

# Modelo ocular humano con córnea irregular. Compensación óptica mediante lentes oftálmicas y lentes de contacto RPG

Sergi Herrero Hernández - O.C. 11.961

En el siguiente trabajo trataremos de evaluar la calidad visual en pacientes que presentan córneas irregulares. Se utilizará el modelo ocular de Liou & Brennan (1997) modificado y el soporte informático Zemax para poder comparar 3 casos reales: emélope, queratocono grado 3-4 y queratoplastia. Estudiaremos dos situaciones distintas: compensación con lentes de contacto rígidas permeables a los gases (LC RPG) y compensación con lentes oftálmicas (LO).

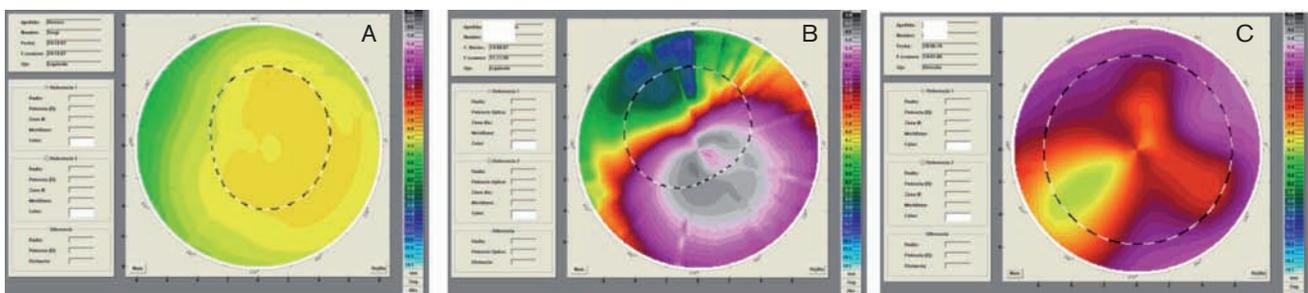


Figura 1. Topografías corneales de los pacientes seleccionados: A) emélope, B) queratocono, y C) queratoplastia.

## 1. INTRODUCCIÓN

Cuando la morfología corneal se encuentra considerablemente alterada, ya sea debido a patologías oculares o por algún tipo de cirugía corneal, las imágenes que se forman en retina suelen sufrir fuertes aberraciones producidas principalmente por la primera cara de la córnea. Son aberraciones ópticas monocromáticas de difícil neutralización, a veces imposible con sistemas convencionales como lentes oftálmicas o lentes de contacto blandas<sup>1</sup>. En esta situación, las LC RPG han demostrado ser clínicamente la mejor opción para restablecer una visión aceptable<sup>1</sup>. Los casos más frecuentes y que dan lugar a una calidad visual más deteriorada para el paciente suelen ser degeneraciones corneales, como el queratocono y la degeneración marginal pelúcida, traumatismos corneales, queratoplastias o complicaciones tras cirugía refractiva. Para llevar a cabo este trabajo se extrajeron los

coeficientes de los polinomios de Zernike de las topografías corneales capturadas con el topógrafo corneal Oculus Easygraph (Oculus Optikgerate GmbH). Asimismo, se utilizaron los valores keratométricos y de asfericidad corneal obtenidos con el mismo instrumento.

## 2. METODOLOGÍA Y RESULTADOS

Se analizaron 3 ojos de tres pacientes distintos: paciente emélope, paciente con queratocono y paciente con queratoplastia. Con el fin de conocer mejor cómo afectan las deformaciones corneales a la visión, los valores utilizados inicialmente fueron los definidos por el modelo ocular de Liou & Brennan que se muestra en la **Tabla 1**<sup>2</sup>. Se trabajó fuera de eje, a una distancia angular de 5°, lugar donde supuestamente se encuentra la fovea<sup>2</sup>. Se trabajó sin acomodación y se evaluó el sistema para trabajar con una sola longitud de onda. Posteriormente se modi-

ficaron los valores de radio central y asfericidad corneal seleccionando la córnea como una superficie especial. Keith B. Doyle y col. concluyeron que el método más práctico para caracterizar una superficie compleja con Zemax es mediante Zernike Standard Sag<sup>3</sup>. Con este sistema, conociendo el radio central de la superficie, la asfericidad que tiene y los coeficientes de Zernike, es posible representar cualquier superficie. Los valores de curvatura central, asfericidad y coeficientes de Zernike de hasta orden 8 se exportaron directamente del software del topógrafo corneal Oculus Easygraph, se ordenaron y se prepararon en un archivo DAT para ser importados desde el menú del extra data del programa Zemax. Se optimizó el sistema dejando como variable la distancia de la cámara posterior para el ojo emélope. De este modo, la imagen proveniente del infinito forma una imagen nítida en el plano imagen (la retina). Se modificaron manualmente los valores de la cámara anterior y

Tabla 1. Modelo ocular de Liou &amp; Brennan.

Superficie	n	R	Q	Separación	N 0,0	N 0,1	N 0,2	N 1,0
Aire	1.00							
Cara anterior córnea		7.77	-0.22	0.55				
Córnea	1.376							
Cara posterior córnea		6.4	-0.6					
Cámara anterior (H. acuoso)	1.336			3.16				
Iris (4 mm)								
Cámara anterior (H. acuoso)	1.336							
Cara anterior cristalino		12.4	-0.94					
GRIN anterior	1.368			1.59	1.368	0.049057	-0.015427	-0.001978
GRIN intermedio	1.368			2.43	1.407	0	-0.006605	-0.001978
Cristalino posterior		-8.1	0.96					
Cámara posterior (vítreo)	1.336			16.27				
Retina		-12						

posterior para los dos pacientes con córneas irregulares (queratocono y queratoplastia) manteniendo una condición miópica, puesto que es la más habitual en este tipo de alteraciones oculares. Se simularon los casos bajo la mejor compensación óptica con lentes de contacto y lentes oftálmicas, y se analizó:

- La función de transferencia de un punto PSF (*point spread function*). Esta función representa cómo es la imagen de un punto que atraviesa el sistema óptico y forma su imagen en el plano de la retina. Así, cuanto mayor es la aberración ocular, más dispersa será la imagen de dicho punto.
- La función de transferencia de modulación MTF (*modulation transfer function*). Describe la modificación de ondas sinusoidales a través del sistema óptico; es la relación entre el contraste de la imagen real y la imagen en retina y, por tanto, muy similar a la función de sensibilidad al contraste. También puede ser interpretada como la transformada de Fourier de la PSF.

- El error cuadrático medio RMS (*root mean square*), que permite definir el nivel de aberración. Cuanto más elevado es este valor, mayor es el nivel de aberración. El valor "cero" teórico supondría una correlación perfecta entre el frente de onda del sistema óptico y el frente de onda esférico perfecto, es decir, el sistema no tendría aberraciones ópticas monocromáticas.

- Procesamiento de imágenes de optotipos y fotografías a través de los modelos oculares simulados.

Las topografías corneales de los pacientes se muestran en la **Figura 1**. La **Figura 1 (A)** corresponde a la topografía corneal del ojo izquierdo de un paciente emétrope. En su ficha optométrica muestra un ligero astigmatismo refractivo que no utiliza en la vida real. La agudeza visual, sin compensación óptica, es de 1.2. En este caso no se utilizó ningún sistema compensador. Únicamente se recalculó, partiendo del modelo citado anteriormente, la distancia de la cámara vítrea para conservar la condición de emetropía. Los resultados

encontrados en este paciente sirven de referencia para los demás casos. La **Figura 1 (B)** corresponde a la topografía corneal de un queratocono avanzado (grado 3-4 según la escala de Amsler). En este caso no fue posible obtener una graduación fiable en gafa. Sin embargo, con lentes de contacto RPG alcanzaba una AV de 0,7. La **Figura 1 (C)** muestra la topografía de un trasplante corneal y alcanzaba una AV de 0.7 con su compensación óptica y de la unidad con LC RPG.

### 2.1. Análisis del frente de onda producido por la córnea (cara anterior)

Los valores de RMS (*root mean square*) corneal de aberraciones de alto orden (desde el 3<sup>er</sup> hasta el 8<sup>o</sup> orden) para el paciente emétrope fue de 0.180, para el paciente con queratocono fue de 1.926 y para el paciente con queratoplastia fue de 1.605. Los TSA, valores RMS corneales de aberraciones esféricas de alto orden ( $C_4^0$ ,  $C_6^0$ , y  $C_8^0$ ), fueron de 0.339 para el paciente emétrope, de 3.621 para el paciente con queratocono y de 1.678 para el paciente con

Tabla 2. Características de las topografías corneales de los pacientes seleccionados.

Paciente	Diámetro pupilar	Ro	Q	RMS HOA	TSA	TCA
Emétrope	6	8.15	-0.324	0.180	0.339	0.339
Queratocono	6	5.06	-2.22	1.926	3.621	4.003
Queratoplastia	6	7.4	0.756	1.605	1.678	1.679

Ro: radio central. Q: asfericidad. RMS (cara anterior de la córnea para aberraciones de alto orden). TSA (aberración esférica total). TCA (aberración coma total).

queratoplastia, y los TCA, valores de RMS para el coma ( $C_3^{-3}$ ,  $C_3^3$ ,  $C_5^{-3}$ ,  $C_5^3$ ,  $C_7^{-3}$ ), fueron de 0.339 para el paciente emétrope, de 4.003 para el paciente con queratocono y de 1.679 para el paciente con queratoplastia. En la **Tabla 2** se resumen los resultados. De los análisis de RMS, de alto orden total, esférico y

de coma, se espera que la calidad visual del paciente con queratocono sea la más deteriorada de los tres casos. Cabe esperar que exista alguna modificación del frente de onda, una vez atravesase el sistema óptico. Por esta razón analizaremos también los valores RMS totales del globo ocular simulado.



Figura 2. Representación gráfica de los coeficientes de Zernike corneales de alto orden (de tercer hasta sexto orden) para una pupila de 6 mm.

Tabla 2. Características de las topografías corneales de los pacientes seleccionados.

Paciente	Diámetro pupilar	RMS HOA	TSA	TCA
Emétrope	6	0.099	0.083	0.176
Queratocono + gafa	6	2.536	3.643	3.972
Queratocono + LC RPG	6	0.270	0.370	0.424
Queratoplastia + gafa	6	0.876	1.918	0.878
Queratoplastia + LC RPG	6	0.145	0.323	0.144

RMS (para aberraciones desde orden 3 hasta 6). TSA (aberración esférica total). TCA (aberración coma total).

## 2.2. Análisis visual de los tres pacientes

Los valores de RMS de alto orden (HOA; *high order aberration*) totales del globo ocular, para el modelo teórico emétrope, nos muestran un nivel de aberraciones reducido, sobre todo de aberración esférica y de coma. Observamos, sin embargo, que para el paciente con queratocono, cuando se compensa con lente oftálmica, parecen aumentar las HOA. Sin embargo, no se aprecia una modificación considerable en las aberraciones esférica y comática respecto a las corneales. Cuando la compensación se realiza mediante LC RPG se observa un descenso de las HOA muy evidente. Algo similar sucede con el paciente con queratoplastia. Sin embargo, la combinación de aberraciones internas y lentes oftálmicas parece reducir sutilmente cierto grado de aberraciones de alto orden respecto a las corneales de forma individual, aunque no es lo que se puede apreciar para los valores de aberración esférica (TSA corneal=1.678 y TSA total con L.Oft.=1.918), tal como se muestra en la **Tabla 3**.

En la **Figura 3** se muestran los resultados del análisis de la MTF y de la PSF para el paciente emétrope. Empezamos describiendo el comportamiento de este tipo de ojo por considerarlo normal (agudeza visual 1.0 en la realidad). De este modo tenemos el equivalente a un sistema ocular ideal, así que nos servirá como referente de funcionamiento. Los diámetros pupilares para los cálculos fueron de 4 mm. Se recalculó la distancia de la cámara vítrea para encontrar la mejor posición donde situar la retina. La MTF se representó en dirección sagital y tangencial, además de mostrar también una línea que representa el límite debido a la difracción. Se acotaron los valores de frecuencia espacial en Zemax de 0 c/mm a 100 c/mm. En mediciones oculares, la frecuencia espacial se mide en c/deg (ciclos por grado). Sin embargo, en el estudio de sistemas ópticos es más habitual utilizar c/mm (ciclos por milímetro). El límite retiniano se encuentra en 60 c/deg<sup>4</sup>, en un sistema libre de aberraciones. Suponiendo que presentásemos un test de sensibilidad al contraste

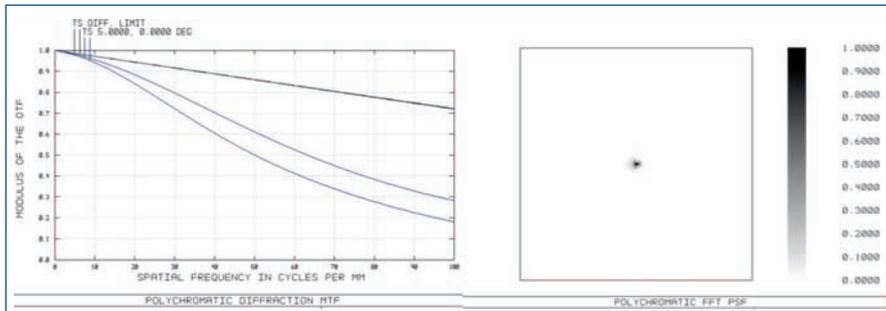


Figura 3. MTF y PSF del paciente emétrepe.

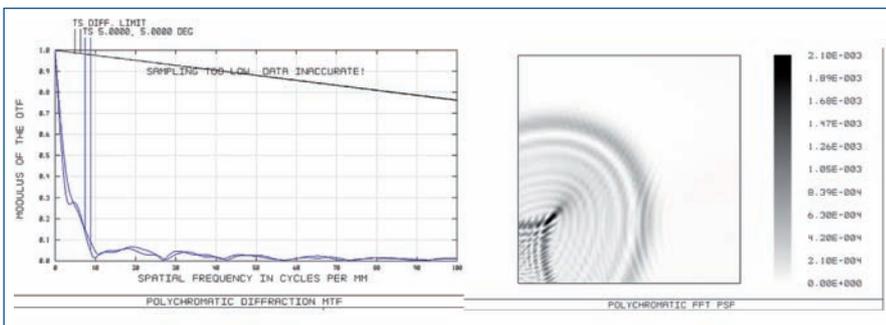


Figura 4. MTF y PSF del paciente con queratocono compensado con lentes oftálmicas.

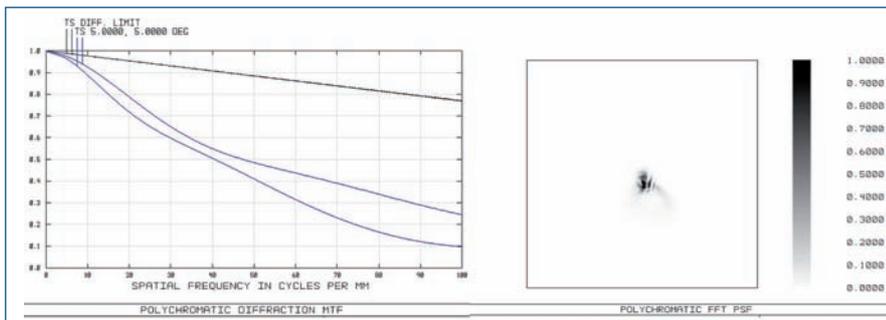


Figura 5. MTF y PSF del paciente con queratocono compensado con lentes de contacto RPG.

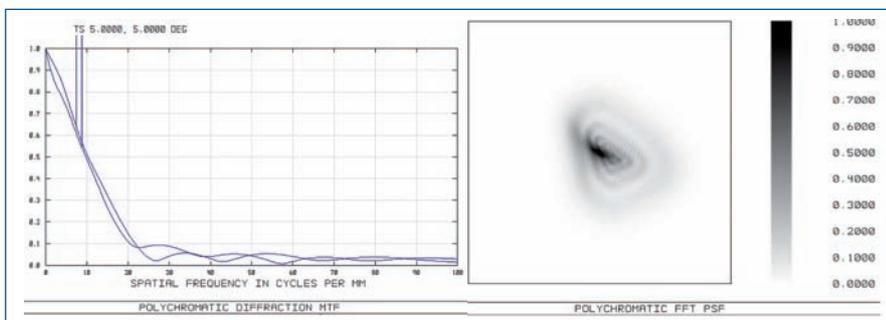


Figura 6. MTF y PSF del paciente con queratoplastia compensado con lentes oftálmicas.

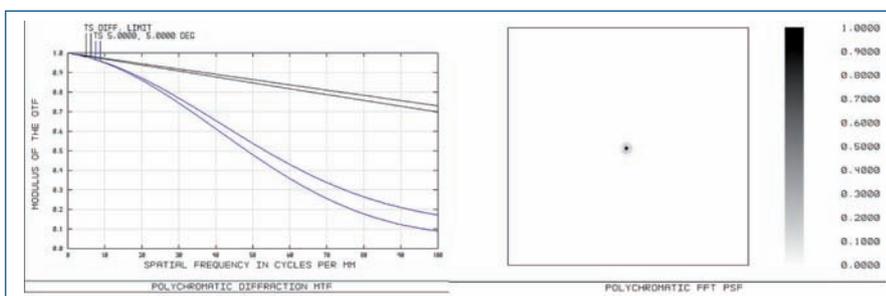


Figura 7. MTF y PSF del paciente con queratoplastia compensado con lentes de contacto RPG.

con franjas a una distancia de 6 m, correspondería a un límite 100 c/mm, es decir, 60 c/deg corresponden a 100 c/mm aproximadamente. Según los resultados, ópticamente nuestro paciente emétrepe es capaz de discernir las frecuencias más bajas, medias y altas, aunque con más dificultad para estas últimas. La PSF no muestra una dispersión importante. Los resultados del análisis de la MTF para los pacientes con queratocono y queratoplastia se presentan en las **Figuras 4 y 6**. Compensados con lentes oftálmicas, muestran una dificultad muy importante en frecuencias medias y altas. Tan solo son capaces de discernir frecuencias espaciales bajas. La PSF para ambos casos muestra una dispersión considerable que define con bastante franqueza la calidad visual tan deteriorada que se podía esperar tras los valores RMS mostrados anteriormente. Sin embargo, los mismos análisis, pero compensados con LC RPG, muestran resultados totalmente opuestos. Las MTFs y PSFs para ambos casos se acercan notoriamente a los mismos resultados encontrados para el paciente emétrepe utilizado como referencia, tal como se observa en las **Figuras 5 y 7**.

### 3. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Hemos comprobado que es posible simular la visión que presentan pacientes que han sufrido cambios importantes en la regularidad de la curvatura corneal anterior, ya sea debido a cirugía corneal, traumatismos o por algún tipo de patología. Hemos realizado los cálculos manteniendo los valores del ojo teórico de Liou & Brennan por lo que corresponde a medios intraoculares. Sin embargo, hemos realizado algunas modificaciones en las longitudes axiales de los ojos para que se adecuaran a la realidad de los pacientes. La topografía corneal nos ha permitido caracterizar, a través de los coeficientes de Zernike, la superficie corneal, con la finalidad de analizar aspectos visuales relevantes y objetivos como son la MTF, la PSF y el RMS. También ha sido posible evaluar la calidad óptica añadiendo las superficies ópticas que simulan la lente de contacto RPG y las lentes oftálmicas. Hemos corroborado lo que



Figura 8. Simulación visual del paciente emétrope.

sucede en la realidad; las LC RPG ofrecen mejor calidad visual que las lentes oftálmicas<sup>5</sup> (en las Figuras 8, 9, 10, 11, 12 y 13 se pueden comprobar las simulaciones visuales de imágenes reales observadas por los tres pacientes).

La ganancia visual se explica gracias a la lágrima situada entre la lente de contacto y la propia córnea, que enmascara la irregularidad corneal debido a la pequeña diferencia entre índices de refracción que los separan, además de ofrecer una superficie frontal (lente de contacto) totalmente lisa y regular. El Programa Zemax ha mostrado ser de gran ayuda para simular condiciones de trabajo reales aun siendo estáticas. Sería interesante representar lo que sucede cuando la lente se mueve tras cada parpadeo, en una secuencia continua y en tiempo real, para explicar y conocer mejor en qué momentos y durante cuánto tiempo el paciente pierde calidad visual. No obstante, con lentes de gran diámetro, tipo escleral, este problema se resuelve bien, puesto que este tipo de lente tiene menos movimiento<sup>6</sup>.

Los valores RMS han sido utilizados por varios investigadores para estudiar el comportamiento óptico ocular. Castillo<sup>7</sup> muestra la propuesta de Alió de utilizar el RMS TC (coma) para clasificar el queratocono. Para un grado III, el valor RMS TC debe encontrarse entre 3.50 y 4.50, situación que coincide con la clasificación realizada para nuestro paciente de queratocono previo al estudio. Pan-



Figura 9. Simulación visual del paciente con queratocono. Izquierda compensado con lentes oftálmicas y derecha con lentes de contacto RPG.



Figura 10. Simulación visual del paciente con queratoplastia. Izquierda compensado con lentes oftálmicas y derecha con lentes de contacto RPG.

tanelli y col, mediante la medición de frentes de onda en paciente con queratocono y queratoplastia, trataron de caracterizar este tipo de pacientes y concluyeron que los pacientes con queratocono muestran un RMS medio de 2,24, y es la aberración más importante, mientras que, para pacientes trasplantados de córnea, la media de RMS se sitúa en torno al 2,25 y son las aberraciones trébol las más destacables<sup>8</sup>. Los valores RMS de alto orden obtenidos, una vez simulada la lente de contacto, en pacientes con queratocono y queratoplastia son de 0,27 y 0,145, respectivamente, comparados con el valor de 0,099 calculado para el paciente emétrope. Observamos que existe aún la posibilidad de mejorar la calidad visual, sobre todo para el caso de queratocono. En este sentido, López-Gil et al<sup>9</sup> investigaron la posibilidad de compensar aberraciones de alto orden

mediante lentes de contacto fabricadas específicamente bajo tecnología "free form" y controladas por frente de onda. Los resultados que encontraron ponen de manifiesto lo mencionado anteriormente. Los movimientos de la lente complican la corrección de este tipo de aberraciones, sobre todo para pacientes normales donde el RMS no es muy elevado. Sin embargo, podrían ser de ayuda para pacientes con RMS de mayor grado, como son los casos que hemos presentado.

Actualmente, la tecnología de fabricación de lentes de contacto permite elaborar lentes asimétricas tanto de curva interna como externa, y, gracias a las simulaciones visuales mediante sistemas informáticos como Zemax, sería posible diseñar lentes con la geometría más apropiada para cada caso. En un futuro podrían existir programas informáticos de fácil uso y al

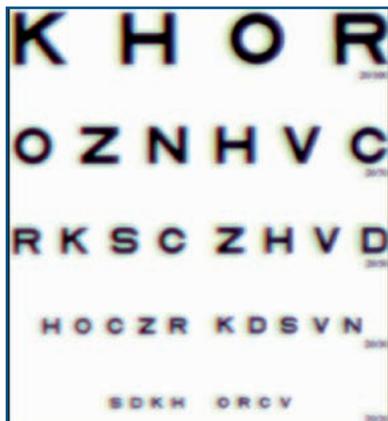


Figura 11. Simulación visual del paciente emétrope.

Existen estudios que sugieren que el RMS por sí solo no es un buen indicador visual<sup>9</sup>. Por tanto, la utilización de la MTF y de la PSF es necesaria. La MTF es un parámetro objetivo de calidad óptica que aporta mucha información sobre el funcionamiento y calidad de un sistema óptico. Se trata de medir cómo transfiere cada frecuencia espacial a través del sistema óptico para formar la imagen.

Una frecuencia espacial baja es lo mismo que el concepto de agudeza visual baja o visión de detalles gruesos, mientras que frecuencias espaciales altas

vatura corneal posterior, en los casos de queratocono y queratoplastia, puesto que la hemos mantenido en una relación proporcional al modelo teórico utilizado. Para próximos estudios sería interesante utilizar tomógrafos corneales, como el Oculus Pentacam, capaces de tomar mediciones de espesor corneal, topografía corneal posterior y profundidad de la cámara anterior, así como biometrías para describir los modelos oculares con más precisión. Del mismo modo sería también de especial interés medir las aberraciones reales, CSFs y PSFs para confrontar los resultados con los modelos teóricos en Zemax. Esto redundaría en una investigación más precisa de cuáles son los diseños de LC RPG o blandas, más apropiados para pacientes que presentan notables aberraciones ópticas de alto orden. ●

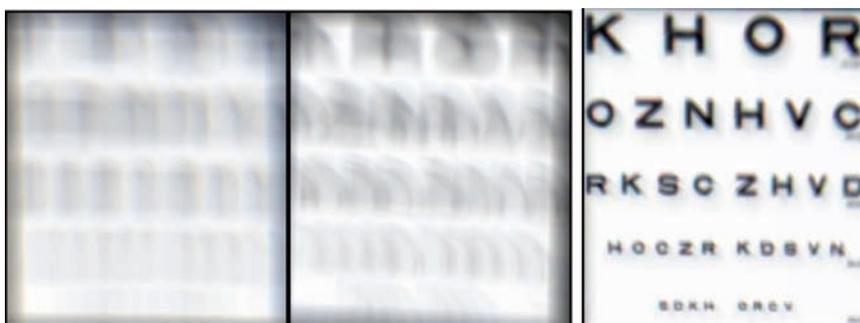


Figura 12. Simulación visual del paciente con queratocono. Izquierda sin corrección, en medio compensado con lentes oftálmicas, y derecha con lentes de contacto RPG.

#### AGRADECIMIENTOS

A Santi Royo por la ayuda prestada en el desarrollo del trabajo, a Conóptica SL por haber prestado el equipo y los recursos necesarios y a Marta Sequera por sus recomendaciones finales.

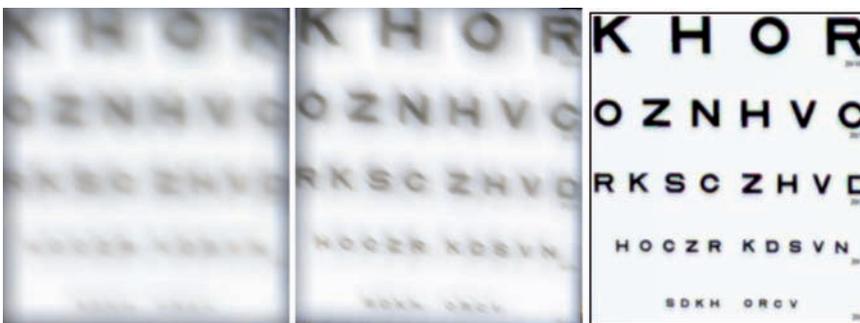


Figura 13. Simulación visual del paciente con queratoplastia. Izquierda sin corrección, en medio compensado con lentes oftálmicas, y derecha con lentes de contacto RPG.

alcance del adaptador de lentes de contacto que, junto a la topografía corneal y a la aberrometría total del ojo, diseñasen lentes individualizadas con las características visuales específicas para cada paciente.

Los resultados de este estudio también concuerdan con los hallados por Pantanelli y col<sup>9</sup>. El coma es la aberración de alto orden más importante para el queratocono. Sin embargo, la aberración esférica es la más destacable para el caso de queratoplastia en nuestro caso, probablemente por el fuerte componente de excentricidad negativa que presentaba la córnea del paciente.

se asemejan al concepto de agudeza visual alta o visión de detalles finos. Por consiguiente, según los modelos teóricos empleados en este caso, los pacientes compensados con lentes de contacto RPG en córneas irregulares deben incrementar su agudeza visual significativamente si no existe ningún otro problema interno. No obstante, la MTF y la CSF (función de sensibilidad al contraste), aun siendo muy parecidas, no tienen por qué ser idénticas, puesto que existen mecanismos neuronales que procesan la imagen retiniana y, en muchas situaciones, la mejoran. En nuestro modelo, para ser más fiable, faltaría caracterizar también la cur-

#### BIBLIOGRAFÍA

1. Griffiths M, Zahner K, Collins M, et al. Masking of irregular corneal topography with contact lenses. *CLAO J* 1998;24:76-81.
2. Smith et al. Ocular Aberrations with a Schematic Human Eye. *Optometry and Vision Science*, Vol. 85, No. 5, May 2008
3. Keith B. Doyle, Optical modeling of finite element surface displacements using commercial software [www.sigmadyne.com/sigweb/downloads/SPIE-5867-18.pdf](http://www.sigmadyne.com/sigweb/downloads/SPIE-5867-18.pdf)
4. David A. Atchison, George Smith *Optics of the human eye* Edición: ilustrada, reimpresión Elsevier Health Sciences, 2000
5. Ramkumar Sabesan et al. Vision improvement by correcting higher-order aberrations with customized soft contact lenses in keratoconic eyes *April 15, 2007 / Vol. 32, No. 8 / Optics Letters*
6. A.J.M. Geerards et al. Incidence of Rigid Gas-Permeable Contact Lens Wear After Keratoplasty for Keratoconus. *Eye & Contact Lens* 32(4): 207-210, 2006
7. Del Castillo Ruiz y col. Aberraciones corneales de alto orden. ¿Un método para graduar al queratocono? *Rev Mex Oftalmol* Noviembre-Diciembre 2008; 82(6)
8. Pantanelli et al. Characterizing the Wave Aberration in KC and PK *Ophthalmology* Volume 114, Number 11, November 2007
9. N. López-Gil et al. Limitations of the ocular wavefront correction with contact lenses *Vision Research* xxx (2009) xxx-xxx