

CAPÍTULO 1

TOPOGRAFÍA CORNEAL: PRINCIPIOS BÁSICOS

David Mingo Botín, Ignacio Jiménez-Alfaro Morote

DEFINICIÓN Y CONCEPTO DE TOPOGRAFÍA

Se define topografía como la técnica de describir y delinear detalladamente una superficie. La córnea es la lente más potente del ojo humano, representado más de dos tercios de la potencia dióptrica ocular (1). Por ello, el conocimiento de la patología corneal, así como el avance y refinamiento de sus tratamientos, en especial la cirugía refractiva, han ido de la mano del progreso en los sistemas desarrollados para caracterizar su morfología. Actualmente la topografía corneal es una herramienta básica en la práctica de la Oftalmología. Sus principales aplicaciones se resumen en la tabla 1.

El interés por cuantificar ópticamente la córnea se remonta al siglo XVII cuando Scheiner (1619), utilizando la capacidad de la córnea de comportarse como un espejo convexo, comparó la imagen reflejada por una córnea con la producida por una serie de esferas de vidrio calibradas (2-4). Este concepto fue desarrollado posteriormente por múltiples investigadores hasta dar lugar al queratómetro de Helmholtz (1854), perfeccionado posteriormente por Javal y Schiötz (1881). La necesidad de describir la morfología corneal más allá de los puntos paracentrales medidos en la queratometría llevó al desarrollo de la queratoscopia, cuyo modelo más extendido es el disco de Placido (1881). Más recientemente, la intro-

TABLA 1. APLICACIONES DE LA TOPOGRAFÍA CORNEAL

- Caracterización de la morfología corneal.
- Diagnóstico y seguimiento de patología corneal: astigmatismo irregular, degeneraciones, distrofias, ectasias, úlceras y neoplasias (tomógrafos).
- Estudio preoperatorio y seguimiento postquirúrgico:
 - Cirugía refractiva corneal.
 - Cirugía de catarata. Cálculo de lentes intraoculares.
 - *Cross-linking* corneal.
 - Segmentos de anillo intraestromales.
 - Queratoplastia.
- Adaptación de lentes de contacto.
- Evaluación de la película lagrimal.

ducción del análisis computarizado de las imágenes videoqueratoscópicas (5) dio paso al desarrollo exponencial de los sistemas topográficos de reflexión. En las últimas décadas la introducción de diferentes sistemas tomográficos, que permiten estudiar la cara posterior y el espesor de la córnea, ha permitido su caracterización tridimensional (6).

Esta evolución en la manera de estudiar la morfología corneal nos permite diferenciar fundamentalmente dos sistemas de medida (sistemas de reflexión y de proyección), relacionados con las dos formas principales de representarla (curvatura y elevación) (7) (fig. 1). Para evitar confusiones conviene señalar que, antes de la popularización de los actuales sis-

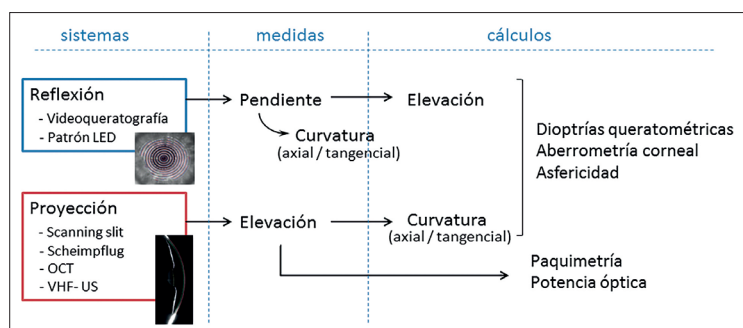


Fig. 1: Sistemas topográficos, mediciones y cálculos derivados de estas.

TABLA 2. VENTAJAS E INCONVENIENTES DE LOS SISTEMAS TOPOGRÁFICOS BASADOS EN REFLEXIÓN Y PROYECCIÓN

	Reflexión	Proyección
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> - Examen instantáneo - Alta precisión curvatura paracentral 	<ul style="list-style-type: none"> - Medida cara posterior - Medida superficies irregulares o no reflectantes - Menor afectación por enfoque y centrado - Tomografía del segmento anterior
Inconvenientes	<ul style="list-style-type: none"> - Sensibilidad al desenfoque - Dependencia del alineamiento - Artefactos película lagrimal - No medida central - No medida cara posterior - Área de análisis limitada 	<ul style="list-style-type: none"> - Tiempo de examen largo - Artefactado por opacidades - Afectación por película lagrimal

temas tomográficos, era común denominar sistemas de reflexión al queratómetro y queratoscopio, y sistemas de proyección a los topógrafos de Placido; los primeros topógrafos de proyección se conocían como sistemas de elevación. La tabla 2 muestra las principales ventajas e inconvenientes de ambos sistemas. Algunos ejemplos de topógrafos de ambos grupos, pasados y actuales, se recogen en la tabla 3.

TOPOGRAFÍA DE REFLEXIÓN

A semejanza del queratómetro, analiza la imagen reflejada por la cara anterior de la córnea de un ob-

jeto de un tamaño y a una distancia conocidos. Para estudiar un área mayor, la gran mayoría de estos topógrafos incorpora como objeto un disco de Placido, que alterna círculos concéntricos iluminados y oscuros, cuyo reflejo es captado por una cámara digital. A mayor curvatura, menor tamaño de la imagen: en las zonas más curvas los anillos se verán más juntos, y en un astigmatismo se verá una elipse, con su eje mayor correspondiente al eje plano. Para maximizar la extensión corneal estudiada los anillos se sitúan dentro de una superficie cónica. Este cono puede ser pequeño (permitiendo una mayor cobertura con menor iluminación, pero con una distancia de enfoque menor y más susceptible al desenfoque), o grande (requiere mayor iluminación y cubre menor área corneal por la ceja y la nariz, pero es más cómodo y menos sensible al desenfoque) (7). Así se cubre la práctica totalidad de la córnea, excluyendo el área perilímbica y central (unos 0,3 mm), destinada a la cámara y miras de fijación.

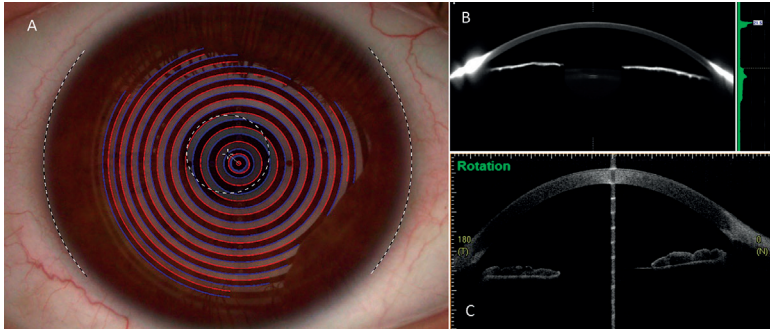
Una vez digitalizada la imagen, el ordenador identifica los bordes (fig. 2) y procesa miles de puntos (hasta 15.000 puntos, procedentes de 15 a 38 miras y 256 a 360 semimeridianos) para analizar la pendiente en cada punto y representarla. La pendiente de una curva se define como el gradiente de la tangente en cada punto, que en una superficie tridimensional se representará mediante su valor y su dirección. Esta es transformada matemáticamente en curvatura (medida en milímetros de radio) para lo cual es necesario definir un plano de referencia y un centro de curvatura (7,8). El radio de curvatura puede calcularse de dos formas:

- Axial (global, sagital): el centro de curvatura se fija en el eje visual (o eje óptico o videoqueratográfico), siendo el radio la distancia al eje óptico perpendicular a la tangente al punto. Por ello los mapas basados en curvatura axial serán más sensibles al centrado, más suavizados, menos sensibles a cambios locales, y menos exactos en la periferia.

- Tangencial (local, instantáneo): calcula el radio en cada punto con respecto a los vecinos, con el

TABLA 3. SISTEMAS TOPOGRÁFICOS REPRESENTATIVOS DE REFLEXIÓN Y PROYECCIÓN ACTUALES Y PASADOS

Topógrafos de reflexión	
Placido	Cono pequeño: - Keratron (Optikon) - TMS-1 a TMS-4 (Tomey) Cono grande: - Humphrey Atlas (Carl Zeiss Meditec AG) - EyeSys 2000 (EyeSys Technologies, Inc.) - Keratograph (Oculus, Inc., Germany) - EyeMap (Alcon)
Trama de puntos	Cassini (Cassini Tech.)
Placido + aberrómetro	OPD-Scan III (Nidek)
Topógrafos de proyección	
Scanning slit + Placido	Orbscan (Bausch & Lomb)
Scheimplflug	Pentacam, Pentacam-HR, Pentacam-AXL
Scheimplflug + Placido	Galilei G4, G6 (Ziemer) Sirius (CSO) TMS-5 (Tomey)
OCT	Visante Casia SS-1000, Casia-2 (Tomey) Anterior (Heidelberg Engineering) Copernicus (Optopol)
OCT + Placido	MS-39 (CSO)



centro correspondiente a la esfera que mejor ajusta a la curvatura local. Los mapas tangenciales serán más ruidosos, pero más sensibles a pequeños cambios locales de curvatura, muestran mejor la asfericidad y son más precisos en la periferia (fig. 3).

La elevación no se puede determinar directamente a partir de las pendientes obtenidas mediante este sistema, ya que se necesita una referencia en el eje anteroposterior (eje z). Para ello algunos sistemas incorporan una cámara accesoria para determinar la altura del ápex, y a la vez mejorar el enfoque. Por su parte, el algoritmo *arc-step*, que traza una secuencia de arcos de punto a punto desde el centro a la periferia, consigue una buena exactitud en la reconstrucción de la altura corneal (error menor de 1 µm en córneas normales) (1).

Finalmente, estos valores se representan habitualmente en forma de potencia dióptrica y gráficamente mediante colores, de acuerdo a una determinada escala (como se tratará en el siguiente tema). Para ello la curvatura se convierte en dioptrías utilizando la clásica fórmula paraxial ($P = (n_2 - n_1) / r$) y el índice queratométrico estándar (1,3375). Es importante recordar que lo que se muestra son dioptrías queratométricas, que describen curvatura, y no potencia óptica. La asunción del índice queratométrico estándar para toda la córnea significa presuponer que la córnea es esférica, y que tiene una relación estándar entre la cara anterior y posterior (asunción paraxial

y de lente fina). Esto puede ser aceptable para los rayos paraxiales en corneas vírgenes, pero no fuera del área central ni en córneas alteradas.

La precisión de las medidas dependerá de los algoritmos empleados por cada topógrafo en cada paso, desde la obtención de la imagen hasta la presentación de resultados. La precisión reportada varía entre 0,1 D y 0,25 D (entre 0,018 y 0,045 mm) (9), aunque disminuye en corneas irregulares y hacia la periferia.

Un caso particular lo representa Cassini (Cassini Technologies BV, Holanda). Es un topógrafo de reflexión basado en un patrón de unos 700 LED multicolor (rojo, amarillo y verde). Cada punto proyectado tiene una única combinación de color respecto a los que le rodean, lo que permite determinar la posición relativa de cada punto mediante triangulación. Esto permite disminuir el error de reconstrucción que cometen los sistemas de Placido con los rayos oblicuos y ofrecer mapas de elevación. Además, utiliza el segundo reflejo de Purkinje de 7 LED infrarrojos adicionales para medir la cara posterior, lo que le permite mediante trazado de rayos obtener la potencia corneal total (10,11). Otro caso especial es el topógrafo-aberrómetro OPD Scan-III (Nidek Co., Japón), que combina aberrometría mediante esquiascopia dinámica y topografía de Placido. De este modo permite realizar autorrefractometría, topografía de reflexión, aberrometría total y corneal.

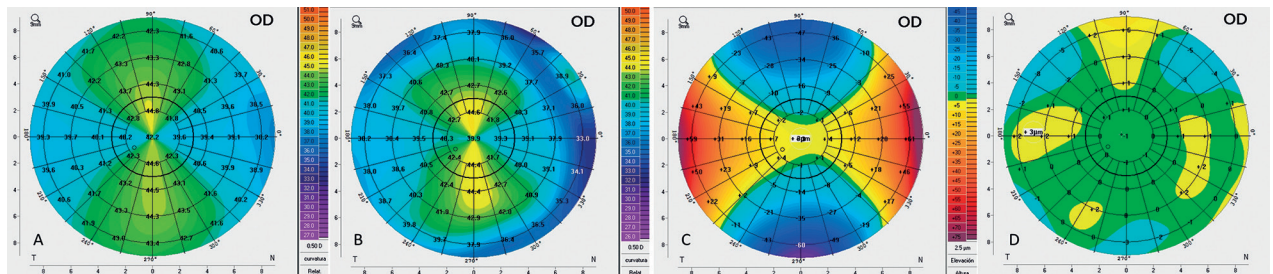


Fig. 3: Cuatro representaciones de una misma córnea. Se aprecia como el mapa de curvatura axial (A) es más suavizado que el sagital (B). En el mapa de elevación anterior con best fit sphere (C) de 8 mm vemos cómo el meridiano más curvo aparece en colores fríos ya que queda por debajo de la figura de referencia. Si la figura de referencia es best fit toric ellipsoid (D) las diferencias se minimizan y afectan principalmente la media periferia.

TOPOGRAFÍA DE PROYECCIÓN

En este caso la imagen de la córnea se obtiene de forma similar a como se proyecta una diapositiva. Gracias al fenómeno de la dispersión de la luz, es posible fotografiar una sección de una estructura transparente como la córnea. Ya que la dispersión es inversamente proporcional a la longitud de onda, se emplean luces de onda corta (azules). Así podemos analizar el perfil anterior y posterior de la córnea y su espesor, convirtiéndose en una verdadera tomografía, y permitiendo registrar detalles de cámara anterior, iris y la cara anterior del cristalino.

Tipos de sistemas tomográficos

Podemos distinguir fundamentalmente cuatro tecnologías:

a) *Escaneado de hendidura*. Empleado por el topógrafo Orbscan (Bausch&Lomb), que realiza un barrido fotografiando una hendidura de luz 40 veces a lo largo de la córnea (20 desde cada lado), combinado con una topografía de Placido. Cada imagen contiene 240 puntos, dando lugar a más de 9.000 en cada superficie, con una resolución en torno a 2 μm . Su principal inconveniente es el tiempo que requiere el examen completo, lo que se puede traducir en artefactos por el movimiento. Por otro lado, la paquimetría medida con Orbscan era consistentemente mayor que con ultrasonidos y OCT en córneas normales, por lo que se propuso un factor de corrección lineal de un 8%, que no fue globalmente aceptado ya que estas diferencias no eran uniformes a lo largo de toda la córnea. Además, tras cirugía refractiva la paquimetría resultaba infraestimada por problemas para determinar correctamente la elevación de la cara posterior (12).

b) *Sistemas Scheimpflug*. Según este principio fotográfico, un determinado alineamiento del plano de la imagen, la lente y el objeto, que se intersectan, permite aumentar la profundidad de foco y obtener imágenes enfocadas de objetos que no son paralelos a la cámara y la lente. Estos sistemas fotografían lateralmente mediante una o dos cámaras rotatorias un haz de luz proyectado frontalmente. El reconocimiento de los bordes de la imagen mejora respecto al escaneado de hendidura. Además este sistema rotatorio da lugar a una mayor densidad de puntos analizados en el área central, un menor tiempo de examen y la posibilidad de corregir pequeños movimientos.

Este tipo de tomógrafos es probablemente el más extendido en la actualidad, siendo los más conocidos (13):

- Pentacam (Oculus, Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Alemania) fue comercializado en 2002 y actualizado a la versión HR en 2007, que mejora la resolución de su cámara CCD. Emplea una hendidura de luz azul (LED 475 nm) y una sola cámara Scheimpflug rotatoria. Puede obtener 25 o 50 imágenes (hasta 100 en HR), en 1 o 2 segundos, dependiendo del modelo y el programa. Una segunda cámara central mide la pupila y monitoriza la fijación para minimizar los artefactos por movimiento. De cada imagen se analizan hasta 500 puntos de elevación (hasta 2.760 en Pentacam HR y AXL) para reconstruir las superficies anterior y posterior. La versión Pentacam-AXL permite medir la longitud axial mediante interferometría.

- Sirius (CSO, Florencia, Italia) combina un disco de Placido de 22 anillos y una cámara Scheimpflug rotatoria, adquiriendo el corte de 25 meridianos y una topografía de Placido en menos de 1 segundo. El software combina los datos de curvatura y elevación para analizar la cara anterior, mientras que la cara posterior y resto de estructuras de la cámara anterior se obtienen de las imágenes Scheimpflug.

- Galilei (Ziemer Ophthalmic Systems AG, Port, Suiza). Asocia un disco de Placido y dos cámaras Scheimpflug rotatorias enfrentadas, obteniendo 15-60 imágenes frontales y transversales, y reconociendo más de 122.000 puntos en 1 a 2 segundos. Centra y referencia toda la prueba al primer reflejo de Purkinje, y compensa la ciclotorsión gracias al reconocimiento del iris, ubicando cada imagen en su posición real sin asumir un eje común para todas las imágenes. La principal ventaja de esta configuración es que permite promediar las dos imágenes obtenidas desde puntos opuestos, evitando tener que realizar correcciones por la inclinación de la imagen respecto a la cámara, y centrar y reducir los errores producidos por movimientos o desalineamiento, mejorando especialmente la precisión de las medidas de la cara posterior y paquimetría (14). La versión G6 añade la medición de longitud axial por interferometría (11).

Cada aparato utiliza diferentes algoritmos para calcular los datos de elevación y todos los que de ellos derivan, y en general existe una buena concordancia entre sus medidas, aunque esta puede variar entre diferentes aparatos y parámetros, especialmente en cara posterior y paquimetría (14,15). Su principal desventaja es la necesidad de transparencia, que puede ocasionar falsas mediciones en presencia de opacidades.

c) *Tomografía de coherencia óptica (OCT)*. Basados en interferometría de luz infrarroja, estos sistemas evolucionaron desde OCT dedicados a la retina, de los que muchos pueden obtener imágenes de la córnea, aunque de una extensión limitada. La introducción de ciertos cambios en su configuración y en la longitud de onda de la luz infrarroja utilizada dio lugar a instrumentos específicos para analizar el segmento anterior. Entre los primeros modelos destacó Visante (Carl Zeiss Meditec) y el OCT asociado a lámpara de hendidura SL-OCT (Heidelberg Engineering), ambos con OCT de dominio temporal. La evolución hacia los OCT de dominio Fourier (*spectral* o *swept-source*) permitió aumentar enormemente la velocidad de adquisición de imágenes (hasta 50-100.000 A-scans por segundo) y con ello disminuir el tiempo de examen y los artefactos por movimiento, mejorando la resolución axial hasta el orden de las 5 μm .

En general ofrecen diferentes programas para determinar la profundidad y anchura del escaneado, que serán inversamente proporcionales a la resolución. Así, es posible analizar ambas caras de la córnea, pero también el segmento anterior completo en detalle, siendo de especial interés en la evaluación de leucomas, implantes y cualquier cirugía corneal, análisis del ángulo camerular en glaucoma, cálculo de lentes intraoculares e implante de lentes fáquicas. Algunos de los últimos modelos (RT-Vue, MS-39 y el módulo corneal de Cirrus 5000) permiten realizar un mapa del espesor epitelial, que se ha mostrado útil en el despistaje de ectasias (16).

Entre los modelos actuales podemos mencionar:

- Sistemas OCT *spectral domain*: utilizan un diodo superluminiscente con luz entorno a los 840 nm. Incluyen el módulo de segmento anterior de Cirrus 500/5000 (Carl Zeiss Meditec), RTVue (Optovue) y Copernicus (Optopol). El MS-39 (CSO) es un sistema *spectral domain* combinado con topografía de Placido, sucesor de su homólogo Scheimpflug Sirius.

- Sistemas OCT *swept-source*: Casia SS-1000, Casia-2 (Tomey) y Anterior (Heidelberg), emplean luz con una longitud de onda alrededor de 1310 nm.

d) *Ultrasonidos de muy alta frecuencia*. Artemis (Scott Philips Engineering, Victoria, BC, Canadá) es un sistema tomográfico basado en ultrasonografía de muy alta frecuencia (VHF-US). Utiliza un transductor de 10 a 60 MHz que realiza un barrido arqueado perpendicular a la córnea adquiriendo B-scans con una precisión cercana a 1 μm . Su principal inconveniente es la necesidad de una interfase líquida y un tiempo de adquisición de alrededor de 2 minutos. Fue el primero en conseguir mapas paquimétricos epiteliales y estromales detalla-

dos, que sirvieron para demostrar la compensación epitelial tras cirugía ablativa y en ectasias (17).

Topografía de elevación

Los tomógrafos miden directamente la elevación de los puntos estudiados, y a partir de esta calculan el resto de datos. Para representar la elevación es necesario recurrir a una figura geométrica de referencia, con una forma similar a la de la córnea, que resaltarán las pequeñas diferencias con esta. Así, las unidades de medida serán μm , por encima (positivas) o por debajo (negativas) de la figura de referencia. La elección de la figura de referencia, su diámetro, y su posición no afectan a la precisión de las medidas, sino al aspecto cualitativo de la topografía, pero serán claves para la sensibilidad a la hora de mostrar las alteraciones que nos interesen. La figura no pretende modelizar la superficie corneal, sino servir de línea base sobre la que realizar las medidas (8). Cuanto más se acerque la figura de referencia a la morfología corneal, menos resaltarán sus diferencias (fig. 3). Las figuras normalmente disponibles incluyen(18):

- La esfera de mejor ajuste (BFS, *best fit sphere*) es la figura más comúnmente utilizada, con un diámetro de 8 o 9 mm, que permite una visión general de la forma de la córnea, y produce patrones característicos en astigmatismo, tras cirugía refractiva y posibles ectasias. Además, esta BFS se puede considerar una medida de la media de curvatura de la región involucrada, dejando aproximadamente la mitad por encima y la mitad por debajo de la esfera de referencia.

- El elipsoide (BFE) es un cuerpo esférico rotacionalmente simétrico respecto a los ejes mayor y menor, cuyo corte coronal es un círculo. El ejemplo más parecido sería un barril.

- El elipsoide tórico es similar, también es un cuerpo esférico rotacionalmente simétrico respecto a sus ejes mayor y menor, pero su corte coronal es elíptico. Es la figura que mejor puede modelizar una córnea regular, por lo que las diferencias de elevación con esta forma nos dan una idea de las aberraciones de alto orden, o lo que no podría ser corregido con gafas (3).

La relación entre el aspecto de los mapas de curvatura y elevación dependerán del patrón morfológico. Tras una ablación miópica el centro aparecerá deprimido o plano respecto a los puntos circundantes. En un astigmatismo el aspecto de ambos mapas será opuesto, ya que el eje curvo aparecerá más deprimido en el mapa de elevación pero más curvo en

el de curvatura. Es fundamental utilizar la misma figura de referencia en comparaciones seriadas.

La posición de la figura de referencia también puede ser fija u optimizada (*float mode*). Si se ajusta en contacto con el ápex se conoce como modo «no float», mientras que el modo *float* se optimiza de manera que la media de las distancias sea la mínima (18). Además, la figura de referencia se puede optimizar en función de lo que se quiera resaltar. Un ejemplo es la «*enhanced BFS*» ideada por Belin y Ambrosio, que excluye para su cálculo los 4mm circundantes al punto más fino. De este modo, dicha BFS no se ve influida por el aumento de elevación del cono, y resalta más su protrusión (19).

Combinación de sistemas y precisión

En la zona central de la córnea, mínimos cambios de elevación tienen grandes repercusiones en curvatura. Por ello, para determinar pequeñas diferencias de curvatura mediante sistemas de proyección sería necesaria una gran resolución. El ejemplo más común (8) es el de dos superficies de 44 y 44,25 D de curvatura: la diferencia en elevación es menor de 1 µm en los 3 mm centrales, y menos de 0,5 µm en 1 mm central. Por ello varios dispositivos incorporan una topografía de Placido para mejorar la precisión en el centro. Esto aporta una imagen de reflexión de la cara anterior mucho más rápida que el escaneado, a partir de la cual analizar la curvatura. Sin embargo, los tomógrafos de proyección puros han mostrado una precisión y repetibilidad muy elevada y comparable a los sistemas combinados. Así, se han reportado coeficientes de variación por debajo del 0,5% en valores de curvatura y potencia, entorno al 1% en paquimetría, y algo mayores en aberrometría (14,15,20,21).

DESCRIPTORES DE LA MORFOLOGÍA CORNEAL

A partir de los datos de curvatura y elevación, existe una infinidad de maneras de describir la morfología corneal. Además se han ideado multitud de índices y estrategias, especialmente en el campo de la cirugía refractiva y la prevención y diagnóstico de ectasias. Estos variarán en su definición y nomenclatura entre los diferentes aparatos y tecnologías, por lo que es importante que el usuario esté familiarizado con su sistema de elección. En términos generales, comentaremos los parámetros y descriptores topométricos más importantes.

Curvatura

La mayoría de los topógrafos muestran los datos de queratometría simulada (SimK) más plana, SimK más curva y sus ejes y SimK media, simulando las que aportaría un queratómetro, a una determinada distancia del centro, entorno a 3 mm.

Como se mencionaba más arriba, deriva de la pendiente de cara anterior medida por los topógrafos de reflexión (axial o tangencialmente), y calculada en los topógrafos de proyección. Su unidad son mm de radio, pero habitualmente se presenta en forma de dioptrías, utilizando la fórmula paraxial y el índice de refracción estándar ($D = (1,3375 - 1) * (1000) / r$). Es importante recalcar que se trata de dioptrías queratométricas, y no se puede considerar verdadera potencia óptica, especialmente a mayor distancia del centro o en córneas alteradas.

Los tomógrafos también nos mostrarán los valores de curvatura de la cara posterior (en negativo) así como su orientación, muy útil en el cálculo de lente intraoculares tóricas. Asimismo, la relación entre curvatura posterior y anterior (ratio P/A), nos puede dar una idea de la veracidad de las dioptrías queratométricas y de la alteración inducida por cirugías refractivas previas, y asistir en el ajuste del cálculo de lentes intraoculares. También son interesantes el valor de la K máxima, y los índices derivados de los valores de curvatura que comparan puntos o regiones entre sí (como el índice de asimetría de la superficie o SAI entre otros muchos) (22), especialmente en el despistaje y seguimiento de ectasias.

Potencia óptica

Aplicando la ley de Snell, a partir de la cara anterior aislada también se pueden obtener mapas «refractivos», que en este caso sí tendrán en cuenta la aberración esférica de la córnea, aunque sigan utilizando un índice de refracción global, considerando la córnea como una lente fina.

Los tomógrafos, que miden también la cara posterior, pueden calcular la verdadera potencia en cada punto utilizando una fórmula de lente gruesa o trazado de rayos, teniendo en cuenta la curvatura de ambas caras, el espesor corneal, y los diferentes índices de refracción (aire = 1, córnea = 1,376 y acuoso = 1,336). Así, este valor se denomina TCRP (*total corneal refractive power*) en Pentacam y TCP (*total corneal power*) en Galilei, por ejemplo (11). De uno u otro modo, estos valores se pueden expresar numérica

y gráficamente por meridianos y zonas ópticas. Hay que señalar que estos valores no serán intercambiables por los queratométricos y no deben utilizarse en las fórmulas de cálculo biométrico convencionales.

Elevación

Los mapas de elevación tienen la ventaja de no depender de un eje de referencia, por lo que permiten (junto a los mapas paquimétricos) una mejor localización de las ectasias corneales. También son útiles para la distinción de «pseudoqueratoconos» debidos a topografías de Placido descentradas (3). Es importante determinar el cuerpo de referencia y su diámetro para poder realizar comparaciones serias, así como para aplicar valores de corte entre elevaciones normales y patológicas, y para el despistaje de candidatos a cirugía refractiva corneal (23).

Paquimetría

La tomografía corneal permite conocer el espesor de la córnea en toda su extensión. Este parámetro es de gran interés en la planificación de la cirugía refractiva, el diagnóstico de ectasias corneales, la medida de la presión intraocular y como indicador indirecto de la función endotelial. Los parámetros más empleados son la paquimetría en el punto más fino (y su localización) y en el ápex o en el centro de la pupila, así como la progresión de la paquimetría desde el centro a la periferia, alterada en ectasias y tras cirugía corneal. Hay que tener en cuenta que los valores paquimétricos obtenidos por cada tomógrafo pueden no ser intercambiables. La precisión de las medidas es habitualmente mejor en el centro, con coeficientes de variación inferiores al 1% (14,24).

Descriptores de forma

La córnea es una superficie esférica, ya que a diferencia de una esfera su curvatura no es constante, sino que cambia desde el centro a la periferia. La relación entre el radio de curvatura apical y marginal se puede resumir en el grado de asfericidad. Dicho de otro modo, el perfil de un meridiano de la superficie esférica puede describirse mediante su curvatura apical, y un factor que representa la variación de esta curvatura hacia la periferia. Este parámetro es un descriptor ampliamente aceptado del perfil

TABLA 4. RELACIÓN ENTRE LAS DIFERENTES EXPRESIONES DE LA ASFERICIDAD: EXCENTRICIDAD (E), FACTOR DE FORMA (P) O COEFICIENTE DE ASFERICIDAD (Q)

Parámetro	p	Q	e
P	-	1 - Q	1 - e ²
Q	p - 1	-	- e ²
e	$\sqrt{1-p}$	$\sqrt{-Q}$	-
Forma	p	Q	e
Elipse prolata	0 - 1	-1 - 0	0 - 1
Círculo	1	0	0
Elipse oblata	> 1	> 0	< 0
Córnea normal media	0,78	-0,22	0,45

corneal y se puede expresar de diferentes formas, interrelacionadas, como excentricidad (e), factor de forma (p) o coeficiente de asfericidad (Q) (tabla 4) (25). La córnea normal es más curva en el centro que en la periférica, por lo que hablamos de una forma prolata (Q < 0), que correspondería al lado corto de una elipse. Cuando ocurre a la inversa la forma es oblata (Q > 0). La asfericidad normal en la población adulta más aceptada tiene un valor alrededor de -0,23, con una distribución normal (26) en los 4,5 mm centrales. Por otro lado, este parámetro está íntimamente relacionado con la aberración esférica y ambas se verán afectadas en la cirugía refractiva. Así en una córnea virgen, para un diámetro de 4,5 mm, una asfericidad media se corresponde con una leve aberración esférica positiva; una Q = -0,5 se corresponderá con una aberración esférica cercana a cero. Tras una ablación miópica podemos esperar una forma oblata y una Q y aberración esférica más positiva, y tras una ablación hipermetrópica o en un queratocono una forma más prolata y una Q y aberración esférica negativa.

Cada topógrafo utiliza un algoritmo propio para su cálculo, que puede diferir en la zona, el número de meridianos y la curvatura de referencia utilizadas para su cálculo, por lo que pueden arrojar cifras diferentes. También se puede representar en forma de mapas, mediante ejes, y a diferentes diámetros. En cualquier caso, es importante señalar el diámetro al que se refiere el valor de la asfericidad cuando se aporta este dato.

Aberraciones

La cornea es la principal superficie refractiva del ojo, y por tanto la responsable de la mayor parte de

las aberraciones del frente de onda. Además, a menudo proceden de la actuación quirúrgica directa sobre esta, por lo que su descripción y conocimiento adquiere especial interés. Ya que dependen de la geometría de las superficies, a partir de la topografía es posible calcular mediante trazado de rayos el frente de onda teórico de la luz que atraviesa la córnea (27). Al igual que ocurre con la asfericidad, es importante señalar que su cuantía dependerá también del diámetro corneal (o pupilar) a que se haga referencia. Su representación más habitual será la descomposición mediante los polinomios de Zernike. Así distinguiremos entre aberraciones de bajo orden (error esferocilíndrico, Z_2^0 o desenfoque y Z_2^{-2} y Z_2^2 o astigmatismo) y aberraciones de alto orden o «astigmatismo irregular». Algunas aberraciones de alto orden ocasionadas como efecto secundario de la cirugía refractiva corneal se correlacionan con la sintomatología del paciente (especialmente coma o Z_3 y aberración esférica o Z_4^0) y pueden ponerse de manifiesto mediante la topografía. También es útil conocer las aberraciones de alto orden corneales para la elección de la lente intraocular en cirugía de cristalino (especialmente la aberración esférica), valorar la idoneidad de lentes *premium*, y la planificación de cirugía ablativa refractiva o terapéutica personalizada.

El estudio de las aberraciones corneales se ha popularizado por su disponibilidad y su peso en la aberrometría total, pero debemos recordar que es un cálculo teórico, a diferencia de la medida realizada por los aberrómetros, y que carece de la información de las aberraciones internas que estos aportan.

Densitometría

Varios tomógrafos incorporan un programa para medir la luz dispersada (*back scattered*) como un indicador de la transparencia corneal y cristaliniana, a lo que se ha denominado densitometría. Múltiples estudios (28,29) han mostrado alteraciones de interés diagnóstico y pronóstico en la densitometría corneal en distrofia de Fuchs, queratocono, infecciones o tras queratoplastia, cirugía refractiva o *cross linking* corneal.

BIBLIOGRAFÍA

- Aramberri J. Diagnóstico del astigmatismo. En: Cristóbal JÁ, Ruiz Mesa R, editores. Astigmatismo Métodos diagnósticos y terapéuticos. Sociedad Española de Oftalmología; 2019. p. 129-36.
- Martin R. Cornea and anterior eye assessment with placido-disc keratometry, slit scanning evaluation topography and scheimpflug imaging tomography. Indian J Ophthalmol. 2018; 66(3): 360-366.
- Belin MW, Khachikian SS. An introduction to understanding elevation-based topography: How elevation data are displayed - A review. Clin Exp Ophthalmol 2009; 37(1): 14-29.
- Kim EJ, Weikert MP, Martínez CE, Klyce SD. Keratometry and Topography. En: Mannis MJ, Holland EJ, editores. Cornea 4th ed. Mosby Elsevier; 2016. p. 144-53.
- Klyce SD. Computer-assisted corneal topography. High-resolution graphic presentation and analysis of keratotomy. Investig Ophthalmol Vis Sci. 1984; 25(12): 1426-35.
- Dubbelman M, Weeber HA, Van Der Heijde RGL, Völker-Dieben HJ. Radius and asphericity of the posterior corneal surface determined by corrected Scheimpflug photography. Acta Ophthalmol Scand. 2002; 80(4): 379-83.
- Corbett M, Maycock N, Rosen E, David O. Corneal Topography. Principles and applications. 2nd ed. Springer Nature Switzerland AG; 2019.
- Roberts CJ. Corneal Topography. En: Azar DT, Gatinel D, Ghanem RC, Taneri S, editores. Refractive surgery. 3rd ed. Elsevier Inc; 2020. p. 49-57.
- Mejía-Barbosa Y, Malacara-Hernández D. A review of methods for measuring corneal topography. Optom Vis Sci 2001; 78(4): 240-53.
- García-García, Melián R, Carreras H, Rodríguez-Hernández V, Reñones J, Estévez B. Corneal dioptric power and astigmatism: A comparison between colour light-emitting diode based (CassiniTM) and Scheimpflug technology (PentacamTM) topography. Arch Soc Esp Oftalmol. 2019; 94(6): 273-80.
- Arce CG, Ruiz Mesa R, Abengózar Vela A, Ruiz Santos M. Métodos de análisis preoperatorios del astigmatismo. En: Cristóbal JÁ, Ruiz Mesa R, editores. Astigmatismo. Métodos diagnósticos y terapéuticos. Sociedad Española de Oftalmología; 2019. p. 101-28.
- Cairns G, McGhee CNJ. Orbscan computerized topography: Attributes, applications, and limitations. J Cataract Refract Surg. 2005; 31(1): 205-20.
- Huang J, Ding X, Savini G, Pan C, Feng Y, Cheng D, et al. A comparison between scheimpflug imaging and optical coherence tomography in measuring corneal thickness. Ophthalmology. 2013; 120(10): 1951-8.
- Savini G, Carbonelli M, Barboni P, Hoffer KJ. Repeatability of automatic measurements performed by a dual Scheimpflug analyzer in unoperated and post-refractive surgery eyes. J Cataract Refract Surg. 2011; 37(2): 302-9.
- Aramberri J, Araiz L, García A, Illarramendi I, Olmos J, Oyanarte I, et al. Dual versus single Scheimpflug camera for anterior segment analysis: Precision and agreement. J Cataract Refract Surg. 2012; 38(11): 1934-49.
- Li Y, Chamberlain W, Tan O, Brass R, Weiss JL, Huang D. Subclinical keratoconus detection by pattern analysis of corneal and epithelial thickness maps with optical coherence tomography. J Cataract Refract Surg. 2016; 42(2): 284-95.
- Reinstein DZ, Gobbe M, Archer TJ, Silverman RH, Coleman J. Epithelial, stromal, and total corneal thickness in keratoconus: Three-dimensional display with artemis very-high frequency digital ultrasound. J Refract Surg. 2010; 26(4): 259-71.
- Sinjab MM. Corneal Topography in Clinical Practice. 2nd ed. London: Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd; 2012.
- Duncan JK, Belin MW, Borgstrom M. Assessing progression of keratoconus: novel tomographic determinants. Eye Vis. 2016; 3(1): 6.
- Lee YW, Choi CY, Yoon GY. Comparison of dual rotating Scheimpflug-Placido, swept-source optical coherence tomography, and Placido-scanning-slit systems. J Cataract Refract Surg. 2015; 41(5): 1018-29.
- Schröder S, Langenbucher A, Schrecker J. Comparison of corneal elevation and pachymetry measurements made by two state of the art corneal tomographers with different measurement principles. PLoS One. 2019; 14(10): e0223770.
- Maldonado López M, Nieto Fernández J. Topografía de la ectasia corneal. En: Peris Martínez C, Menezo Rozalén JL, editores. Tratamiento de la ectasia corneal. Sociedad Española de Oftalmología; 2007. p. 67-96.
- Gilani F, Cortese M, Ambrósio RR, Lopes B, Ramos I, Harvey EM, et al. Comprehensive anterior segment normal values generated by rotating Scheimpflug tomography. J Cataract Refract Surg. 2013; 39(11): 1707-12.
- McAlinden C, Khadka J, Pesudovs K. A Comprehensive Evaluation of the Precision (Repeatability and Reproducibility) of the Oculus Pentacam HR. Investig Ophthalmology Vis Sci. 2011; 52(10): 7731.
- Calossi A. Corneal asphericity and spherical aberration. J Refract Surg 2007; 23: 505-14.
- Yebrá-Pimentel E, González-Jéjome JM, Cerviño A, Giráldez MJ, González-Pérez J, Parafita MA. Corneal asphericity in a young adult population. Clinical implications. Arch Soc Esp Oftalmol. 2004; 79(8): 385-92.
- Barraquer RI, Picó A. Aberrometría aplicada. En: Ruiz Mesa R, Tañá Rivero P, editores. Óptica para el cirujano faco-refractivo. Elsevier. Monografías SECOIR; 2015. p. 147-62.
- Arnalich-Montiel F, Mingo-Boitín D, De Arriba-Palomero P. Preoperative Risk Assessment for Progression to Descemet Membrane Endothelial Keratoplasty Following Cataract Surgery in Fuchs Endothelial Corneal Dystrophy. Am J Ophthalmol. 2019; 208: 76-86.
- Garzón N, Poyales F, Illarramendi I, Mendicute J, Jáñez Ó, Caro P, et al. Corneal densitometry and its correlation with age, pachymetry, corneal curvature, and refraction. Int Ophthalmol. 2017; 37(6): 1263-8.