

Ecometría para el cálculo de lentes intraoculares

Juan A. Dalmagro y Julio A. Urrets Zavalía

Servicio de Oftalmología, Clínica Universitaria Reina Fabiola, Universidad Católica de Córdoba

Recibido: 9 de junio de 2016.

Aceptado: 28 de junio de 2016.

Correspondencia:

Dr. Juan A. Dalmagro
Clínica Universitaria Reina Fabiola
Oncativo 1248
5000 Córdoba, Argentina
juan.dalmagro@gmail.com

Oftalmol Clin Exp (ISSN 1851-2658)
2016; 9(3): 75-87.

Resumen

La medición del largo axial tuvo su punto de inflexión en 1999 con el advenimiento de la biometría óptica, que sigue superándose a sí misma con nuevas propuestas tecnológicas y coexiste con el uso tradicional de ultrasonidos de contacto y de inmersión.

La potencia corneal puede ser determinada mediante queratómetros manuales o automáticos —estos últimos ya incorporados como unidad funcional a los equipos de biometría óptica— y se puede recurrir a los topógrafos y al OCT para casos especiales. Así también conviven conceptos que reflejan progreso y épocas diferentes como la queratometría estándar, la queratometría simulada, etc. Hoy nuevamente la evolución tecnológica promete mejorar o complementar lo que hace poco pareció ser un antes y un después definitivo de la biometría óptica con la reciente incorporación de los aberrómetros intraoperatorios.

Se consideran las generalidades, los casos especiales y las señales de alerta para optimizar y evitar posibles errores en las mediciones del largo axial, la potencia corneal y la selección de fórmulas.

Ultrasonography for intraocular lens calculation

Abstract

Axial length measurement had a turning point in 1999 with the advent of optical biometry, a technique that keeps on improving itself with new technological proposals, and that coexists with the traditional use of contact and immersion ultrasound.

Corneal power can be measured by means of manual or automated keratometry —this latest one already incorporated as a functional unit to optical biometry devices— and, for special cases, topography and OCT can be used. Likewise, different concepts reflecting evolution and different times, such as standard keratometry, simulated keratometry, etc., coexist today. Currently, once again, with the recent incorporation of intraoperative aberrometers, technological evolution promises to improve or supplement what not a long time ago seemed to be a definite before and after in optical biometry. Here we consider the basics, special cases and warning signs with the purpose of optimizing and avoiding possible mistakes in axial length and corneal power measurements as well as in formula selection.

Ecometria para o cálculo de lentes intraoculares

Resumo

A medição do comprimento axial teve seu ponto de inflexão em 1999 com o advento da biometria óptica, que segue auto superando-se com novas propostas tecnológicas e coexiste com o uso tradicional de ultrassom de contato e de imersão.

A potência corneana pode ser determinada por ceratómetros manuais ou automáticos —estes últimos já incorporados como unidade funcional às equipes de biometria óptica— e é possível recorrer aos topógrafos e ao OCT para casos especiais. Também convivem conceitos que refletem progresso e épocas diferentes como a ceratometria estándar, a ceratometria simulada, etc. Hoje novamente a evolução tecnológica promete melhorar ou complementar o que faz pouco parecia ser um antes e um depois definitivo da biometria óptica com a recente incorporação dos aberrômetros intraoperatórios.

Consideram-se as generalidades, os casos especiais e as sinais de alerta para otimizar e evitar possíveis erros nas medições do comprimento axial, a potência corneana e a seleção de fórmulas.

Palavras-chave: comprimento axial, biometria óptica, fórmulas, ecometria, lentes intraoculares.

Introducción

Son elocuentes las necesidades crecientes de la exactitud en el cálculo de la lente intraocular vinculadas con el advenimiento del continuo avance y perfeccionamiento en las técnicas quirúrgicas para la extracción de cataratas y con el incremento de las expectativas de los pacientes en cuanto al resultado alcanzado socialmente en función de la independencia de anteojos.

El cirujano ha de correlacionar el estado refractivo previo del paciente, sus antecedentes y cada uno de los parámetros medidos más allá de todos los avances en los métodos de cálculo y de medición. Una orientación se obtiene al multiplicar la refracción previa por 1,6 y luego sumar a este resultado 18. Si hubiera discordancias importantes se procederá a revisar las mediciones y/o a buscar las explicaciones que lo justifiquen.

El largo axial y la profundidad de la cámara anterior (ACD) han sido medidos tradicionalmente mediante ultrasonidos. Desde 1999 la biometría óptica ha ido posicionándose como el método de referencia para hacerlo. El IOL-Master 500 (Carl Zeiss Meditec, Dublin, California, Estados Unidos) utiliza interferometría de coherencia parcial con un diodo láser infrarrojo de 780 μm . El Lenstar LS 900 (Haag-Steit, Koeniz, Suiza) usa reflectometría óptica de baja coherencia a través de un diodo superluminiscente de 820 μm . El nuevo IOL-Master 700 (Carl Zeiss Meditec, Alemania), mediante la tomografía de coherencia óptica “swept source”, permite obtener mediciones en ojos con cataratas nucleares más densas o subcapsulares posteriores más avanzadas al no estar basado en métodos ópticos dependientes de la facilidad de la propagación de la luz. Incorpora la fórmula Holladay II y la nueva fórmula Haigis-T para LIO tóricas. Determina en forma automática la profundidad de la cámara anterior (el IOL-Master 500 lo hace mediante una sección óptica en forma de hendidura que es más sensible a errores del operador) y suma las mediciones de paquimetría y diámetro pupilar a las habituales del modelo anterior de la marca.

La queratometría puede medirse por conocidos equipos manuales o automáticos dentro de los que

ahora hay que incluir las propias del IOL-Master y del Lenstar LS 900.

La topografía corneal es altamente recomendable para evaluar ojos con cirugía refractiva previa. Brinda información adicional de la potencia corneal más central, incluyendo queratometrías simuladas (Sim K) dentro de 1-2 y 3 mm, dependiendo del fabricante.

El Orbscan II (B+L, Rochester, New York, Estados Unidos) combina técnicas de reflexión y proyección a partir del disco de Plácido y el escaneado de hendidura obteniendo topografía axial y tangencial.

La Pentacam (Oculus, Arlington, Washington, Estados Unidos) utiliza una cámara Scheimpflug rotacional y otra de tipo estático asociada.

El Galilei (Ziemer, Port, Suiza) escanea el segmento anterior mediante un disco de Plácido y un sistema Scheimpflug dual rotatorio.

La tomografía de coherencia óptica (OCT) mide con alta resolución los contornos corneales anterior y posterior basándose en la interferometría de baja coherencia.

El Optiware Refractive Analysis (ORA) System (Wave Tec Vision Systems, Aliso Viejo, California, Estados Unidos) posibilita la realización intraoperatoria de una biometría refractiva. Es un aberrómetro que utiliza una luz infrarroja e interferometría de Talbot-Moiré.

El Holo Intra Op (Clarity Medical Systems, Pleasanton, California, Estados Unidos) es también un aberrómetro intraoperatorio. Brinda en tiempo real en pantalla la refracción durante el procedimiento quirúrgico¹.

¿Ecometría de inmersión o ecometría de contacto?

El error promedio por acortamiento en la ecometría de contacto o de aplanación fue de 0,21 mm y resultó mayor entre los ojos más largos².

La biometría óptica (IOL-Master o Lenstar 900) es exacta para medir el largo axial (LA) pero no puede medir al 10%-15% de los ojos.

La ecometría por inmersión también es exacta ya que elimina la compresión y de hecho sus mediciones se han utilizado durante el desarrollo de la calibración del IOL-Master.

Algunos fabricantes ofrecen sondas de ultrasonido (US) paralelo (no focal como el usado para aplanación) apropiadas para equipos aptos para la técnica de inmersión.

Se deben medir ambos ojos; remedir si hay diferencia mayor a 0,3 mm y repetir mediciones o utilizar otro método si hay discordancia con anteojos o refracciones previas que sirvan de referencia siendo anteriores al posible cambio refractivo secundario a la catarata. Una dioptría (D) de error en la lente intraocular (LIO) produce un error refractivo de 0,7 D en el plano del antejo³.

Largo axial "correcto"

El LA es el factor más importante de la fórmula. Un error en su medición de 1 mm produce un defecto refractivo de aproximadamente 2,35 dioptrías (D) en un ojo de 23,5 mm. En uno de 30 mm se reduce a sólo 1,75D pero asciende hasta 3.75D/mm en un ojo de 20 mm.

La compresión corneal es la principal causa de error en la obtención del LA y es variable de cero a 1 mm, por lo que no puede corregirse matemáticamente.

Los ojos con cirugía de glaucoma son más susceptibles a la compresión, por lo que requerirán idealmente biometría óptica.

En ojos muy cortos (LA inferior a 22 mm, 8% de los pacientes) puede no ser posible obtener mediciones en modo automático para el LA debido a que la cámara anterior (CA) es muy estrecha. Por esto será necesario medir en modo manual, lo cual precisa de una correcta alineación al direccionar la sonda⁴. Es necesario observar que el eco corneal, los ecos de la superficie anterior y posterior del cristalino y el eco retinal estén a la misma altura y lo más verticalmente posible. El eco retinal debe subir verticalmente y sin escalones, que podrían significar un mal alineamiento. Recordar en estos ojos que toda compresión se magnifica, por lo que sería más exacto recurrir a técnicas de inmersión o biometría óptica.

Si no se consigue medir con IOL-Master 500 por opacidades puede intentarse descentrar en forma leve lateralmente.

Si se sospecha estafiloma posterior en ojos con miopía elevada (LA mayor a 24,5 mm) se puede hacer ecografía modo B para documentarlo y precisarlo (aparte de modo A) o biometría óptica. No es exacto hacerle fijar al paciente en la luz de la sonda de US de aplanación.

Los pacientes con LA normales logran resultados refractivos dentro de la 0,5 D de la emetropía en el 67% al 72% de los casos, pero sólo el 54% de los casos con miopía (LA mayor a 25 mm) lo consigue si no se utiliza algún método de optimización⁵⁻⁶.

No obstante, por ejemplo, la optimización de la fórmula SRK-T (posible sólo en función de la constante A) mejora su rendimiento en un determinado rango de LA y lo empeora fuera de él. En cambio, la completa optimización de la fórmula de Haigis (a0, a1 y a2) logra resultados postoperatorios muy precisos (típicamente +/- 0,25 D) aún en casos con miopía axial⁷.

Wang y colaboradores propusieron un método para ajustar el LA y mejorar los resultados refractivos en ojos largos que está disponible en el *Journal of Cataract and Refractive Surgery*⁸.

Si el ojo tiene hialosis asteroide, vitreítis, hemorragia vítrea, desprendimiento de retina o maculopatía puede ser difícil de medir u obtenerse mediciones incorrectas con modo A solamente por lo que puede complementarse con modo B⁹.

Casos especiales

En ojos con aceite de silicón lo ideal sería hacer una ecometría previa a su implante. Si no se cuenta con ella se debería recurrir a la biometría óptica como mejor opción. En el caso en que se pueda realizar solamente con ultrasonido, se tiene que adecuar la velocidad a 980 m/seg si es aceite de 1000 cst y a 1040 m/seg si es de 5000 cst. Si no se puede adecuar la velocidad al resultado obtenido con la velocidad normal (1.555 m/seg) se le debe multiplicar por la constante 0,71.

Un problema aparte es que el aceite dentro de la cavidad vítrea actúa como una lente negativa cuando se implanta una LIO biconvexa, lo que requiere compensarse incrementando la potencia de la LIO entre 3 y 5 D. Se recomienda utilizar

una LIO de PMMA plano convexa con una adición de 3 a 3,5 D.

Otro caso especial, aunque no tan complejo, es el de los pacientes operados de desprendimiento de retina con implante de cerclaje, ya que este aumenta el LA aproximadamente 1 mm. Como la mayoría de las fórmulas modernas de tercera generación utilizan tanto el LA como la queratometría (K) para determinar la posición efectiva de la LIO (PEL), Hoffer propone un método de "Doble LA" (el LA preoperatorio sería para predecir PEL y el LA postoperatorio sería para el cálculo de la vergencia de la LIO); pero como las fórmulas no permiten ingresar desdoblado este dato en forma automática sugiere como alternativa reducir la potencia de la LIO para evitar resultados o errores miópicos en la refracción postoperatoria¹⁰.

Además deben considerarse casos especiales como la hialosis asteroide que puede producir mediciones de LA en modo A automático con errores refractivos postoperatorios de hasta 6 D, ya que determina un LA muy corto con una LIO de potencia excesiva al confundir los ecos de los depósitos de calcio con los de la retina. La utilización de modo B complementariamente con modo A manual ayudará a determinar el LA real.

Velocidad del US

Se debe considerar que el ecómetro mide tiempo, no distancia. Si se selecciona en el ecómetro una velocidad que coincida con la velocidad real a la que se desplazará el US en el ojo, el cálculo de la distancia será exacto. Las opciones para esta selección de velocidad se ofrecen en algunos aparatos en forma de situaciones clínicas diferentes (afaquia, pseudofaquia, catarata, catarata densa). La velocidad del US es mayor cuanto mayor sea la proporción de medios sólidos en el ojo, lo cual se encuentra en ojos cortos y está determinado fundamentalmente por la presencia o no del cristalino. Los errores más significativos se producen en estos ojos con mayores proporciones de sólidos.

Un método que puede usarse (*corrected axial length factor*, CALF) para corregir estas diferencias es medir el ojo a 1532 m/seg (como si fuera todo líquido) y añadir 0,34 mm al resultado para incorporar el efecto del cristalino.

La selección de una velocidad apropiada es también necesaria para cada tipo de LIO en caso de pseudofaquia; y es uno de los factores que dificulta (hasta hacerlo casi imposible) la medición de ojos con aceite de silicón.

Si el equipo no permite seleccionar velocidades de US diferentes se puede corregir según la siguiente fórmula^{4,11}:

LA real = (velocidad real/velocidad medida) x LA medido

La velocidad real deberá consultarse en las diferentes tablas disponibles tanto para los distintos tipos posibles de LIO implantadas como para las diferentes condiciones clínicas y tipos de ojos.

Fórmula "apropiada"

En su libro *IOL power* (2011), Hoffer recomienda la fórmula Hoffer Q para ojos con LA menor a 24,5 mm; la Holladay 1 para LA de 24,5 a 26 mm, y la SRK-T cuando el LA es mayor de 26 mm. También se pueden utilizar la de Holladay 2 y la de Haigis en todo LA, pero requieren de más datos. El propio Hoffer recomienda Holladay II en ojos extremadamente cortos (LA < 18 mm). Sugiere no emplear más SRK I y SRK II. También puede recurrirse a la fórmula promedio (Hoffer, Holladay, SRK-T) en caso de ojos cortos (22 a 24 mm).

Barrett argumenta que las sorpresas refractivas hipermetrópicas como resultado de las operaciones en ojos miopes se deben a que las fórmulas no están diseñadas para el uso de LIO de dioptrías negativas¹². La fórmula de Barrett es también conocida como la "fórmula universal" porque es apta para el uso de múltiples tipos de LIO y para ojos cortos, medios y largos. Está disponible en

www.apacrs.org/barrett_universal2/. A su vez, ha sido incorporada al Lenstar LS 900.

En cuanto a la fórmula de Haigis, debe optimizarse si no se comporta igual que cualquier otra de tercera generación. Optimizar sus tres constantes (a0, a1 y a2) precisa datos de 500 a 1000 ojos con la misma LIO, lo cual puede ser difícil para el cirujano promedio. No utiliza la K para predecir ELP¹³. En la página Optimized IOL constants for the Zeiss IOLMaster se pueden obtener valores para los modelos de LIO más habituales. La hoja de cálculo para la optimización está disponible en: http://doctor-hill.com/iol-master/iolmaster_main.htm.

La fórmula Hoffer Q también puede utilizarse para ojos posLASIK miópicos (tabla 1). Deja menos hipermetropía residual que SRK-T o Holladay I, siempre si refiere a cálculos normales (sin Doble K). Esto se debe a que Hoffer Q basa la predicción de PEL en una ecuación curva, no suponiendo entonces CA tan estrechas como otras fórmulas cuando la K es muy baja¹⁴⁻¹⁵.

La fórmula Haigis-L está pensada para ojos luego de LASIK miópicos o hipermetrópicos (tabla 1). Está incluida en el *software* del IOLMaster. Es una fórmula de regresión basada en estadística de ojos operados con LASIK y no es apropiada para ojos posqueratotomía radial (QR). Su exactitud puede disminuir en ojos extremadamente cortos o largos.

La fórmula de Masket sirve para el ajuste del cálculo de la LIO en ojos ablacionados y requiere conocer el cambio refractivo producido por la cirugía previa¹⁶.

Los normogramas de ajuste de Koch y de Wang son también para estos ojos y la corrección se hace de acuerdo con su largo axial¹⁷.

Tabla 1. Fórmula o normograma para ojos poscirugía refractiva.

Fórmula/normograma	Utilizar	Apto pos LASIK/PRK	Apto pos QR
Doble K	K real	Si	Si
Hoffer Q	K real	Si	Si
Haigis-L	K estándar	Si	No
Masket	K real	Si	No
Koch y Wang (normogramas)	K real	Si	No

* Todos los sitios web indicados en este trabajo estaban en perfecto funcionamiento cuando se consultaron en julio de 2016.

Para casos de ojos con *piggy back* se recomienda la fórmula Hoffer-Collenbrander o Holladay II (se comercializa como *software* Holladay IOL Consultant). Si no puede accederse a este, el modo más sencillo es calcular mediante estas fórmulas¹⁸⁻¹⁹:

- Corrección miópica: potencia de la LIO en *piggy back* = 1 x error residual a corregir
- Corrección hipermetrópica: potencia de la LIO en *piggy back* = 1,5x error residual a corregir.

Para ojos con anatomía alterada por cirugía como QR, queratotomía fotorrefractiva (PRK) y/o LASIK se puede utilizar el método de la Doble K sobre las ya conocidas fórmulas Holladay I, SRK-T, Hoffer Q, etc.²⁰. Esto puede calcularse automáticamente con los programas de Hoffer o en el Holladay IOL Consultant para la fórmula Holladay II no publicada, pero que usa Doble K en estos ojos.

El método Doble K utiliza la K preoperatoria (Kpre) para estimar PEL (o si no se conoce, un valor fijo de 43,5D) y la K postoperatoria (Kpos), mucho más plana, para el cálculo de la vergencia.

En la SRK-T si la Kpre es mayor a 45 D la fórmula tiende a sobrestimar la potencia de la LIO quedándonos así un ojo miope, en la Hoffer Q-Doble K, si la Kpre es menor a 42 D la tendencia será inversa.

Aramberri habla de “ceguera” para la predicción de PEL en las fórmulas de tercera generación (Hoffer Q, Holladay I y SRK-T) porque la predicción será igual para un ojo con segmento anterior profundo que para otro con segmento anterior más plano²¹. Por ello aconseja no usar la Kpre real aunque sea conocida y reemplazarla por:

- Si el segmento anterior es estrecho: $ACD+LT < 7.5$ mm, utilizar $Kpre = 42D$; donde ACD es la profundidad de CA y LT el espesor del cristalino.
- Si es intermedio: $7.5 \text{ mm} < ACD + LT < 8.1$ mm usar $Kpre = 43.5 D$.
- Si es profundo: $ACD + LT > 8.1$ mm aceptar $Kpre = 45 D$ (siempre hablando del método Doble K).

Una opción lógica ante la ausencia de un método óptimo es promediar varios métodos. Esta es la orientación del *calculator* en la página web www.ascrs.org/online-tools.

Recientemente basado en el estudio de Li Wang se han incorporado al *Calculator* de la ASCRS las

nuevas fórmulas de OCT y “True-K” validadas para ojos con procedimientos ablativos miópicos previos por sus buenos resultados comparativos²².

K “reales”

Es muy importante calibrar periódicamente los queratómetros y los topógrafos. En queratómetros manuales debe calibrarse además el ocular, aparte de adecuarse también con sus esferas estándar. Es más seguro intercambiar K de un aparato a otro en forma de radios de curvatura en milímetros que hacerlo en dioptrías. Puede suceder que al optimizar una constante de una LIO se esté compensando una incorrecta calibración del queratómetro. Un error en la queratometría de 1 dioptría produce aproximadamente un error de 1 dioptría en el valor de la LIO. Los usuarios de lentes de contacto requerirán tres días de reposo si usan blandas y tres semanas si son flexibles. En ojos operados con cirugía incisional se deberán hacer mediciones seriadas hasta obtener estabilidad y consistencia en los valores.

Los queratómetros manuales pueden ser útiles en caso de córneas irregulares. En caso de mediciones dudosas por ectasia, leucoma, astigmatismo irregular, deformaciones (*warpage*) por lentes de contacto o cirugía refractiva, debe realizarse topografía²³. Se puede utilizar el promedio de las cuatro mediciones centrales topográficas para el cálculo de la LIO. Para el caso de mediciones dificultosas con IOL-Master 500 puede intentarse descentrar ligeramente el equipo.

La queratometría (K) es la expresión de la potencia total de la córnea, pero el queratómetro sólo puede medir el radio de curvatura de la superficie anterior. Para incluir lo que correspondería a la superficie posterior que no puede medir recurre a un artilugio matemático que, basado en la relación constante entre ambas superficies de los ojos con anatomía normal, modifica compensatoriamente por convención el índice de refracción (IR) de la córnea. Si se usara el IR de la córnea habitual (1,376) se obtendría la potencia de la superficie anterior únicamente, por ello se utiliza el índice queratométrico estandarizado (1,337) que —como se mencionó— es un recurso

matemático para obtener la potencia total. Este fundamento emplean los queratómetros y la queratometría simulada (Sim K) de la topografía de reflexión. Es propicio recordar aquí que también se modificó ligeramente este índice con el objeto de que la conversión de milímetros a dioptrías redunde en números más redondos; y que hay diferencias entre el índice finalmente utilizado por las diferentes fábricas de equipos.

Se denomina queratometría estándar (K estándar, en tabla 1) a la proveniente de queratómetros manuales y automáticos, incluyendo IOL-Master 500 que mide en una zona aproximada de 2,3 mm y Lenstar LS 900 que lo hace en dos círculos de 2,30 mm y 1,65 mm de zona óptica aproximadamente; ambos equipos miden solamente la curvatura anterior como todos los de este grupo.

La alteración de la relación normal entre la curvatura anterior y posterior de la córnea (ejemplo: por LASIK) conduce a una sobreestimación de la potencia corneal total en caso de LASIK miópico por parte de los queratómetros y videoqueratoscopios. Otros factores que pueden añadirse a este error son la mayor asfericidad corneal (córnea central más plana) postoperatoria, alteración del estroma corneal que modifica su IR y medición más periférica, ya que las miras se proyectan más periféricas en una córnea aplanada. Esto afectará a los queratómetros manuales y a los automáticos, ya que al ser el centro más plano que la zona-diámetro de medición (por LASIK o PRK o RK) va a medir más convexidad que la real-central por estar ese diámetro de medición en la “rodilla” de la zona ablacionada (tratada). En los queratómetros manuales la mira es fija en tamaño. En los automáticos el tamaño reflejado depende de la curvatura y esto da mayor variabilidad en la zona de medición. Mide, por ejemplo, a un diámetro de 2,8 mm si el radio de curvatura corneal es de 7 mm; pero mide en 3,7 mm de diámetro si el radio es de 9 mm (es decir, con la córnea más plana).

Como las fórmulas para cálculo de LIO fueron diseñadas en base a los valores de K provenientes de queratómetros (manuales o automáticos), la mayoría de los topógrafos extrae desde el anillo de los 3 mm de diámetro (sin considerar datos de curvatura más centrales) una medición similar a

la que viene de los queratómetros, que en estos topógrafos se denomina Sim K.

La errónea determinación de la potencia corneal por parte de queratómetros y topógrafos en ojos operados de miopía conducirá a una refracción postoperatoria hipermetrópica (y lo inverso en ojos operados de hipermetropía)²⁴. Este error hipermetrópico se potenciará debido a otro error que actúa en el mismo sentido, ya que la fórmula utiliza la potencia corneal para la predicción de PEL. Así, en ojos posLASIK miópico la fórmula infiere erróneamente que la queratometría plana resultante de la ablación corresponde a una CA poco profunda. Por esto Aramberri propone el método de la Doble K que, como se mencionó anteriormente, utiliza la Kpre para calcular la PEL y la Kpost para el cálculo óptico de la vergencia. La doble K puede aplicarse a cualquier fórmula de tercera generación. En el sitio web de ASCRS (www.ascrs.org) se puede realizar el cálculo en forma automática.

La fórmula Holladay II en el *software* Holladay IOL Consultant permite ingresar directamente la Doble K. Si no puede usarse Doble K puede recurrirse a la fórmula Hoffer Q, ya que es la que dará la LIO de mayor poder para emetropía en estas circunstancias.

También puede reducirse el error que se producirá al predecir PEL en base a K utilizando la fórmula de Haigis, ya que ésta determina PEL con LA y ACD. Es la única fórmula que no estima PEL en función de K²⁵.

K “reales” posLASIK

Es conveniente conservar y también entregar al paciente las queratometrías y las refracciones prequirúrgicas. El conocido método de la historia clínica²⁶ sigue considerándose apto para obtener la potencia corneal posquirúrgica refractiva en casos de LASIK y PRK, mientras que ya no se lo debería utilizar para QR debido a la dilatada inestabilidad corneal posquirúrgica.

$$K = K_{pre} - RCC$$

K: potencia corneal. Kpre: potencia corneal antes de la cirugía refractiva.
RCC: cambio o diferencia en la refracción subjetiva (en el plano corneal).

En ojos sin información preoperatoria se ha descrito el método de la lente de contacto, que si bien es adecuado tanto para ojos con procedimientos ablativos como incisionales, su utilidad se ve limitada si la mejor agudeza visual corregida es menor a 20/80, ya que se torna impreciso. Por tal motivo, no sería aconsejable su uso para cataratas densas²⁷⁻²⁸.

Ya se mencionó que si se usan valores de queratometría estándar para el cálculo de la LIO en ojos con LASIK miópico, la refracción postoperatoria será hipermetrópica porque la queratometría sobreestima la verdadera potencia corneal. La magnitud depende de la cantidad de ablación y de la curvatura corneal²⁹. Ninguno de los métodos desarrollados para compensarlo es totalmente exacto. Esto fue descrito por Koch en 1989. La mayoría de los queratómetros manuales miden en una zona de 3,2 mm de diámetro, por lo que no tienen en cuenta el área más central, aplanada por las cirugías. Cuanto más plana sea la córnea, más periférica será la medida obtenida y mayor el error. Los queratómetros automáticos y los topógrafos tampoco pueden obtener mediciones exactas en ojos con cirugía refractiva corneal³⁰.

Maloney describió el método topográfico basado en el topógrafo corneal Humphrey (Atlas CT System) que selecciona la curvatura axial apical³¹. El método de Maloney, modificado por Wang y col. en 2004, obtiene la potencia corneal colocando el cursor en el centro del mapa topográfico y la aplica a una fórmula lineal¹⁵.

Por lo tanto, el método topográfico es una fórmula de regresión (para ajuste de Kpost) basada en datos estadísticos topográficos de ojos pos-LASIK, no aplicable a ojos pos QR (tabla 2)¹⁷. Forma parte de este grupo de recursos (método topográfico) la fórmula de Shammas²⁸, también conocida como método de la *no* historia clínica, que llega a una K equivalente a la lograda por dicho método pero mediante una fórmula de regresión lineal²⁷⁻²⁸.

Para los ojos pos QR, Awward se vale del promedio de las K topográficas provenientes del anillo central del área de 3 mm. Los valores obtenidos con este método se aplican luego a la fórmula Doble K, consiguiendo excelentes resultados refractivos en el cálculo de la LIO.

Este método del promedio de las K topográficas centrales no es apto para ojos ablacionados (tabla 2)³².

Para éstos y otros cálculos se puede descargar sin costo el programa Hoffer/Savini LASIK IOL Power Tool³³.

K "reales" posLASIK: topografías de elevación

Orbscan, Pentacam, Galilei y OCT no necesitan artilugios matemático-estadísticos para incorporar la potencia de la cara posterior de la córnea, ya que la miden, determinando así el valor conocido como potencia total. La metodología derivada de sus mediciones está orientada para ojos ablacionados y no está testeada en ojos con cirugía incisional.

Si la córnea está dentro de la normalidad en curvatura, asfericidad y relación cara anterior/posterior (r_1/r_2), tanto los queratómetros manuales o automáticos como los topógrafos de reflexión serán similares en cuanto a eficacia para la ecometría³⁴.

LASIK altera la relación normal r_1/r_2 produciendo sobreestimaciones de Sim K (queratometría simulada) en topógrafos que no miden cara posterior del orden del 14 al 25%^{24,35}. De los métodos que requieren datos preoperatorios para corregir esta sobreestimación, el más sencillo es restar el 15% de las dioptrías corregidas al valor ofrecido por el queratómetro.

Tanto Orbscan como Pentacam y Galilei calculan la potencia corneal a partir de las mediciones de los radios de curvatura anterior y posterior en sus respectivas presentaciones: *Mean total power*, *True net power map* y *Total corneal power map*.

Actualmente los topógrafos disponen de otro método para determinar la potencia total de la córnea, además del ya mencionado en base a la medición real de la cara anterior y de la posterior en función de sus radios de curvatura. Es un sistema que utiliza el trazado de rayos y se basa en la vergencia de su llegada a la cara posterior y es conceptualmente más correcto que el basado en los radios de curvatura. Por ejemplo, Galilei lo denomina *Total corneal power* y en Pentacam se ve como *Total refractive power*³⁶.

Si bien estos valores son en teoría más exactos, no pueden utilizarse directamente para ser aplicados en fórmulas que han sido elaboradas para emplear valores de K o Sim K tradicional provenientes del índice queratométrico estándar. Por este motivo, para las fórmulas SRK-T, Holladay o Hoffer Q la presentación “Holladay report” del Pentacam ofrece un valor denominado *Equivalent K readings*. Este “equivalent K” (en la zona de 4,5 mm) de las córneas ablacionadas ha sido propuesto como una medida ajustada a la verdadera potencia corneal (*true corneal power* o “True K”)³⁷. No obstante, el fabricante sugiere utilizar la medición correspondiente de 4,5 mm; otros han propuesto la de 2 y 3 mm³⁸⁻³⁹.

La elección del valor más alto de la LIO entre un grupo de valores próximos puede evitar la hipocorrección.

K “reales” pos QR

Los queratómetros y los topógrafos basados en el disco de Plácido miden la curvatura corneal a varios milímetros de su centro. Los errores en la determinación de K serán entonces mayores cuanto más pequeña sea la zona óptica y mayor el número de incisiones en la queratotomía radial (QR). Se deberían emplear los máximos métodos posibles y compararlos entre sí con lecturas de queratometría convencional y las de topografía corneal y K simulada.

A diferencia de lo que ocurre en LASIK o PRK, en los casos de QR la córnea conserva la relación normal entre su curvatura anterior y posterior ($r1/r2$). Sin embargo, utilizando Pentacam, Savini

observa modificaciones en función del número de incisiones radiales³⁸.

El método de la lente de contacto fue retomado por Holladay en 1989 únicamente para ojos operados por QR, ya que en ojos con procedimientos ablacionales como LASIK es impreciso. Consiste en determinar la diferencia entre la refracción con y sin corrección al utilizar una lente de contacto dura de potencia y curva base conocida. La diferencia obtenida se suma a la curva base dando la curvatura corneal. Requiere de una agudeza visual corregida de al menos 20/80⁴⁰.

El método de la historia clínica tiene resultados más cercanos a los métodos topográficos que cuando se usa en pacientes con PRK o LASIK. Pero tiene la limitación de la frecuente hipermetropización pos QR, por lo que actualmente se prefieren los métodos topográficos. Se utilizan mapas de valores topográficos promedio de la cara anterior representativos de los 2-3 mm centrales provistos por equipos como el Eye Sys Corneal Analysis System o el Zeiss Humphrey Atlas Topographer con refracciones aspiradas de -1,00 en fórmulas como Holladay II o el método de la Doble K con fórmulas de tercera generación⁴¹⁻⁴².

Estos datos requerirán utilizar el calculador en la página web, por ejemplo, de ASCRS en: www.ascrs.org/online-tools. Hoy en día probablemente sea ésta la mejor opción (por las actualizadas opciones integrales que ofrece) para pacientes operados de cirugía refractiva.

En caso de “sorpresa refractiva” no debe plantearse recambio de LIO en estos pacientes hasta que la córnea y la refracción se estabilicen, lo que puede tardar varias semanas o meses.

Tabla 2. Recursos para adecuación de K poscirugía refractiva.

Método	Pos láser	Pos QR
Historia clínica	Si	No
Lente de contacto	Si	Si
Topográfico (de ajuste)	Si	No
Topográfico (promedio anillo central)	No	Si
Potencia total	Si	No probada

“Estimando” PEL

Es la única variable que no puede medirse preoperatoriamente y que debe predecirse⁴². Al principio, la mayoría de las LIO eran de cámara anterior (CA) o prepupilares, por lo que en las fórmulas teóricas originales este factor se denominó profundidad de la CA (ACD) y se le asignó un valor constante (normalmente 2,8 o 3,5). Este valor se incorporó como “constante A” de la LIO en las fórmulas de regresión en los años ochenta, como la SRK. Aunque las fórmulas SRK no se utilizan actualmente se sigue empleando la constante A de la LIO en representación de su posición en el ojo (PEL).

En ojos hipermétropes altos, pequeños desplazamientos de la LIO tienen proporcionalmente más repercusión que en los ojos miopes (más largos) por el LA y por la mayor potencia de la LIO. Sólo el 20% de los ojos cortos presentan el segmento anterior pequeño y el posterior normal, el 80% tiene el segmento anterior normal y el segmento posterior anormalmente corto. Así, las fórmulas que predicen la lógica de segmento anterior pequeño en un ojo corto originarán un error en el 80% de estos ojos por prever una CA de poca profundidad, lo que puede ocasionar errores hipermetrópicos de hasta cinco dioptrías⁴³. La ACD debe tenerse muy en cuenta al evaluar ojos cortos (LA menor a 22,00 mm) para el cálculo de la LIO, ya que incluso utilizando fórmulas apropiadas como Hoffer Q y Haigis los errores refractivos postoperatorios aumentan al disminuir ACD (<2,40 mm)⁴⁴. Debe informarse abiertamente al paciente sobre estos riesgos de posibles errores en tales ojos para limitar innecesarias frustraciones e insatisfacciones⁴⁵.

La principal diferencia entre las fórmulas reside en la precisión para la predicción de PEL. Esto las ha hecho progresar en el tiempo de primera a cuarta generación de acuerdo con más y mejores parámetros utilizados a tal fin. Las de tercera generación (Holladay I de 1988, SRK-T de 1990 y Hoffer Q de 1993) se basan en el LA y la K para su determinación. La fórmula de

Haigis (1996), también de tercera generación, ya lo hace a partir del LA y de la medición real de la profundidad de la CA (ACD). En su fórmula, Haigis sustituyó la K por ACD para esto.

Las de cuarta generación emplean más de dos factores para estimar PEL. Olsen (1990) recurre a LA, K, ACD y del grosor del cristalino (LT) y Holladay II (1996) al LA, K, ACD, LT, diámetro corneal horizontal (WW), refracción preoperatoria y edad.

La fórmula Holladay II (no publicada) está disponible en el programa Holladay IOL Consultant e integra el *software* provisto en el IOL-Master 700.

Las fórmulas de lente gruesa y con trazado de rayos exacto (Okulix y Phaco Optics) proveniente de datos topográficos tienen en cuenta las aberraciones ópticas más importantes en ojos con LASIK o PRK y el tamaño de la pupila⁴⁶.

En cada fórmula PEL está representada por un nombre distinto que es también la variable a modificar para la “optimización” de la fórmula con la experiencia del cirujano. Holladay I usa como PEL a “SF” (factor cirujano); SRK-T utiliza la “constante A” y Hoffer Q, “ACD” (profundidad de CA). Existen tablas de conversión de constantes para su intercambio entre fórmulas y hojas de cálculo para optimización en la web.

Si se dispone en ojos de menos de 20 mm, debería usarse la fórmula Holladay II. La mayor variación se produce en ojos cortos o largos con curvatura corneal atípica (lo esperable sería que un ojo corto tenga compensatoriamente K altas, en cuyo caso una fórmula específica para ojos cortos como Hoffer Q funcionaría casi igual que como una que no lo es como Holladay I)⁴⁷.

La fórmula de Haigis tiene tres constantes:

- “a0”, que es similar a las constantes de las otras fórmulas y, por lo tanto, puede obtenerse por equivalencias para conversión;
- “a1”, relacionada con la profundidad de la CA, se usa 0,4 como valor sin optimizar;
- “a2” asociada al LA y que usa 0,1 sin optimizar.

También pueden obtenerse constantes en la web en el “User Group for Laser Interference Biometry” (<http://ocusoft.de/ulib/>)⁴⁸.

Consideraciones finales

Son necesarios mayores avances para la metodología dependiente de las mediciones de la potencia corneal y de la predicción de PEL, como así también en el desarrollo de sus fórmulas específicas.

El método ORA resultó más exacto para el cálculo de la LIO correcta en pacientes posLA-SIK miópico o PRK que Haigis-L, la fórmula de Shammas y los métodos basados en datos de la historia clínica⁴⁹. Otros autores confirmaron su utilidad para ojos con cirugía refractiva previa y para aquellos con LA extremos⁵⁰⁻⁵¹. Es importante informar al paciente de la posible dificultad en obtener resultados refractivos exactos en los ojos con cirugías previas y en los casos con LA extremos.

El reemplazo del valor de K por el trazado de rayos exacto o real ha probado ser más preciso para la determinación de la refracción del ojo pseudofáquico⁴⁶. Introduce en el análisis un nuevo elemento: las aberraciones ópticas. Una aberración esférica positiva, incluso en ojos con córneas normales, puede desplazar el foco —sobre todo en LIO esférica de alta potencia— hacia la LIO, miopizando el ojo. Actualmente están disponibles los programas Okulix y Phaco Optics. El cálculo de la LIO por trazado de rayos con la fórmula de Olsen presentó un menor error que las fórmulas de vergencia clásicas⁵².

Establecido está que el éxito de la cirugía de catarata es inherente a la exactitud en el cálculo de la LIO. La expectativa es creciente en cuanto al resultado refractivo por parte de pacientes y médicos en la ya comprobada tendencia hacia la constante evolución para la inclusión de todos en la emetropía.

Referencias

1. Krueger RR, Shea W, Zhou Y, Osher R, Slade SG, Chang DF. Intraoperative, real-time aberrometry during refractive cataract surgery with a sequentially shifting wavefront device. *J Refract Surg* 2013; 29: 630-5.
2. Shammas HJ. A comparison of immersion

- and contact techniques for axial length measurement. *J Am Intraocul Implant Soc* 1984; 10: 444-7.
3. Feiz V, Mannis MJ, García-Ferrer F *et al.* Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for myopia and hyperopia: a standardized approach. *Cornea* 2001; 20: 792-7.
4. Hoffer KJ. Ultrasound velocities for axial eye length measurement. *J Cataract Refract Surg* 1994; 20: 554-62.
5. Simon SS, Chee YE, Haddadin RI *et al.* Achieving target refraction after cataract surgery. *Ophthalmology* 2014; 121: 440-4.
6. Roessler GF, Dietlein TS, Plange N *et al.* Accuracy of intraocular lens power calculation using partial coherence interferometry in patients with high myopia. *Ophthalmic Physiol Opt* 2012; 32: 228-33.
7. Terzi E, Wang L, Kohnen T. Accuracy of modern intraocular lens power calculation formulas in refractive lens exchange for high myopia and high hyperopia. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1181-9.
8. Wang L, Shirayama M, Ma XJ, Kohnen T, Koch DD. Optimizing intraocular lens power calculation in eyes with axial lengths above 25,0 mm. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 2018-27.
9. Martin RG, Safir A. Asteroid hialosis affecting the choice of intraocular lens implant. *J Cataract Refract Surg* 1987; 13: 62-5.
10. ASCRS Course 2012, Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery (2000: Boston). *Modernizing IOL power. IOL power calculation: striving for accuracy*. Boston: American Society of Cataract and Refractive Surgery, 2000.
11. Shammas H. *Intraocular lens power calculations: avoiding the errors*. Glendale: New Circle, 1996.
12. Barrett GD. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power prediction. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19: 713-20.
13. Haigis W. The Haigis formula. En: Shammas HJ (ed.). *Intraocular lens power calculations*. Thorofare: Slack, 2003, p. 41-57.

14. Odenthal MT, Eggink CA, Melles G, Pameyer JH, Geerards AJ, Beekhuis WH. Clinical and theoretical results of intraocular lens power calculation for cataract surgery after photorefractive keratectomy for myopia. *Arch Ophthalmol* 2002; 120: 431-8.
15. Wang L, Booth MA, Koch DD. Comparison of intraocular lens power calculation methods in eyes that have undergone LASIK. *Ophthalmology* 2004; 111: 1825-31.
16. Masket S, Masket SE. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in eyes requiring cataract surgery after excimer laser photoablation. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 430-4.
17. Koch D, Wang L. Calculating IOL power in eyes that have had refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 2039-42.
18. Findl O, Menapace R. Piggyback intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 308-9.
19. Findl O, Menapace R, Rainer G, Georgopoulos M. Contact zone of piggyback acrylic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25: 860-2.
20. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: double-k method. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 2063-8.
21. Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 419-24.
22. Wang L, Tang M, Huang D, Weikert MP, Koch DD. Comparison of newer intraocular lens power calculation methods for eyes after corneal refractive surgery. *Ophthalmology* 2015; 122: 2443-9.
23. Byrne SF. Intraocular lens power calculation. En: Byrne SF (ed.). *A-scan axial eye length measurements; A handbook for IOL calculations*. Mars Hill: Grove Park, 1995.
24. Seitz B, Langenbucher A, Nguyen NX, Kus MM, Küchle M. Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 1999; 106: 693-702.
25. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 1658-1663.
26. Holladay JT. Consultations in refractive surgery: IOL calculations following radial keratotomy surgery. *Refract Corneal Surg* 1989; 5: 203.
27. Shammas HJ, Shammas MC. No-history method of intraocular lens power calculation for cataract surgery after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 31-6.
28. Shammas HJ, Shammas MC, Garabet A, Kim JH, Shammas A, LaBree L. Correcting the corneal power measurements for intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol* 2003; 136: 426-32.
29. Feiz V, Mannis MJ, García-Ferrer F *et al*. Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for myopia and hyperopia: a standardized approach. *Cornea* 2001; 20: 792-7.
30. Koch DD, Liu JF, Hyde LL, Rock RL, Emery JM. Refractive complications of cataract surgery after radial keratotomy. *Am J Ophthalmol* 1989; 108: 676-82.
31. Smith RJ, Chan WK, Maloney RK. The prediction of surgically induced refractive change from corneal topography. *Am J Ophthalmol* 1998; 125: 44-53.
32. Awward ST, Dwarakanathan S, Bowman W *et al*. Intraocular lens power calculation after radial keratotomy: estimating the refractive corneal power. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 1045-50.
33. Hoffer KJ. The EyeLab website. Disponible en: <http://www.EyeLab.com> o <http://www.IOL-PowerClub.org>.
34. Cuaycong MJ, Gay CA, Emery J, Haft EA, Koch DD. Comparison of the accuracy of the computerized videokeratography and keratometry for use in intraocular lens calculations. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19 (suppl): 178-81.
35. Holladay JT. Cataract surgery in patients with previous keratorefractive surgery

- (RK, PRK and LASIK). *Ophthalmic Practice* 1997; 15: 238-44.
36. Norrby S. Pentacam keratometry and IOL power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 3.
 37. Holladay JT, Hill WE, Steinmueller A. Corneal power measurements using Scheimpflug imaging in eyes with prior corneal refractive surgery. *J Refract Surg* 2009; 25: 862-8.
 38. Savini G, Barboni P, Profazio V, Zanini M, Hoffer KJ. Corneal power measurements with the Pentacam Scheimpflug camera after myopic excimer laser surgery. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 809-13.
 39. Savini G, Barboni P, Carbonelli M, Hoffer KJ. Accuracy of Scheimpflug corneal power measurements for intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1193-7.
 40. Soper JW, Goffman J. Contact lens fitting by retinoscopy. En: Soper JW (ed). *Contact lenses: advances in design, fitting, application: selected papers and discussion from the 19th annual convention of the Contact Lens Society of America, Orlando, Florida. St Paul, MN: Contact Lens Society of America, 1974, p. 99.*
 41. Hamed AM, Wang L, Misra M, Koch DD. A comparative analysis of five methods of determining corneal refractive power in eyes that have undergone myopic laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2002; 109: 651-8.
 42. Olsen T, Olesen H, Thim K, Corydon L. Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 587-90.
 43. Fenzl RE, Gills JP, Cherchio M. Refractive and visual outcome of hyperopic cataract cases operated on before and after implementation of the Holladay II formula. *Ophthalmology* 1998; 105: 1759-64.
 44. Eom Y, Kang SY, Song JS, Kim YY, Kim HM. Comparison of Hoffer Q and Haigis formulae for intraocular lens power calculation according to the anterior chamber depth in short eyes. *Am J Ophthalmol* 2014; 157: 818-24.
 45. Carifi G, Aiello F, Zygoura V, Kopsachilis N, Maurino V. Accuracy of the refractive prediction determined by multiple currently available intraocular lens power calculation formulas in small eyes. *Am J Ophthalmol* 2015; 159: 577-83.
 46. Cánovas C, Abenza S, Alcón E, Villegas EA, Marín JM, Artal P. Effect of corneal aberrations on intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 1325-32.
 47. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 1233-7.
 48. Hoffer KJ, Aramberri J, Haigis W et al. Protocols for studies of intraocular lens formula accuracy. *Am J Ophthalmol* 2015; 160: 403-5.
 49. Ianchulev T, Hoffer KJ, Yoo SH et al. Intraoperative refractive biometry for predicting intraocular lens power calculation after prior myopic refractive surgery. *Ophthalmology* 2014; 121: 56-60.
 50. Chen M. An evaluation of the accuracy of the ORange (Gen II) by comparing it to the IOLMaster in the prediction of postoperative refraction. *Clin Ophthalmol* 2012; 6: 397-401.
 51. Mackool RJ, Ko W, Mackool R. Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis: aphakic refraction technique. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 435-7.
 52. Olsen T, Hoffman P. C constant: new concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40: 764-73.