecto del ideal. Debido a la participación del sistema neuroretiniano en la percepción de un objeto, conviene complementar los resultados referentes al sistema óptico ocular obtenidos por métodos objetivos con los referentes al sistema visual que surgen de pruebas psicofísicas tales como la de agudeza visual o la de sensibilidad al contraste. Haciendo uso de los métodos objetivos y psicofísicos disponibles en la actualidad es posible diagnosticar y corregir con éxito muchas deficiencias del ojo.

## Agradecimientos

La Dra Silvia A. Comastri agradece al CONICET por su autorización para realizar una asesoría en Laboratorio Pfortner Corneal SACIF en el transcurso de la cual fue desarrollado este trabajo. Se agradece al Sr. Ezequiel Carbón por la realización de las figuras.

## Bibliografía

1. P. Kaufman y A. Alm, Adler fisiología del ojo (Elsevier, Madrid, 2004)
2. D. D. Michaels, Visual Optics and refraction, a clinical approach (The C.V.Mosby Company, St Louis, 1980)
3. R. S. Longhurst, Geometrical and Physical Optics (Longman, London, 1973)
4. D. Malacara, Optical Shop Testing (John Wiley and Sons Inc, USA, 1978)
5. H. H. Hopkins, "Image formation by a general optical system. 1. General Theory", App. Opt. 24, 2491-2505 (1985)
6. E. Hecht and A. Zajac, Optica (Addison Wesley Iberoamericana S.A., Wilmington USA, 1986)
7. M. Born and B. Wolf, Principles of Optics (Pergamon Press, Oxford, 1987)

8. J. W. Goodman Introduction to Fourier Optics (Mc Graw-Hill, New York, 1996)
9. S. A. Comastri and J. M. Simon, "Ray tracing, aberration function and spatial frequencies", *Optik* 66, 175-190 (1984)
10. S. A. Comastri and J. M. Simon, "Field derivative of the variance of wavefront aberration", *J. Mod. Opt.* 36, 1073-1091 (1989)
11. S. A. Comastri, "Joint transform correlator: expansion of the aberration function for a compact design", *Pure and Applied Optics (J. European Opt. Soc.)* 4, 753-770 (1995)
12. J. M. Simon and S. A. Comastri, "Image forming systems: matrix formulation of the optical invariant via Fourier optics", *J. Mod. Opt.* 43, 2533-2541 (1996)
13. S. A. Comastri, J. M. Simon, R. Blendowske, "Generalized sine condition for image-forming systems with centering errors", *J. Opt. Soc. Am. A* 16, 602-611 (1999)
14. S. A. Comastri, "El ojo: lenguaje utilizado al calcular sus aberraciones", *Universo Visual, Publicación Jobson*, Mayo 2003, Buenos Aires (2003)
15. J. M. Simon and S. A. Comastri, "Coma free diffractive optical element", 5th Iberoamerican Meeting on Optics and the 8th Latin American Meeting of Optics, Lasers and their Applications, Isla Margarita Venezuela 3-8 October 2004, *SPIE Proc.* 5622, 1382-1387 (2004)
16. J. Liang, D. R. Williams and D. T. Miller, "Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics", *J. Opt. Soc. Am. A* 14, 2884-2892 (1997)
17. J. Liang and D. R. Williams, "Aberrations and retinal image quality of the normal human eye", *J. Opt. Soc. Am. A* 14, 2873-2883 (1997)
18. T. Salmon, L. Thibos and A. Bradley, "Comparison of the eye's wavefront aberration measured psychophysically and with the Shack-Hartmann wave front sensor", *J. Opt. Soc. Am.* 15, 2457-2465 (1998)
19. P. Artal and A. Guirao, "Contribution of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye", *Optics Letters* 23, 1713-1715 (1998)
20. A. Guirao, C. Gonzalez, M. Redondo, E. Geragbty, S. Norrby and P. Artal, "Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population", *Inv. Ophthalmol. Vis. Sci.* 40, 203-213 (1999)
21. A. Guirao and P. Artal, "Corneal wave aberration from videokeratography: Accuracy and limitations of the procedure", *J. Opt. Soc. Am. A* 17, 955-965 (2000)
22. R. Applegate, G. Hilmantel, H. Howland, E. Tu, T. Starck, J. Zayac, "Corneal first surface optical aberrations and visual performance", *J. Refr. Surg.* 16, 507-514 (2000)
23. R. Navarro, E. Moreno-Barriuso, S. Bará y T. Mancebo, "Phase plates for wave-aberration compensation in the human eye", *Optics Letters* 25, 236-238 (2000)
24. L. Thibos, R. Applegate, J. Schwiegerling, R. Webb and VSIA Standards Taskforce Members, "Standards for reporting the optical aberrations of eyes", *Vision Science and its Applications, Topsis Volume* 35 (2000)
25. R. Applegate, L. Thibos, A. Bradley, S. Marcos, A. Roorda, T. Salmon, D. Atchison, "Reference axis selection: Subcommittee report of the OSA working group to establish standards for measurement and reporting of optical aberrations of the eye", *J. Refr. Surg.* 16, 656-658 (2000)
26. H. Hofer, P. Artal, B. Singer, J. L. Aragón and D. Williams, "Dynamics of the eyes's wave aberration", *J. Opt. Soc. Am. A* 18, 497-506 (2001)
27. H. Hofer, L. Chen, G. Y. Yoon, B. Singer, Y. Yamauchi and D. Williams, "Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations", *Optics Express* 8, 631-643 (2001)
28. A. Guirao, D. R. Williams and I. G. Cox, "Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher order aberrations", *J. Opt. Soc. Am. A* 18, 1003-1015 (2001)
29. R. Applegate, H. Howland, S. Klyce, "Corneal aberrations and refractive surgery", *Customized Corneal Ablation: the quest for supervision (Slack Incorporated, USA)* 2001)
30. S. Marcos, S. Barbero, L. Llorente and J. Merayo-Lloves, "Optical response to myopic LASIK surgery from total and corneal aberration measurements", *Inv. Ophthalmol. Vis. Sci.* 42, 3349-3356 (2001)
31. S. Marcos, "Aberrations and visual performance following standard laser vision correction", *J. Refr. Surg.* 17, 596-601 (2001)
32. E. Moreno Barriuso, S. Marcos, R. Navarro and S. Burns, "Comparing laser ray tracing, the spatially resolved refractometer and the Hartmann-Shack sensor to measure the ocular wave aberration", *Optom. Vis. Sci.* 78, 152-156 (2001)
33. S. Barbero, S. Marcos, J. Merayo-Lloves, E. Moreno Barriuso, "Validation of the Estimation of Corneal Aberrations From Videokeratography in Keratoconus", *J. Refr. Surg.* 18, 263-269 (2002)

34. R. Navarro, O. Nestares, B. Antona y J. Hernandez, "Predicting visual acuity from measured ocular aberrations", SPIE Proc. of the Meeting of the International Commission for Optics, 971-972 (2002)
35. S. A. Comastri, G. Martin y T. Pfortner, "Aberraciones de orden superior en la córnea del ojo humano", Comunicación en la 88<sup>o</sup> Reunión de la Asociación Física Argentina, 2003
36. J. Pujol, J. Gispets and M. Arjona, "Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens designs", *Ophthal. Physiol. Opt.* 23, 347-360 (2003)
37. L. Gonzalez, R. Navarro, H. L. Hernandez Matamoros, "Efficient numerical modelling of the cornea and applications", 5th Iberoamerican Meeting on Optics and 8<sup>o</sup> Latin American Meeting on Optics, Lasers and their Applications, Isla Margarita Venezuela, SPIE Proc. (International Society for Optical Engineering) 5622, 119-125 (2004)
38. R. Navarro, P. Rodriguez, L. Gonzalez, J. Aporta and J. L. Hernandez-Matamoros, "Ray tracing in the human eye: measurement and modeling of optical aberrations", 5th Iberoamerican Meeting on Optics and 8<sup>o</sup> Latin American Meeting on Optics, Lasers and their Applications, Isla Margarita Venezuela, Proceedings SPIE (International Society for Optical Engineering) 5622, 113-118 (2004)
39. S. A. Comastri y T. Pfortner, "Información contenida en pruebas de resolución espacial", Ediciones Pfortner (Octubre 2004)
40. S. A. Comastri, R. Echarri and T. Pfortner, "Correlation between visual acuity and pupil size", 5th Iberoamerican Meeting on Optics and the 8th Latin American Meeting of Optics, Lasers and their Applications, Isla Margarita Venezuela, SPIE Proc. (International Society for Optical Engineering) 5622, 1341-1346 (2004)
41. S. A. Comastri, R. Echarri, E. Colombo y L. I. ssolio "Relación entre iluminación ambiente, tamaño pupilar y agudeza visual", Anales Asociación Física Argentina (Bahía Blanca 2004) 16, 73-77 (2004)
42. R. Blendowske, "Tolerating vertex distance changes for spherocylindrical corrections", *Optom. Vis. Sci.* 81, 880-883 (2004)
43. S. A. Comastri y G. Martin, "Análisis de datos queratométricos proporcionados por el Topógrafo Shin-Nippon CT 1000 para ojos normales", Comunicación en la Reunión de la Asociación Física Argentina (2005)
44. Huanqing Guo, Zhaoqi Wang, Qiuling Zhao, Wei Quan and Yan Wang, "Individual eye model based on wavefront aberration", *Optik* 116, 80-85 (2005)
45. S. A. Comastri, G. Martin and T. Pfortner "Analysis of pupil and corneal wave aberration data supplied by the SN CT 1000 topography system", *Optik* 117 issue 11, 537-545 (2006)
46. S. A. Comastri, J. M. Simon, G. Martin, E. Colombo, L. Issolio, J. Santillan, R. Aguirre, "Frecuencias espaciales en Óptica de Fourier y en Óptica Fisiológica: definiciones y aplicaciones", 8<sup>a</sup> Reunión Nacional de Óptica, Alicante, España 18-22 Septiembre 2006, Proc. Relación de Comunicaciones 168-171 (2006)
47. W. Adrian and R. Topolova, "Transient adaptation process: a model to predict its effects on vision", CIE 22nd Session 2, 121-133 (1991).
48. T. Pforner, S.A. Comastri y G. Martin, "Calidad visual: factores que la determinan y métodos para evaluarla y optimizarla", p. 39-64 Capítulo 5 del libro La córnea en apuros, Pablo Chiaradía y colaboradores, Ediciones Científicas Argentinas, Buenos Aires 2006.

