

# 21. Medida de la Asfericidad Corneal

Luis Miguel González Fernández, José Luis Hernández Matamoros

## SUPERFICIES ASFÉRICAS

*Asférica: dicese de aquella superficie que aun pareciendo esférica no lo es y que puede describirse matemáticamente mediante una combinación de funciones polinomiales.*

La acción refractiva de toda superficie óptica está gobernada por dos parámetros principales: la curvatura de su superficie y la diferencia entre los índices de refracción de los medios que separa. A diferencia de otros medios oculares la córnea se considera una *superficie refractiva* al producirse la mayor refracción en su cara anterior. Esto se debe a la enorme diferencia de índice existente entre el aire ( $n=1$ ) y el interior de la córnea ( $n=1,376$ ) que produce un poder refractor de aproximadamente 49 dioptrías. La cara posterior de la córnea, por su parte, separa dos medios con índices muy próximos, de hecho el del acoso ( $n=1,336$ ) es ligeramente menor que el de la córnea, restando poder refractor a la córnea como conjunto hasta dejarla en un total de unas 43 dioptrías. Un comportamiento similar se aprecia también en la contribución a las aberraciones del ojo entre las caras anterior y posterior de la córnea (1). Este hecho diferencia radicalmente a la córnea del cristalino, en donde la distribución del índice de refracción no es constante, y por tanto, cobra tanta importancia la refracción que se produce en su superficie como el efecto refractor del gradiente de índice.

La superficie corneal adopta una forma irregular que no puede ser descrita matemáticamente de forma exacta. Sin embargo, existen superficies matemáticas simples cuya expresión algebraica es sencilla, que pueden representar de forma aproximada el aspecto de la córnea. Una esfera es una superficie de este tipo que queda definida solamente por un parámetro, su radio de curvatura. Resulta evidente que la representación de la córnea como una superficie esférica es muy inexacta pero para algunos propósitos, como la determinación del error refractivo, es suficiente. A medida que necesitamos profundizar

en el conocimiento óptico de la córnea necesitamos recurrir a modelos de superficies matemáticas más complejas que describan la córnea con mayor precisión: técnicamente se trata de hallar superficies que reduzcan el error entre la superficie modelizada y la córnea real. En este contexto surgen las superficies asféricas y como un caso particular de ellas las superficies cónicas. Estas superficies ya no quedan descritas por un solo parámetro como era el radio de curvatura en el caso de la esfera, sino que en función de su complejidad matemática pueden venir descritas por un número indeterminado de parámetros, tanto mayor cuanto mayor sea ésta. El error entre la superficie modelizada y la córnea real se cuantifica a través del «error cuadrático medio», (RMS de su acrónimo en ingles, *root mean square*).

El aspecto que toma la cara anterior de la córnea tiene un efecto determinante sobre su comportamiento óptico. Históricamente, el modelado del

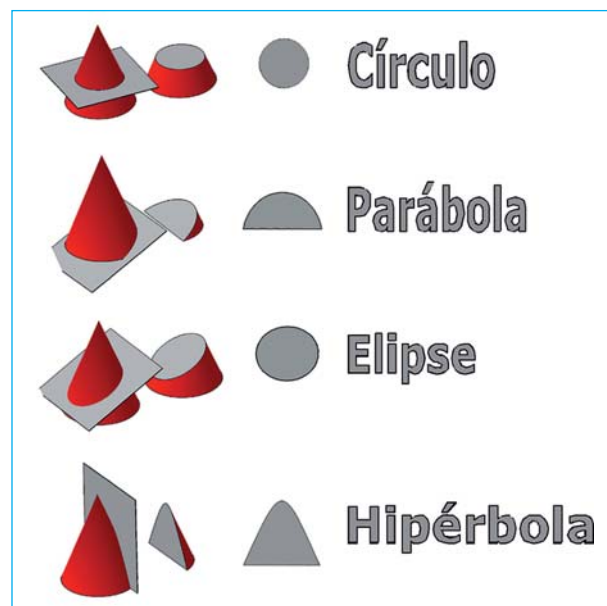


Fig. 1: Secciones cónicas.

ojo se limitó a superficies ópticas esféricas. La superficie corneal quedaba así descrita por una sola variable,  $R$ , su radio de curvatura. Sin embargo, se halló que las superficies esféricas predecían una aberración esférica muy superior a la observada realmente tanto en la córnea (2) como en el ojo completo (3). Esta discrepancia se superó con la simple introducción de modelos cónicos, más realistas, tanto para la córnea como para el cristalino (4). Los modelos cónicos son aquellos que utilizan secciones cónicas para representar el aspecto de una superficie (5-8,21).

Una sección cónica se obtiene al cortar un cono con un plano (fig. 1). Dependiendo de la orientación del plano respecto al cono se obtienen las cuatro secciones cónicas fundamentales: círculo, parábola, elipse e hipérbola, que al girar respecto a su eje de simetría generan las superficies de revolución conocidas como esfera, paraboloide, elipsoide e hiperboloide, respectivamente. El modelo cónico tiene simetría de revolución mientras que la córnea normal generalmente presenta astigmatismo con un radio de curvatura horizontal ligeramente mayor que el vertical. Este hecho es referido habitualmente como toricidad de la córnea (9), ya que las superficies tóricas representan el método clásico de generar poder refractor tanto de esfera como de cilindro. Sin embargo, el modelo cónico permite estudiar el efecto de la asfericidad de la córnea sobre la calidad de la imagen retiniana (10). Estos dos modelos, cónico y tórico, se han fundido en estudios recientes, utilizando una superficie base bicónica para representar y ajustar tanto la superficie corneal como las del cristalino (11). El modelo bicónico, que incluye cuatro variables, dos radios y dos constantes cónicas en meridianos perpendiculares entre sí, es el más completo dentro de los modelos básicos, permite derivar las principales propiedades de la córnea y considerar en un único modelo la naturaleza astigmática de la córnea y la variación de los radios de curvatura con el diámetro de la zona óptica corneal.

## DETERMINACIÓN Y CUANTIFICACIÓN DE LA ASFERICIDAD

Los dos parámetros de interés en toda sección cónica son: el radio apical, o radio del círculo tangente al ápex de la sección cónica, y la excentricidad, parámetro que mide la variación de esta curvatura con la distancia al ápex corneal. Algunos autores miden esta variación de la curvatura a través del factor de forma  $p$  o la constante cónica  $Q$  por

una simple razón de conveniencia. Esta última,  $Q$ , es el parámetro más extendido en topografía corneal (Eyesys, Orbscan) para medir la asfericidad de la córnea. Toma el valor 0 cuando ésta es una esfera y  $-1$  cuando es un paraboloide. Cuando su valor está comprendido entre 0 y  $-1$  corresponde a un elipsoide prolato (la córnea se aplana hacia la periferia) mientras que cuando es positiva,  $Q > 0$ , corresponde a un elipsoide oblato (la córnea se curva aún más hacia la periferia). Para  $Q$  menores de  $-1$  la córnea se comporta como un hiperboloide. El valor promedio de la asfericidad para una córnea normal dependerá por tanto del tipo de modelo elegido para la superficie corneal (fig. 2).

La asfericidad corneal viene determinada por la asfericidad de la cónica que mejor se ajusta a los datos de elevación, o dicho de otra forma, que mejor la representa. Por tanto, y ya de forma práctica, para conocer su valor deberemos primero, elegir el modelo de córnea que queremos usar (si es cónico la asfericidad quedará determinada por un solo parámetro, si es un modelo elipso-tórico quedará determinada por dos valores, uno para cada meridiano principal) y segundo, determinar la cónica que mejor representa a la córnea. Este último paso se corresponde con un proceso matemático de optimización que trata de ha-

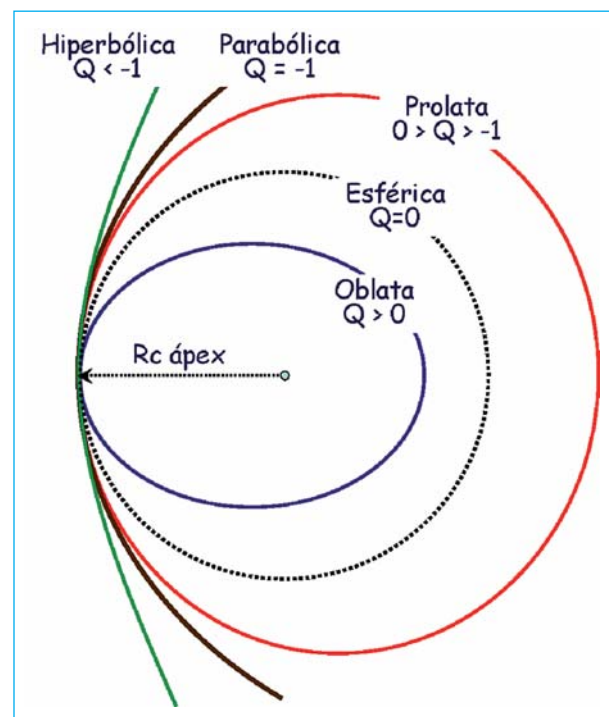


Fig. 2: Geometría de los distintos aspectos que puede tomar la superficie corneal anterior para distintos valores de la constante cónica,  $Q$ . La constante cónica no tiene dimensiones.

**Tabla 1. Comparativa entre modelos para los radios de curvatura y constantes cónicas correspondientes a un estudio realizado sobre 123 córneas normales (23)**

Modelo		Radio de curvatura (mm)	Constante cónica, Q
Esférico		7,90 ± 0,24	–
Cónico		7,61 ± 0,26	-0,38 ± 0,13
Bicónico	Horizontal	7,60 ± 0,27	-0,43 ± 0,14
	Vertical	7,52 ± 0,27	-0,36 ± 0,19
Elipsoidal	Horizontal	7,63 ± 0,29	-0,46 ± 0,14
	Vertical	7,40 ± 0,28	-0,48 ± 0,14

El modelo incluido en último lugar corresponde a un elipsoide orientado en la dirección del eje óptico de la córnea y no en el eje queratométrico como los anteriores (23).

llar los valores de curvatura y constante cónica que minimizan el error entre la superficie modelizada y la córnea real. No existe ningún equipo que pueda medir la constante cónica o excentricidad de la córnea de forma directa: ésta debe derivarse después de hallar matemáticamente la superficie cónica o bicónica que mejor se ajuste a los datos de elevación tomados con el topógrafo corneal.

La tabla 1 incluye los datos de asfericidad de la córnea normal para un grupo de 123 pacientes (23). Aunque los datos corresponden a una pequeña población existe una gran variabilidad entre individuos, el 20% de los ojos normales muestra córneas oblatas, cuasi-parabólicas o hiperbólicas. Todas ellas tienden hacia la esfericidad con la edad. No se ha observado una correlación fuerte entre la asfericidad y la ametropía pero sí una pequeña tendencia hacia la córnea más prolatas en miopes y más oblatas en hipermetropes.

Como hemos visto, la representación de la superficie corneal mediante una sección cónica permite entender la asfericidad corneal y ofrece una descripción cuantitativa. Además, constituye la raíz para comprender ciertas aberraciones ópticas del ojo.

La selección del modelo corneal debe hacerse en base a dos principios básicos: sencillez en el procesamiento y generalidad en los resultados. Se trata de caracterizar con la mayor fidelidad las principales propiedades físicas, geométricas y refractivas de la córnea media, según el principio de reproducir fielmente la observación experimental, y predecir a su vez el comportamiento ante distintos escenarios, como por ejemplo la cirugía refractiva. Los modelos mencionados anteriormente son básicos, y como tales, no contemplan ciertas propiedades existentes en la córnea normal, como el descentramiento del ápex corneal con respecto al eje óptico o irregularidades no simétricas, y limitan su uso para córneas anormales como son las resultantes tras cirugía refractiva. En este caso habría que usar modelos ópticos matemáticamente más complejos cuya interpretación ya no resulta evidente.

A partir del uso masivo y actual de los topógrafos corneales se ha podido observar que las topografías reales no se ajustan a ninguno de los modelos ideales propuestos sino que más bien muestran diferentes irregularidades y diferencias con

**Tabla 2. Modelos más extendidos de parametrización de la superficie corneal**

Modelo	Radios de curvatura	Constante Cónica	Parámetros	Propiedades
Esférico	$R$		1	Muy simple, no considera asfericidad de la córnea. Error RMS típico = 20 micras
Cónico	$R$	$Q$	2	Simple pero general. Es el más extendido en clínica. Error RMS típico = 18 micras
Tórico	$R_x, R_y$		2	La córnea no es esférica, predice el astigmatismo corneal. Error RMS típico = 15 micras
Bicónico	$R_x, R_y$	$Q_x, Q_y$	4	Es el más general dentro de los modelos simples. Error RMS típico = 12 micras
Elipsoidal	$R_x, R_y$	$Q_x, Q_y$	9	Completo pero matemáticamente complejo, predice además de la asfericidad y curvatura de la córnea, su orientación y descentramiento respecto al eje queratométrico. Error RMS típico = 6 micras

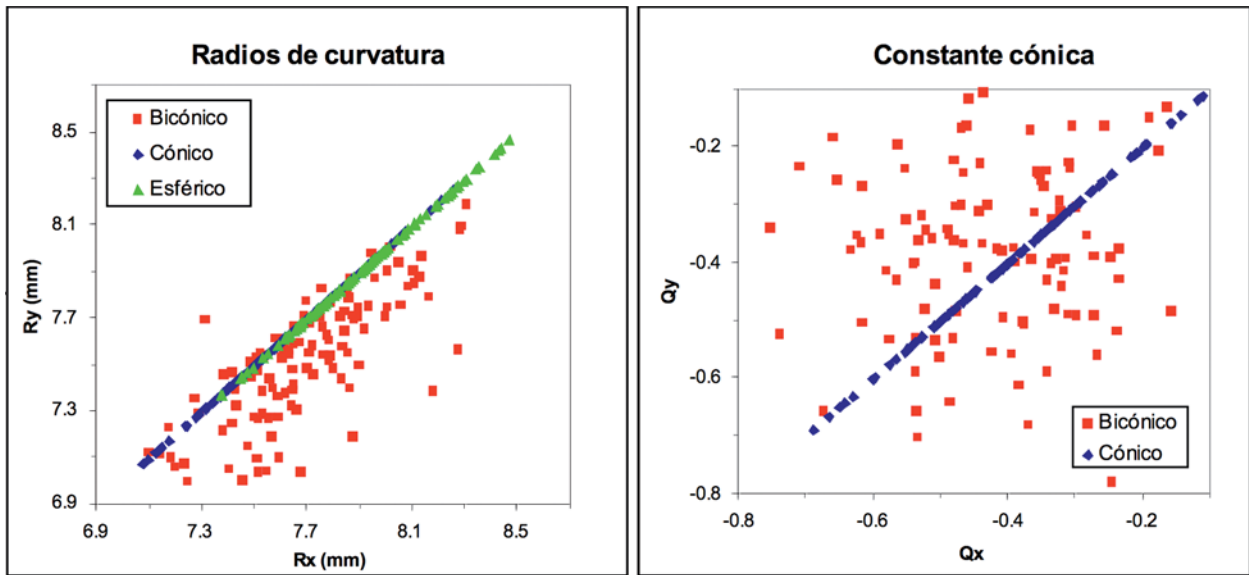


Fig. 3: La gráfica de la izquierda muestra de radios de curvatura de la córnea para 123 ojos normales y tres modelos corneales diferentes: esférico, cónico y bicónico. En el eje horizontal se representa el radio de curvatura del meridiano horizontal y en el vertical el del meridiano vertical. Se observa el astigmatismo natural que presenta la córnea (mayor radio horizontal). La gráfica de la derecha muestra la constante cónica para los mismos modelos y número de ojos. A diferencia del caso anterior no se observa una tendencia clara a que un meridiano presente asfericidad distinta del otro.

respecto a la geometría básica. La mayoría de los estudios concluyen con resultados altamente consistentes para el aspecto medio (9), con un radio medio próximo a 7,8 mm y constantes cónicas pro-

medio entre  $-0,18$  y  $-0,3$ , indicadoras de formas ligeramente prolatas (fig. 3).

La asfericidad corneal depende del diámetro de la zona óptica que estemos considerando para el ajuste. Su valor se hace más negativo cuando la zona óptica considerada es mayor. Esto refleja que la córnea no se adapta a una única sección cónica o modelo, sino que existe un mejor modelo de ajuste para cada diámetro. En las córneas normales esta variación de  $Q$  con el diámetro de la zona óptica es progresiva desde un valor muy próximo a cero para diámetros de 3 mm (la córnea es prácticamente esférica en el entorno del ápex) a valores aproximados entre  $-0,25$  y  $-0,35$  para diámetros de 9 a 10 mm.

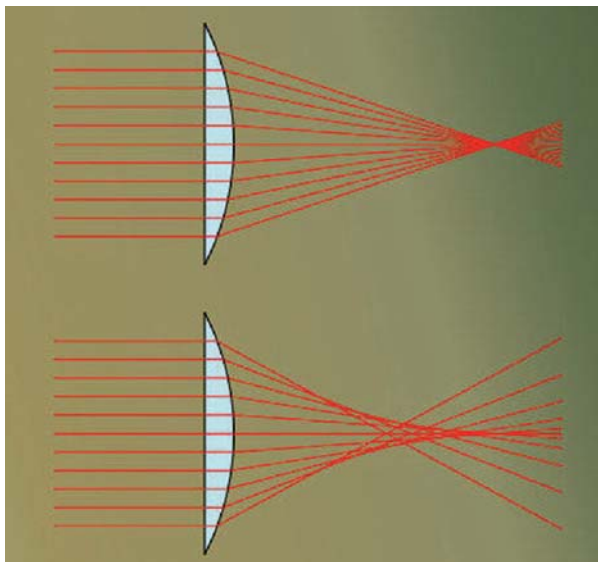


Fig. 4: Ejemplo de trazado de rayos para dos lentes, una de ellas libre de aberración esférica (superior) y otra fuertemente afectada (inferior). En esta última se observa cómo los rayos que atraviesan la lente por su parte central cortan el eje óptico en un punto distinto de aquellos que la atraviesan por la periferia. Cuanto mayor es esta diferencia mayor es la aberración esférica.

### ABERRACIÓN ESFÉRICA Y SU RELACIÓN CON LA ASFERICIDAD CORNEAL

El efecto más determinante de la naturaleza asférica de la córnea radica en el papel que juega en el control de la aberración esférica. De todos los rayos de luz que parten de un objeto para formar su imagen en la retina, aquellos que atraviesan la pupila por el centro enfocan en un punto distinto de aquellos que la atraviesan por la periferia (fig. 4). Esta diferencia en el enfoque medida en dirección axial es lo que se denomina aberración esférica longitudinal (LSA). Toda superficie refractiva intro-

duce en mayor o menor grado aberración esférica. En el ojo humano normal, reducido como sistema óptico a dos elementos refractivos, córnea y cristalino, la aberración esférica total está prácticamente corregida si la comparamos con la que poseen por separado sus elementos constituyentes ya que mientras la córnea introduce por su geometría esférica aberración esférica de un signo (positiva) el cristalino hace lo propio pero en sentido contrario (12,13). El resultado es que todos los rayos, los paraxiales que atraviesan la pupila por el centro y los marginales que lo hacen por la periferia, coinciden en la retina. La aberración esférica es una aberración denominada «de apertura» frente a otras denominadas «de campo» como el coma y el astigmatismo. Con ello se indica su dependencia con el tamaño pupilar. La asfericidad juega un papel tanto mayor en la formación de la imagen cuanto mayor es la pupila. Para ojos normales, cuando el tamaño pupilar es pequeño, hasta 4 mm, la LSA es menor de 0,5 D (diferencia axial entre el punto de enfoque de los rayos paraxiales y marginales). Sin embargo, para pupilas de 7 mm la LSA puede ser mayor de 1,5 D. Otra dependencia interesante es la existente entre la aberración esférica y la asfericidad corneal. Existe un valor óptimo de  $Q$  corneal para cada diámetro pupilar que minimiza la aberración esférica del ojo y que para una pupila media de 6 mm se sitúa en  $-0,30$  aproximadamente (9). Ahora bien, existe otro valor óptimo para minimizar las aberraciones corneales, que para un diámetro pupilar similar está en  $Q=-0,50$  y que resulta de mayor interés en el campo del diseño de lentes intraoculares.

Esta dependencia con la asfericidad corneal constituye un fenómeno de vital importancia en cirugía LASIK para la corrección de ametropías. La

foto-ablación corneal modifica el aspecto de la córnea y permite corregir o reducir los errores refractivos del ojo (14). Así se aplican patrones esféricos para corregir el error refractivo esférico, y cilíndricos para corregir el astigmatismo (15). Sin embargo, tras la cirugía se observa un incremento de las aberraciones de orden superior producido mayormente por un incremento de la aberración esférica y en menor medida por aberraciones como el coma o astigmatismo inducidas por las irregularidades del tratamiento o el descentramiento del patrón de ablación (16). Este incremento de la aberración esférica está directamente relacionado con la pérdida de compensación entre la aberración esférica de córnea y cristalino (12). La foto-ablación corneal reduce la asfericidad corneal y genera una córnea quasi-esférica e incluso oblata ( $Q>0$ ) que ya no compensa la aberración esférica introducida por el cristalino. Actualmente es un reto para la óptica fisiológica generar modelos de ablación específicos, también denominados «patrones de ablación personalizados» capaces de corregir simultáneamente el error refractivo, desenfoque y astigmatismo, y las aberraciones de orden superior (18). Si bien los patrones de ablación estándar no son generalmente esféricos, es cierto que en la mayor parte de los casos se observa un incremento excesivo de la aberración esférica total (15,16) y en general de las aberraciones de orden superior (18). En concreto, la corrección miópica induce aberración esférica positiva, mientras que la hipermetrópica la induce negativa (24). Existen ya en el mercado sistemas para producir ablaciones personalizadas con el fin de minimizar las aberraciones, pero lo cierto es que los resultados que proporcionan no son satisfactorios en general (23).



Fig. 5: Simulación de imágenes afectadas únicamente de error de esfera (izquierda) y únicamente de aberración esférica (derecha).

## ASPECTO DE LA CÓRNEA ABLACIONADA

En cirugía refractiva la córnea ablacionada presenta diferentes zonas con diferentes propiedades ópticas y geométricas en cada una de ellas (20). Los tratamientos estándar suelen aplicar perfiles de ablación esfero-cilíndricos, mientras que los más modernos tratamientos personalizados utilizan una mayor variedad de perfiles de ablación, incluyendo perfiles asimétricos basados en las características ópticas y anatómicas del paciente. La corrección de la miopía mediante LASIK trabaja fundamentalmente en la zona central de la córnea, zona óptica (OZ), pero también se aplica ablación láser más suave a la denominada región de transición (TZ), manteniendo exclusivamente la región periférica (P) sin ablacionar (fig. 6). En LASIK miópico, el objetivo del patrón de ablación central es reducir la curvatura en OZ, mientras que la ablación en TZ pretende suavizar este cambio de curvatura y eliminar la aparición de discontinuidades. Cabría entonces esperar diferen-

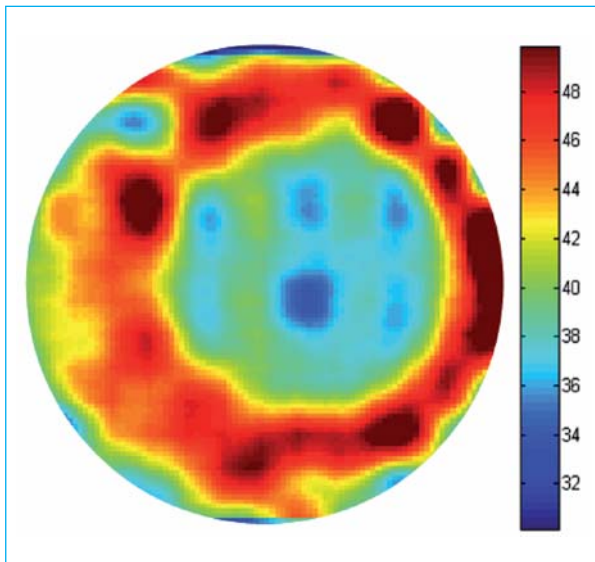


Fig. 6: Típico mapa del poder refractor (en dioptrías) de la cara anterior de la córnea para un paciente operado con LASIK, en este caso de  $-4$  D. Se observa un descentramiento del patrón de ablación y tres zonas claramente diferenciadas: una central de 5 mm de diámetro correspondiente a la zona óptica de ablación con potencia prácticamente constante (mismo color) y por tanto misma curvatura y casi nula constante cónica, una zona de transición de mayor potencia, menor radio de curvatura, que se extiende hasta los 9 mm y una región exterior periférica sin ablacionar, que en este caso, y debido al descentramiento resulta más difícil identificar. En este caso el área de interés para la determinación de la asfericidad corneal es al área central  $Q=0,6$ , si consideramos el área total  $Q=0,2$ .

cias significativas en la topografía posquirúrgica resultante entre estas zonas debido a que los patrones en OZ, TZ y P son diferentes. También podrían existir discontinuidades residuales entre zonas. Las dimensiones típicas de estas tres zonas son de 6 mm de diámetro para OZ, 6 mm de diámetro interior y 9 mm de diámetro exterior para TZ y desde 9 mm hasta el limbo (11-12 mm) para P. El análisis geométrico comentado anteriormente para la córnea normal no es válido aquí para la córnea posquirúrgica por cuanto que no se debe tratar la córnea como una superficie única sino como la unión de tres áreas distintas correspondientes a OZ, TZ y P. La asfericidad corneal ahora solo cobra sentido si la restringimos al diámetro de la zona óptica ablacionada, que en LASIK miópico se corresponde con la región central: deducir la asfericidad corneal de la superficie total llevará erróneamente a una subestimación de la asfericidad corneal.

Si nos limitamos a esta región central, puramente correctiva, observamos que la córnea resultante tras tratamiento LASIK presenta una asfericidad distinta a la córnea original. En la mayoría de pacientes se observa un incremento de la constante cónica, más pronunciado en miopes moderados y altos, con tendencia a convertirla en una superficie esférica e incluso oblata (tabla 3). En un principio este fenómeno se atribuyó al uso de la fórmula de Munnerlyn (14) para el cálculo del perfil de ablación, fenómenos propios de interacción del láser con el tejido corneal, reposición del flap e incluso a la respuesta biomecánica de la córnea tras la ablación, y llevaron a una descompensación abusiva de la aberración esférica de la córnea y el cristalino con notable impacto en la curva de sensibilidad al contraste y en la degradación en la calidad visual, principalmente para pupilas mesotópicas y escotópicas (25).

Hoy en día, algunos tratamientos ya permiten programar la asfericidad de la córnea resultante y generar patrones que corrijan a la vez el error refractivo y las aberraciones de orden superior, como por ejemplo la esférica. Sin embargo, el gran problema a resolver es lograr que el láser implemente el perfil programado con la mayor fidelidad. Además, es necesario que estos tratamientos vayan precedidos de un análisis y caracterización de la córnea preoperatoria donde se determinen las propiedades de la córnea para la zona óptica de ablación, fundamentalmente su radio de curvatura apical y constante cónica, y que los patrones de ablación programados los tengan en cuenta.

**Tabla 3. Constante cónica promedio obtenida para 3 tipos distintos de tratamiento LASIK para un conjunto de 31 ojos correspondientes a 25 pacientes distintos (10 PlanoScan, 13 Zyoptix, 8 Allegretto) con miopías comprendidas entre  $-0,5$  D y  $-7,5$  D**

	Pre-LASIK	Post_LASIK	OZ	TZ	P
PlanoScan	$-0,41 \pm 0,17$	$0,04 \pm 0,40$	$0,27 \pm 0,62$	$-0,14 \pm 0,38$	$-0,45 \pm 0,92$
Zyoptix	$-0,41 \pm 0,10$	$-0,08 \pm 0,33$	$0,14 \pm 0,61$	$-0,18 \pm 0,28$	$-0,68 \pm 0,83$
Allegretto	$-0,40 \pm 0,07$	$0,49 \pm 0,22$	$0,55 \pm 0,31$	$0,19 \pm 0,16$	$-0,08 \pm 0,40$

La primera columna de datos presenta la constante cónica promedio del grupo antes del tratamiento, la segunda la Q promedio evaluada sobre toda la córnea tras el tratamiento. Las tres últimas presentan los promedios sobre la zona óptica (OZ), zona de transición (TZ) y región periférica (P).

## BIBLIOGRAFÍA

- Dubbelman M; Sicam VADP; Van der Heijde GL. The contribution of the posterior surface to the coma aberration of the human cornea. *J Vision*, 7 (7): 1-10 (2007).
- Millodot M, Sivak J. Contribution of the cornea and lens to the spherical aberration of the eye. *Vision Res.* 19, 685-687 (1979).
- Le Grand Y, El Hage SG. *Physiological Optics*, Springer Verlag, Berlin-Heidelberg (1980).
- Lotmar W. Theoretical eye model with aspheric surfaces. *J. Opt. Soc. Am.*, 61, 1522-1529 (1971).
- Liou HL, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modelling. *J. Opt. Soc. Am. A* 14, 1684-1695 (1997).
- Kooijman AC. Light distribution on the retina of a wide angle theoretical eye. *J. Opt. Soc. Am.* 73, 1544-1550 (1983).
- Klyce SD, Wilson SE. Methods of analysis of corneal topography. *Refract Corneal Surg.* 5 (6), 368-71 (1989).
- Iskander DR, Collins MJ, Davis B. Optimal modeling of corneal surfaces with Zernike polynomials. *IEEE Trans Biomed. Eng.*, 48, 87-95. (2001).
- Atchison D, Smith G., *Optics of the Human Eye*. Ed. Butterworth-Heinemann (2000).
- Somani S, Tuan A, Chernyak D. Corneal asphericity and retinal image quality: A case study and simulations. *J Refract Surg* 20 (5): 581-585 (2004).
- Schwiegerling, J, Snyder RW. Custom photorefractive keratectomy ablations for the correction of spherical and cylindrical refractive error and higher-order aberration. *J. Opt. Soc. Am. A* 15(9): 2572-2579 (1998).
- Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *J. Vision*, 1, 1-8 (2001).
- Artal P, Benito A, Tabernero J. The eye is an example of robust optical design. *J Vision* 46(1) 1-7 (2006).
- Munnerlyn CR, Koons SJ, Marshall J. Photorefractive keratectomy: A technique for laser refractive surgery. *J Cataract Refract Surg*; 14: 46-52 (1988).
- Schwiegerling, J, Snyder RW. Corneal ablation patterns to correct for spherical aberration in photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 26: 214-221 (2000).
- Marcos S, Barbero S, Llorente L, Merayo-Llodes J. Optical response to LASIK surgery for myopia from total and corneal aberration measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci*; 42: 3349-3356 (2001).
- Anera RG, J.R. Jiménez, L. Jiménez del Barco, J. Bermúdez and E. Hita. Changes in corneal asphericity after laser in situ keratomileusis. *J. Cataract Refract. Surg.* 29 762-768 (2003).
- Cano D, Barbero S, Marcos S. Comparison of real and computer-simulated outcomes of LASIK refractive surgery. *J. Opt. Soc. Am. A* 21 (2004).
- Moreno-Barriuso E, Merayo Lloves J, Marcos S, Navarro R, Llorente L, Barbero S. Ocular Aberrations before and after Myopic Corneal Refractive Surgery: LASIK-Induced Changes Measured with Laser Ray Tracing. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 42, 1396-1403 (2001).
- González L, Hdez-Matamoros JL, Navarro R. Multizone model for postsurgical corneas. Analysis of standard and custom LASIK outcomes. *J. Biomed. Opt.*, Vol. 13, 044035 (2008).
- Navarro R., Santamaría J, Bescos J. Accommodation-dependant model of the human eye with aspherics. *J. Opt. Soc. Am A* 2, 1273-1281 (1985).
- Jimenez JR, Anera R, Díaz JA, Pérez-Ocón F. Corneal asphericity after refractive surgery when the Munnerlyn formula is applied. *J. Opt. Soc. Am. A* 21, 98-103 (2004).
- Navarro R, González L, Hernández JL. Optics of the average normal cornea from general and canonical representations of its surface topography. *J Opt Soc Am (A)*; 23: 219-32 (2006).
- Anera RG, C. Villa, J.R. Jimenez, R. Gutierrez and L.J. del Barco. Differences between real and predicted corneal shapes after aspherical corneal ablation. *Appl Opt.* 20; 44, 4528-32 (2005).
- Yoon G, MacRae S, Williams DR, Cox IG. Causes of spherical aberration induced by laser refractive surgery. *J. Cataract Refract. Surg.* 31 127-135 (2005).

