

David Flikier, M.D.
Stephanie Flikier, BchCM

Biometría, cálculo de lentes intraoculares

Introducción:

El 29 de noviembre de 1949, Sir Harold Ridley implantó por primera vez en la historia, un lente intraocular en un ojo humano (1, 2). Para 1952 describe y publica la técnica, donde describe por primera vez el resultado óptico, después del implante. Los resultados de los dos primeros pacientes, evidenciaron una elevada miopía (Equivalentes esféricos de -21 y -15 Dioptrías), producto de un poder refractivo excesivo de los lentes implantados, que fueron modelados de acuerdo al cristalino humano, con curvaturas anteriores y posteriores de 10 y 6 mm. Debido al alto índice de refracción del material del lente intraocular (LIO) utilizado en ese momento, el Polimetil Metacrilato, que es mayor al del cristalino, se obtuvo este resultado inesperado. Los siguientes 25 pacientes se beneficiaron de un LIO con poder de +25,00 D, mejorando el error refractivo postoperatorio medio a -2.25 D, con un alto rango de -10.5 D a +4.5 D.

Este fue el comienzo de una larga lucha contra el defecto residual de más de 60 años, que ha pasado por varias etapas. Durante las primeras dos décadas, los esfuerzos se enfocaron en mejorar el diseño de los lentes intraoculares y disminuir las complicaciones asociadas a la implantación del lente intraocular (2), con una gran resistencia por parte de los oftalmólogos a nivel mundial. Durante estas dos décadas, se implantaban lentes de un mismo poder, en busca de obtener el resultado refractiva previo del paciente, pero con frecuentes sorpresas refractivas (3) y poca correlación con el error refractivo previo (4).

A finales de los 60's y principio de los 70's, se hacía obvio que el problema se enfocaría en lograr fórmulas que permitieran una mejor predicción del poder del lente intraocular, para obtener resultados refractivos más aceptables. Aunque las primeras fórmulas originadas en conceptos ópticos teóricos y publicadas por Fyodorov y Kolonko (5) en 1967, la posibilidad de tener una medición de la longitud axial, con la ayuda del ultrasonido (6-11), se desarrolló hasta principio de los 70's, cuando Jan Worst de Groningen en Holanda usó un US a-scan, con la formula de Collenbrander. Hoffer con la ayuda de Ossoinig, lo utiliza por primera vez en los Estados Unidos hasta abril de 1974.

Conforme fue ganando adeptos, la cirugía de catarata con implante de un lente intraocular, se convirtió en una cirugía más segura, con reducción de las complicaciones, hasta volverse la técnica de elección. Alrededor de los años 80's, la atención se volcó hacia el mejoramiento en el resultado refractivo, usando algoritmos de predicción del poder del LIO, basados en medidas biométricas individuales de los pacientes (3). Se logró alcanzar resultados de $\pm 1,00$ D en el 70% de los casos (3, 12, 13), con biometrías ultrasónicas de contacto y programas de primera y segunda generación.

En los últimos 20 años, con el avance en las técnicas quirúrgicas, facoemulsificación por micro incisión, capsulorrexis circulares continuas, implantes plegables intrasaculares, se han reducido la incidencia de complicaciones y la inducción astigmática. Además se ha incrementado la exigencia de los pacientes por un resultado refractiva perfecto, obligando al oftalmólogo a buscar métodos más precisos para la determinación del poder del lente intraocular.

El capítulo que a continuación se presenta, intenta permitir al lector, entender cuáles son estas tecnologías que permiten mayor precisión en Biometría y la ciencia detrás de las nuevas fórmulas avanzadas.

Fórmulas de cálculo del poder del lente intraocular.

A pesar de todos los esfuerzos que hacemos en la práctica diaria, encontramos un porcentaje de casos que no se encuentran dentro de los resultados ópticos deseados.

El cálculo del poder del Lente Intraocular (LIO), continúa siendo el factor más importante en el pensamiento de los cirujanos de catarata y refractivos, debido al aumento significativo de la expectativa de los pacientes en la era actual. Encontrando que existiendo una gran cantidad de fórmulas, uno de los problemas para los cirujanos es el entender cómo funciona cada una de ellas y tomar la decisión de cuál realmente es más precisa y adecuada para cada situación y paciente.

En los siguientes párrafos se explicarán los motivos de este resultado inadecuado y las medidas a tomar en cada paciente que se someterá a una cirugía de catarata o facorefractiva y discutiremos el origen y la adecuada elección de cada fórmula.

Existen fundamentalmente dos métodos a través de los cuales se puede estimar o calcular el poder del lente intraocular:

- 1- A través de fórmulas teóricas de física óptica
- 2- Utilizando fórmulas derivadas por resultados estadísticos o de regresión.

Las fórmulas teóricas, son aquellas que se desarrollan de la física óptica, inicialmente originadas de ojos esquemáticos, óptica Gaussiana y utilizando modelos de lentes delgadas o de lentes gruesos. Fueron las primeras en desarrollarse por Fyodorov (5) en 1967, Collenbrander (14) en 1972, y Hoffer (15) en 1974, pero publicada hasta 1981 (16), con buenos resultados pero aún inadecuados en un porcentaje no despreciable. Esto debido a que se desconocía en ese momento uno de los factores principales indispensables para cualquier fórmula, que es el predecir en que punto dentro del ojo va a quedar colocado el lente intraocular (posición efectiva del lente, ELPo).

El ojo es un sistema óptico que se puede descomponer fundamentalmente en tres factores:

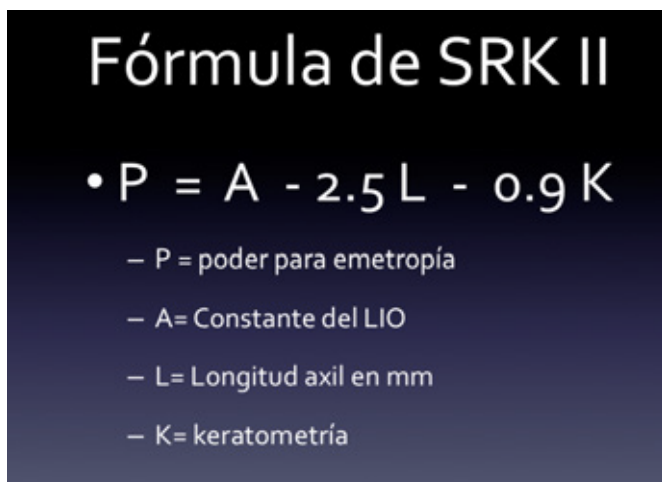
- 1- El poder de la córnea
- 2- La longitud axial
- 3- Posición efectiva del lente intraocular

Si se tiene el poder de la córnea y la longitud axial, el poder del lente intraocular es variable y relativo al punto donde se va a colocar. Si el lente queda posicionado en un punto más anterior, el poder del lente que se requiere para que las imágenes se enfoquen en la retina es menor, que si el lente se colocara en una posición más posterior, donde el poder efectivo del lente debe ser superior en poder dióptrico.

Debido a estos malos resultados de los cálculos iniciales, nacen una serie de fórmulas que buscan encontrar el valor del lente intraocular, utilizando los resultados de pacientes ya operados.

A través de la estadística y utilizando los dos factores que si eran medibles, la queratometría y la longitud axial, se desarrollan fórmulas de regresión, donde se le da diferente valor a cada variable y se agrega una constante, que permita acercar el promedio del grupo a una media cercana a 0. Así aparecen las fórmulas de regresión, la primera descrita por Binkhorst 1 (17), en 1975 y SRK 1 (18, 19)(por sus autores Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC.) en 1980,

que permitían obtener un resultado más aceptable, pero aún con una gran desviación estándar, debido a que estas fórmulas no tomaban en cuenta la variación de la posición del lente intraocular de acuerdo a las características propias de cada ojo, en especial en longitudes extremas altas o bajas.



Fórmula de SRK II

$$P = A - 2.5L - 0.9K$$

- P = poder para emetropía
- A = Constante del LIO
- L = Longitud axil en mm
- K = keratometría

Figura 1. Fórmula de SRK II.

Para finales de los 80, aparece una modificación de la SRK(20), donde la constante en la fórmula varía de acuerdo a las características del ojo, permitiendo en cierta medida mejorar los resultados para ojos extremos (ver SRK II). Y al mismo tiempo aparece una tercera generación de fórmulas, originadas en las bases teóricas de la física óptica, pero donde se incluye el factor que hacía falta, que era la estimación de la posición efectiva del lente, calculada con las características propias de cada ojo. La ELPO se obtiene a través de estimaciones estadísticas, por lo que aunque se le llaman fórmulas teóricas modernas, en realidad incluyen una fusión parcial con fórmulas de regresión. La diferencia entre una y otra se fundamenta en cómo calculan la posición donde se va a colocar el lente intraocular.

Dentro de las más importantes se encuentran SRK/T (21), Holladay I (22) y Hoffer Q (23). Debido a que este cálculo (ELPO) se realizan tomando en cuenta solo dos factores, la queratometría y la longitud axil, por lo que los resultados continúan teniendo una desviación estándar alta, encontrando que los pacientes con, queratometrías elevadas o longitudes elevadas, que presenten una cámara anterior corta o longitudes axiles o queratometrías bajas, donde debido a un cristalino muy grueso, el lente quede colocado en una posición más posterior a la calculada por estos programas (24).

En la fórmula de SRK/T, existe un comportamiento anómalo no fisiológico, que produce un salto en la curva de predicción del poder del lente intraocular que puede ser corregido con la propuesta de fórmula de T2 de Sheard et al (25).

La fórmula Hoffer Q utiliza:

- 1- una profundidad de cámara anterior (ACD) personalizada desarrollada a partir de una serie de una determinada LIO;
- 2- un factor que aumenta la ACD con el aumento de la longitud axil: L;
- 3- un factor que aumenta la ACD con el aumento de la curvatura corneal: K;
- 4- un factor moderador de alteraciones de la ACD para ojos extremadamente largos (>

26mm) y cortos ($< 22\text{mm}$) y sin una constante adicionada a la ACD.

En la fórmula Hoffer Q, por lo tanto, la ELPo, que fue considerada como constante en la fórmula Hoffer, pasa a variar dependiendo del ojo, considerándose que la LIO no asume la misma distancia del ápice corneal para todos los ojos. Por eso es considerada especialmente eficiente para ojos pequeños.

Gracias al desarrollo de la tecnología y la computación (15), fue posible desarrollar fórmulas más complejas, donde se incluyen otros datos que permiten hacer el cálculo a los ojos de pacientes que se salen de la norma, permitiendo estimar la posición efectiva del lente intraocular de una forma más precisa.

Aparecen en 1991 las fórmulas de cuarta generación, donde Haigis (26, 27), predice la ELPo a través de la medida de la cámara anterior preoperatoria, permitiendo evitar los errores por cálculo basado en la queratometría, e incluye tres constantes a_0 , a_1 y a_2 .

- 1- a_0 equivalente a la constante del LIO,
- 2- a_1 constante en relación a la ACD,
- 3- a_2 constante de acuerdo a la longitud axil,

Derivadas de regresión multivariable, que permiten optimizar las constantes de acuerdo al estilo del lente intraocular y los resultados de cada cirujano, pero se requieren entre 500 y 1000 casos para lograrla.

La fórmula de Holladay II, que incluye siete variables: edad, WTW (diámetro corneal, o distancia blanco a blanco), ACD, espesor del cristalino, defecto preoperatorio, queratometría y longitud axil. Se incluye la edad, como factor debido a que existe una progresión del aumento del espesor del cristalino con la edad, y una reducción del ACD preoperatoria con el envejecimiento.

La fórmula más reciente es la de Olsen (28-32), que incluye las mismas variables para el cálculo de la ELPo, pero bajo un modelo teórico de lentes gruesos y de ray tracing (trazado de rayos).

Estas fórmulas son aptas para ojos de todos los tamaños, obteniendo resultados aceptables (a diferencia de las fórmulas de tercera generación que tienen mejores resultados en un rango variable de longitudes axiales), pero obligan al oftalmólogo a tener los equipos que logren medir con precisión todas estas variables.

La utilización de fórmulas de cuarta generación han permitido revolucionar la cirugía de catarata pasando de una etapa donde se realizaba con el afán de recuperar la visión a otra donde se persigue la precisión refractiva. La expectativa es obtener un resultado en el rango de ± 0.50 D en el 60% de los casos y de ± 1.00 D en el 90%. Con el advenimiento de lentes intraoculares multifocales, aún estos excelentes resultados se pueden quedar cortos, y el 40% de los pacientes que quedan por fuera del ± 0.50 D no quedan completamente satisfechos (33-36).

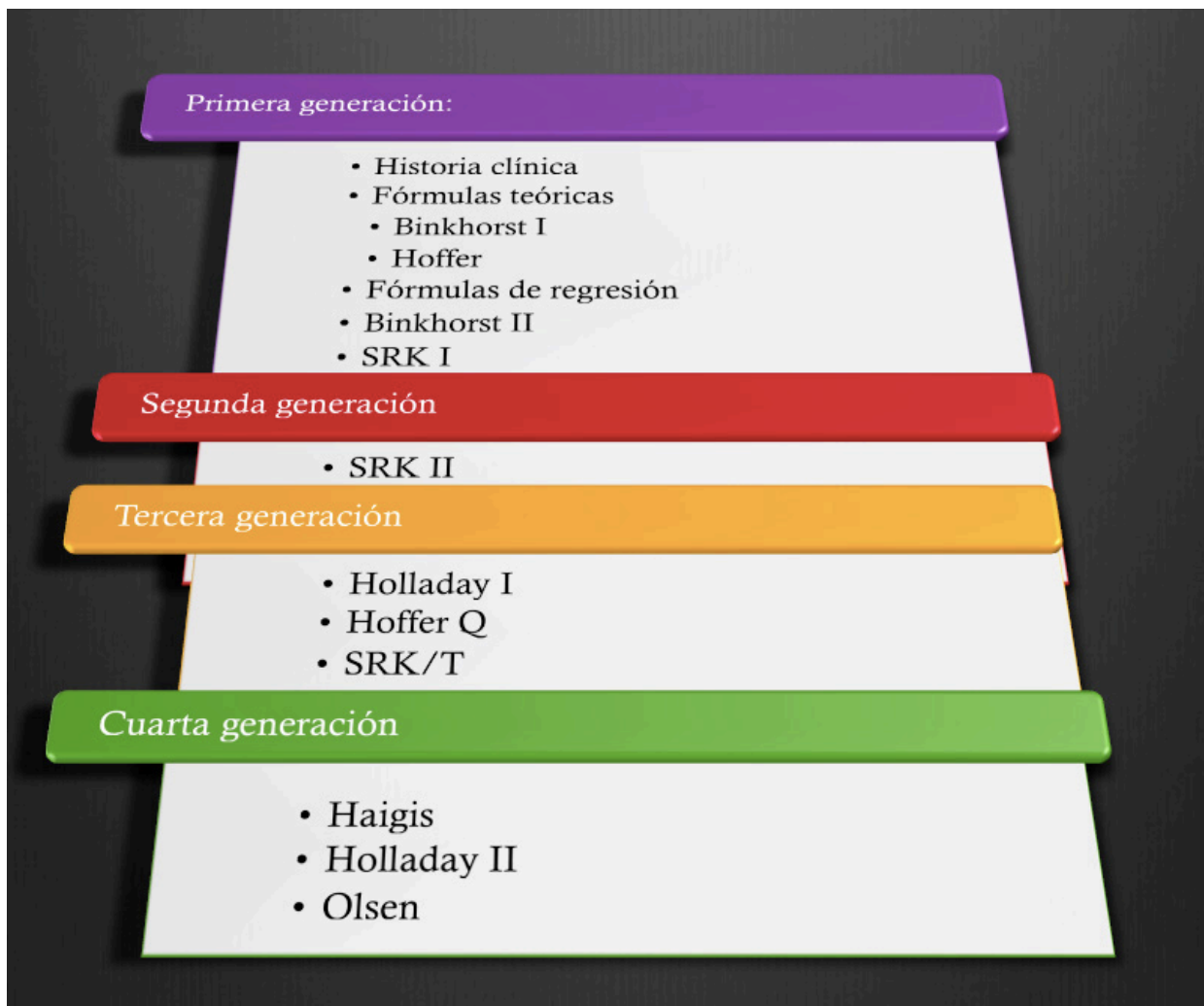


Figura 2. Clasificación por generación de las fórmulas de cálculo de lente intraocular más importantes.

Biometría:

La biometría se ha convertido en el paso más importante en la cirugía moderna de la catarata. Según Gale et al (37) utilizando las fórmulas de última generación, con sus 7 variables, y obteniendo una mejor estimación de la EIPo, pueden obtenerse de rutina resultados de $\pm 1,00$ D en al menos el 87% de los pacientes operados.

La medición de la longitud axial y de las estructuras y espacios intraoculares (ACD=cámara anterior, y espesor del cristalino), se pueden realizar por medio de ultrasonido (por contacto o inmersión), o por vías ópticas (interferometría o reflectometría de coherencia óptica).

El factor de error en la determinación de la longitud axial (38-42), era de gran importancia en la era de la biometría ultrasónica por contacto, produciéndose errores de hasta 0.3 mm solo en el factor de compresión corneal y con gran variación inter usuario. Este factor se ha reducido notablemente al aparecer los nuevos equipos de biometría óptica (43).

Esta, se ha convertido en el método preferido de medición, por su facilidad de uso, y por la mayor precisión y reproducibilidad (33) de sus medidas,. Sin embargo existe un porcentaje,

cercano al 10% de pacientes que no logran ser medidos por esta técnica, en especial aquellos con opacidades subcapsulares posteriores (44, 45), en los cuales se requiere de otros métodos.

La biometría ultrasónica fue el estándar en los años 90's, en especial por contacto, pero con el desarrollo de la copa de Prager, (Prager Shell (ESI Inc., Plymouth, MN, USA) and EZ-immersion tip (Micro Medical Devices Inc., Calabasas, CA, USA)) facilitó el método de inmersión, y evidenció que esta era mucho más exacta(33), acercándose en algunos reportes a los resultados de la biometría óptica (46, 47). También demostró que la biometría ultrasónica de contacto tenía el inconveniente de la presión sobre la córnea por parte del técnico, conducía a medidas inferiores en la longitud axil.

Los métodos ópticos para medir la profundidad de la cámara anterior (ACD), están presentes en diversas tecnologías: corte óptico (Orbscan IIZ, IOL Master), PCI (AC Master), OCT (Visante, TR Vue), Scheimpflug (Pentacam).

Si en los pacientes que no se logran medir por sistemas ópticos se utiliza el US por inmersión, el porcentaje de pacientes con resultados entre $\pm 1,00$ D, pueden mejorar de un 82.5% (35, 48) a un 85.7% (38) (hasta un 94.3%, según Fontes et al (49)).

Manejo del ojo grande, alto miope:

En ojos grandes (50), miopes altos, existen múltiples opciones para mejorar la precisión en el cálculo del lente intraocular para evitar las frecuentes sorpresas hipermetrópicas en estos casos (51-53). La primera es la de asegurar que la medida biométrica se encuentre en el eje visual. Más difícil con los métodos de biometría ultrasónica(54-56), sobretodo en aquellos ojos con un estafiloma posterior, donde la fovea se encuentra en general en un punto más nasal, que en la porción más posterior del estafiloma. Con los equipos de biometría óptica (57), esto es más sencillo, utilizando la técnica de pedir al paciente que mire al punto de fijación. Aún con una adecuada medida de la longitud axil, existe una tendencia de obtener un resultado hipermetrópico, por lo que algunos autores han desarrollado otros métodos, como el del Dr. Barret, de cambiar la constante A del lente intraocular de acuerdo a la medida del lente a colocar (58), si es un menisco negativo (lío negativo bajo) cambia la constante A en el cálculo del LIO a 104.4, y si es una lente positiva baja, utiliza la constante 126.6.

Otras opciones (59, 60) incluyen colocar un factor de corrección de la longitud axil por biometría óptica en ojos grandes (con longitudes mayores de 27 mm), utilizando la siguiente fórmula $\text{Corrección de Long Axil} = (0.8981 \times \text{Long axil}) + 2.5637$. A mí personalmente me gusta más la segunda, aunque requiere de un cálculo adicional, mientras que la primera únicamente requiere cambiar la constante del LIO a la hora de introducir los datos en el calculador.

Poder corneal real:

Como mencionamos anteriormente, el poder de la córnea es uno de los factores más importantes que determinan el poder del lente intraocular. La determinación del poder refractivo corneal es uno de los principales factores de error, debido a que rutinariamente se toma como poder corneal la queratometría o el poder estimado de la córnea a partir de la medición del radio de curvatura corneal anterior.

En los últimos años se ha hecho evidente que la queratometría no refleja el poder real de la córnea,. Se están desarrollando equipos que permitan medir no solo un área de la cara anterior de la córnea, sino la influencia de la Asfericidad corneal sobre el poder de la cara anterior en

relación al tamaño de la pupila y el factor importante de influencia refractiva de la cara posterior de la córnea. Este último factor a través de la relación entre los radios de curvatura posterior y anterior de la córnea o índice de Gullstrand (normal de 82.2%).

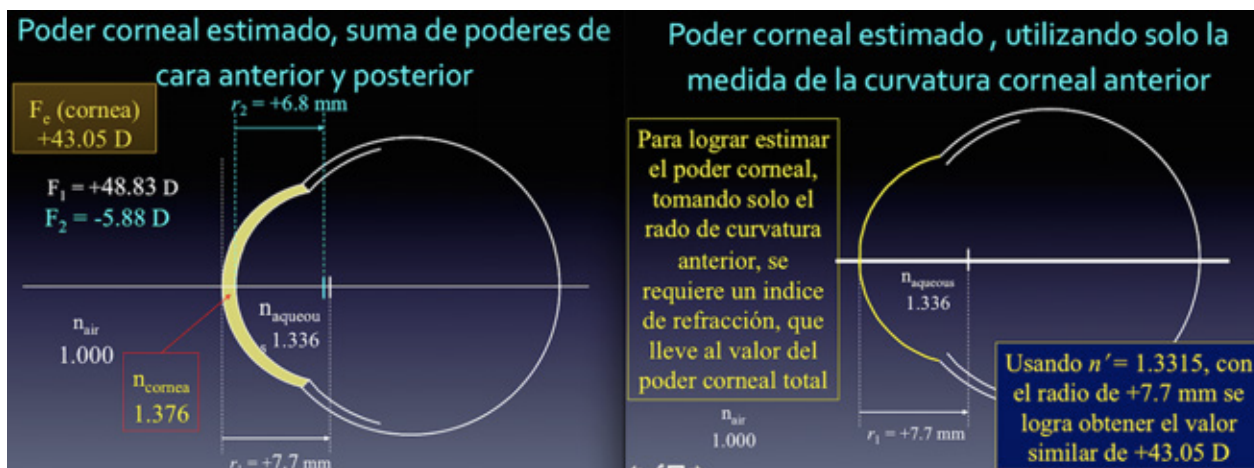


Figura 3. Esquema comparativo del poder corneal estimado, utilizando ambas caras o interfasas refractivas, versus la estimación utilizando solo la cara anterior de la córnea.

El valor obtenido por queratometría es adecuado solo en córneas con asfericidades normales, y con relaciones entre el radio posterior y anterior de $\pm 82.2\%$. El índice de refracción utilizado para determinar de acuerdo al radio de curvatura corneal anterior, es variable según el equipo utilizado, considerándose el más adecuado de 1.3315 (utilizados por Haigis y Olsen), correspondiente al índice de relación de radios posterior anterior de 82.2%. Los queratómetros que utilizan el índice de 1.3375, sobreestiman el poder corneal real en promedio de 0.78 D. Los programas que utilizan este índice de refracción estimado, inducen un factor de corrección para obtener valores más adecuados de cálculo del lente intraocular. El ojo esquemático de Gullstrand (del cual se basaron las primeras fórmulas teóricas para el cálculo del lente intraocular), utiliza como radios de curvatura posterior/anterior de 6.8/7.7 equivalente al 88.31%, muy por arriba de la relación normal.

GULLSTRAND RATIO	Cara Anterior	Cara Posterior	Rel P/A	Rel A/P	PODER CORNEAL	INDICE n promedio
Gullstrand	7.5	6.6	88.00	113.64	44.07	1.3305
TMS, American Optical	7.5	7.5	100.00	100.00	45.00	1.3375
Zeiss, Rodenstok	7.5	6.65	88.67	112.78	44.12	1.3309
Relacion P/A normal	7.5	6.17	82.27	121.56	43.65	1.3274

Figura 4. Diferentes índices de refracción utilizados por diferentes equipos y ojo esquemático de Gullstrand, y su relación con los correspondientes índices de Gullstrand (relación entre radio de curvatura de cara anterior y posterior, o posterior y anterior de la córnea)

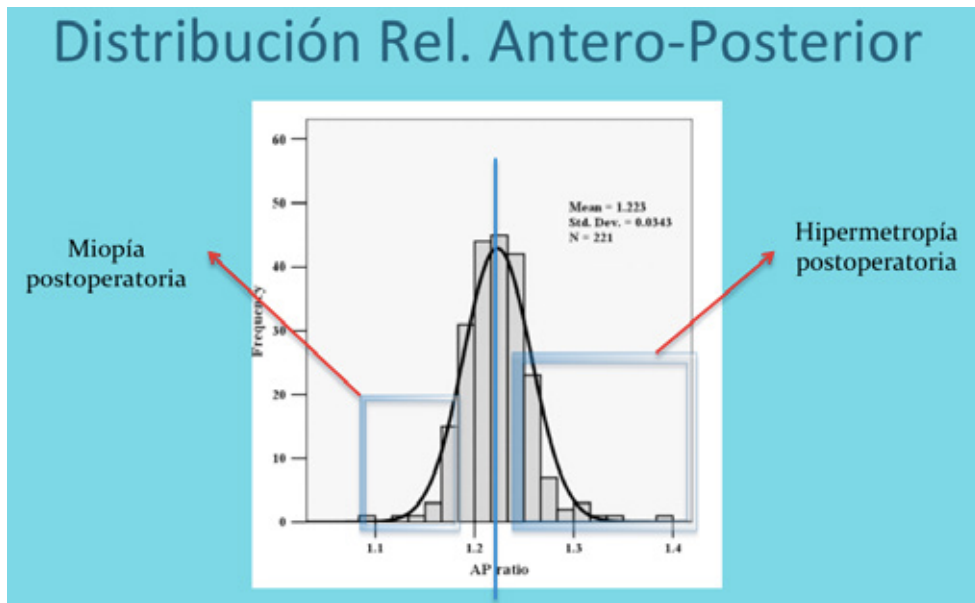


Figura 5. Distribución en la población normal de la relación entre el radio de cara anterior y posterior de la córnea. Se muestra que aquellos con relaciones superiores a 1.25, tienden a tener un resultado hipermetrópico al colocar lentes intraoculares, cuando se calculan con las fórmulas usuales, si no se toma en cuenta esta relación, y aquellos con relaciones AP menores de 1.18, tienden a quedar con miopías residuales.

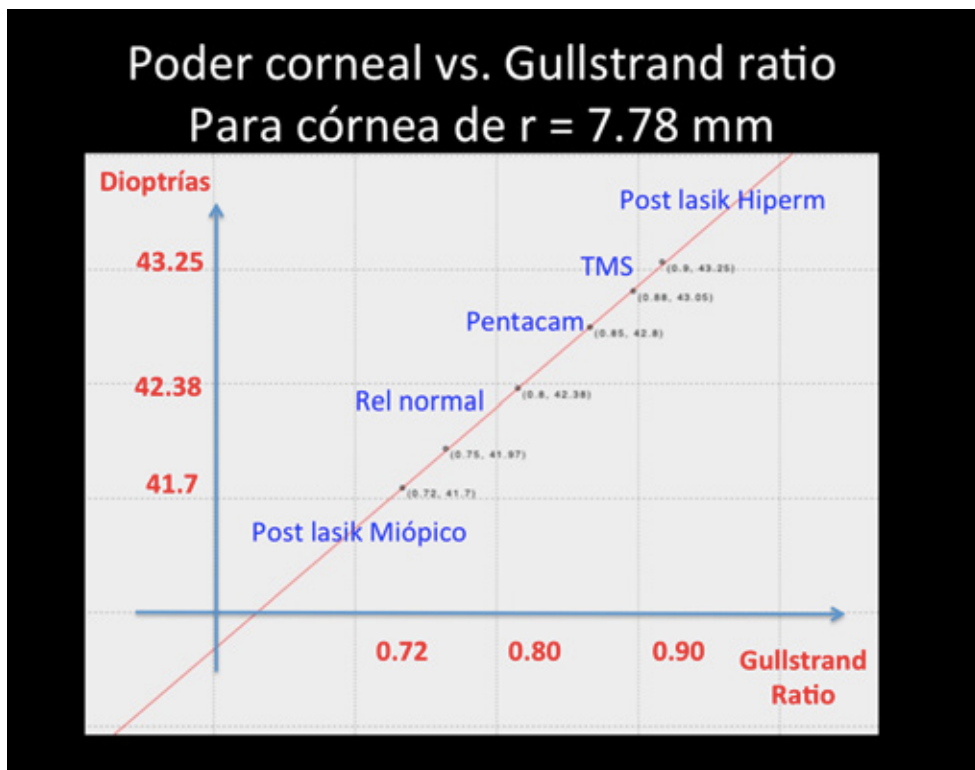


Figura 6. Relación de Gullstrand, entre el radio posterior y anterior de la córnea. Normal alrededor de los 82.2 %, siendo menores después de cirugía refractiva miópica, superiores en post-cirugía hipermetrópica. Se evidencia el cambio en el poder total de la córnea, no medible con la queratometría manual o autorefractómetro.

Las nuevas fórmulas de cálculo de lente intraocular utilizarán valores del poder real más exactas y modificarán el índice de refracción corneal estimado de 1.3315, o los reales de la interfase aire-córnea y córnea-humor acuoso. Si se utilizan valores obtenidos por queratometría, a pesar de estar corregidos para el factor de estimación del índice de refracción, si existe una variación de la asfericidad corneal, aberración esférica, o de la relación posterior-anterior de los radios de curvatura corneal, este poder queratométrico estimado ya no es el real, produciendo un error directamente en el poder del LIO calculado.

Debido a que el queratómetro mide un área paracentral variable según el tipo, de 1.6 a 3.4 mm, no logra medir el poder central y por lo tanto un aplanamiento central, indicando un aumento positivo de la asfericidad corneal, reportará una medida de un poder mayor del real de la queratometría, induciendo el cálculo de un LIO de menor poder y dejando una hipermetropía residual.

Una disminución de la relación posterior-anterior de los radios de curvatura corneal menor a 81%, produce que el queratómetro estime un poder corneal, mayor al real y por lo tanto un calculo de un LIO de menor poder y por ende una hipermetropía residual. Esta medida requiere de un equipo que estime tanto los radios de curvatura anterior como posterior (tomógrafos, Pentacam) (61).

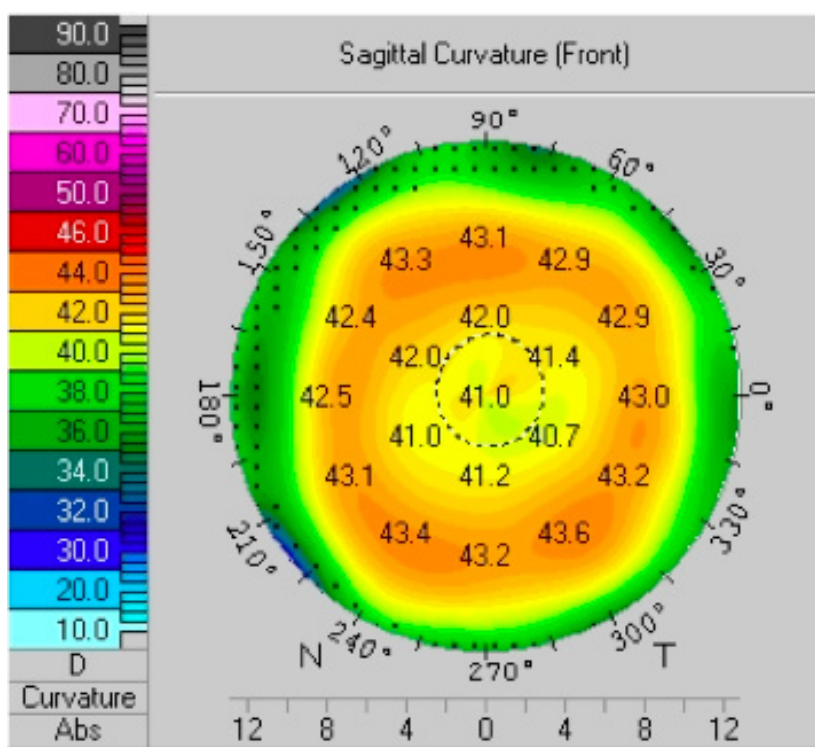


Figura 7. Imagen topográfica de cara anterior, haciéndose evidente la asfericidad corneal, con un menor poder corneal apical, en comparación con el de la media periferia.

Ante la presencia de una asfericidad corneal anormal y la inducción de la aberración esférica de la córnea, se deben tomar varios puntos de vista para entender en qué forma pueden afectar la estimación del poder corneal y el cálculo del poder del lente intraocular. Para simplificar el entendimiento de la asfericidad corneal, si utilizamos el término de Q, debemos acordarnos que una esfera tiene un valor de Q de 0, un aplanamiento periférico induce una Q

negativa, teniendo la córnea una Q promedio de -0.27 . y llamándosele a estas como córneas prolatas.

Cuando existe un incurvamiento periférico o aplanamiento central la Q se positivista, ($Q > 0$) utilizándose el término de córneas oblatas. Como indicamos anteriormente, en una córnea oblata, donde el centro es más plano, el queratómetro que mide un área más (media) periférica, medirá un poder más alto que el real central.

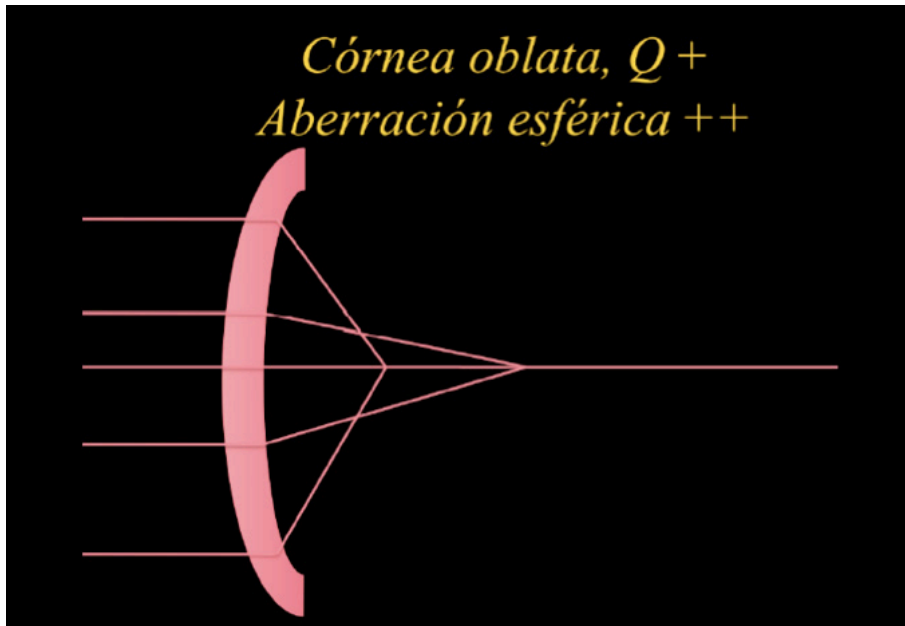


Figura 8. Esquema de la aberración esférica en una córnea oblata, donde los rayos paracentrales se enfocan en un punto más posterior que los rayos más periféricos, que se enfocan en un punto más anterior.

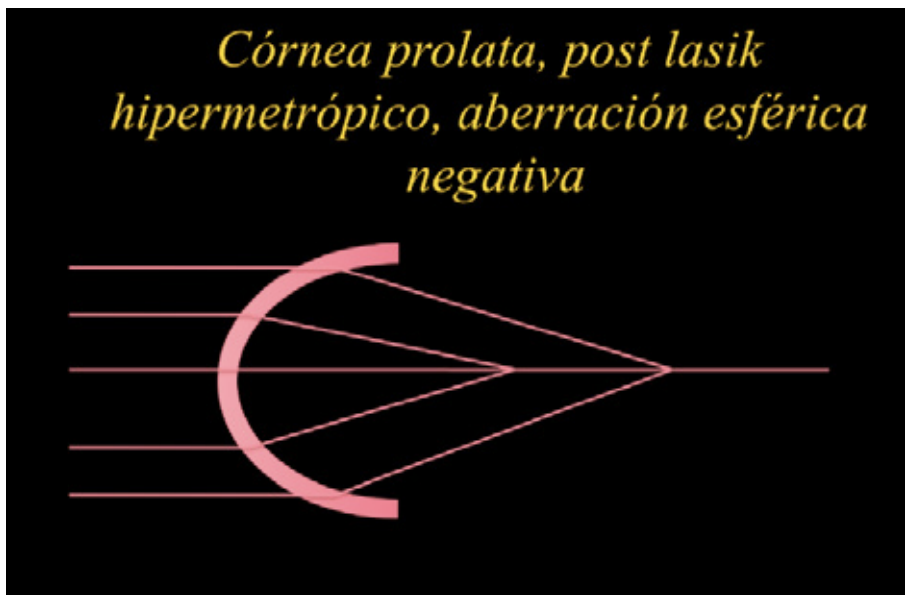


Figura 9. Esquema de la aberración esférica en una córnea prolata, donde los rayos paracentrales se enfocan en un punto más anterior que los rayos más periféricos, que se enfocan en un punto más posterior.

Con respecto a la inducción de aberración esférica (59), el ángulo de incidencia de la luz en las zonas que se separan del eje óptico, sufren una mayor refracción, produciendo que los rayos periféricos se enfoquen en un punto más próximo (aberración esférica positiva). En una esfera se induce aberración esférica positiva. Para evitar la inducción de aberración esférica se requiere un lente esférico prolato (aplanamiento hacia la periferia) con una asfericidad de -0.58 . Como la córnea normal tiene una menor prolatividad de -0.27 , se induce una aberración esférica positiva de 0.25 micras.

Una córnea con un aumento de prolatividad, con asfericidad negativa, como en el caso de una cirugía de hipermetropía con incurvamiento central, induce una aberración esférica negativa, donde los rayos periféricos se enfocan en un punto más lejano.

Una córnea con un aumento de oblatividad, con asfericidad positiva, como en el caso de una cirugía de miopía con aplanamiento central, induce una aberración esférica positiva, donde los rayos periféricos se enfocan en un punto más cercano.

Este aumento o disminución de la aberración esférica dependerá directamente de la distancia entre el eje óptico y la entrada del rayo de luz en cuestión, por lo que estará directamente relacionado con el diámetro pupilar, siendo importante en pupilas mayores de 5.5 mm.

Ante la presencia de un aumento de la aberración esférica positiva, y de midriasis en condiciones escotópicas, los rayos periféricos inducirán una miopización, por aumento del poder relativo de la córnea periférica. Por ello después de cirugía refractiva miópica, existe una miopización nocturna, este factor siendo dependiente del diámetro de la zona óptica utilizada y del diámetro pupilar en condiciones mesópicas y fotópicas.

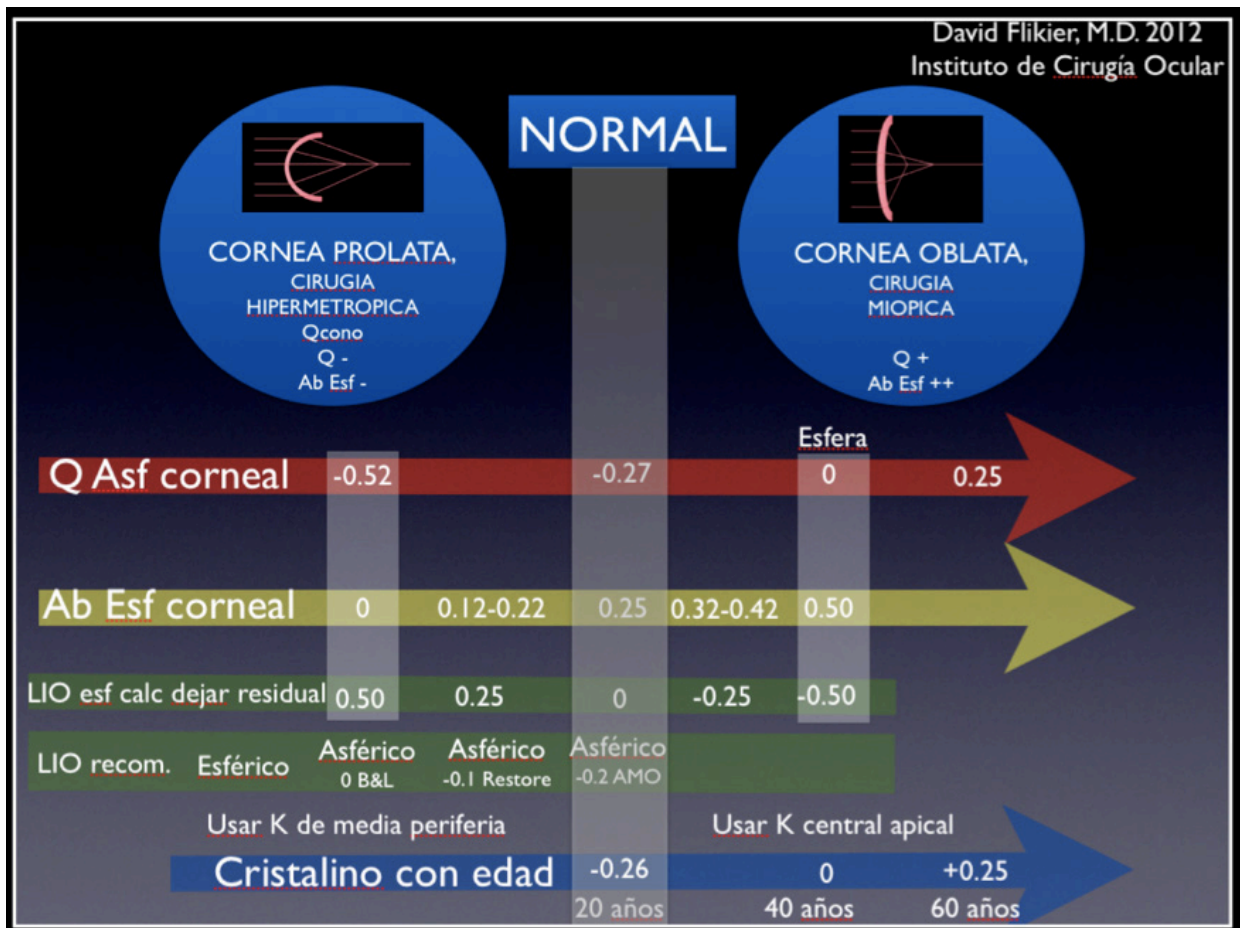


Figura 10. Esquema que muestra la relación entre la asfericidad corneal, la aberración esférica inducida, y la asfericidad recomendada en el lente intraocular.



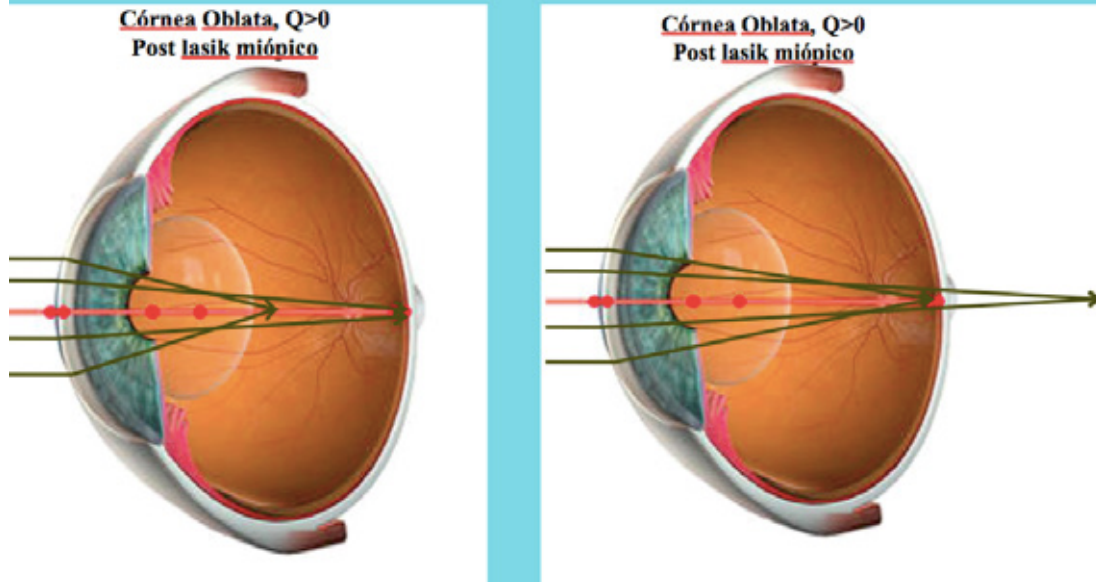
Figura 11. Esquema que muestra cómo los factores de asfericidad y relación P/A de la córnea y biométricos de cámara anterior y espesor del cristalino, modifican el cálculo del poder del lente intraocular.

En el cálculo del poder del lente intraocular, la aberración esférica produce un factor a veces difícil de evaluar, por agregarse el factor de multifocalidad y la variabilidad según las condiciones de luz. Koch y Wang (62, 63), y Beiko (64, 65), proponen en un estudio de calidad visual y sensibilidad de contraste, además de intentar reducir la aberración esférica final utilizando la asfericidad del lente intraocular ideal, calcular un defecto refractivo residual de acuerdo a la aberración esférica preoperatoria del paciente; esto es si la aberración esférica preoperatoria es de 0, buscar el neutro, en aberración esférica positiva, buscar miopizar y en aberración esférica negativa, buscar dejar al paciente hipermetrope. La cantidad que recomiendan es de 0.25 D por cada 0.10 micras de aberración esférica.

El otro factor a tomar en cuenta en aberraciones esférica altas es la de la multifocalidad. Obteniendo el poder del LIO de acuerdo al enfoque más lejano, esto en el caso de aberración esférica positiva, el rayo central es el más lejano y debe buscarse dejar este en emetropía para permitir que en midriasis exista miopización y enfoque para visión cercana (Entendiéndose la importancia que tiene en los casos de lasik miópico la determinación del poder central real para obtener un resultado óptico óptimo).

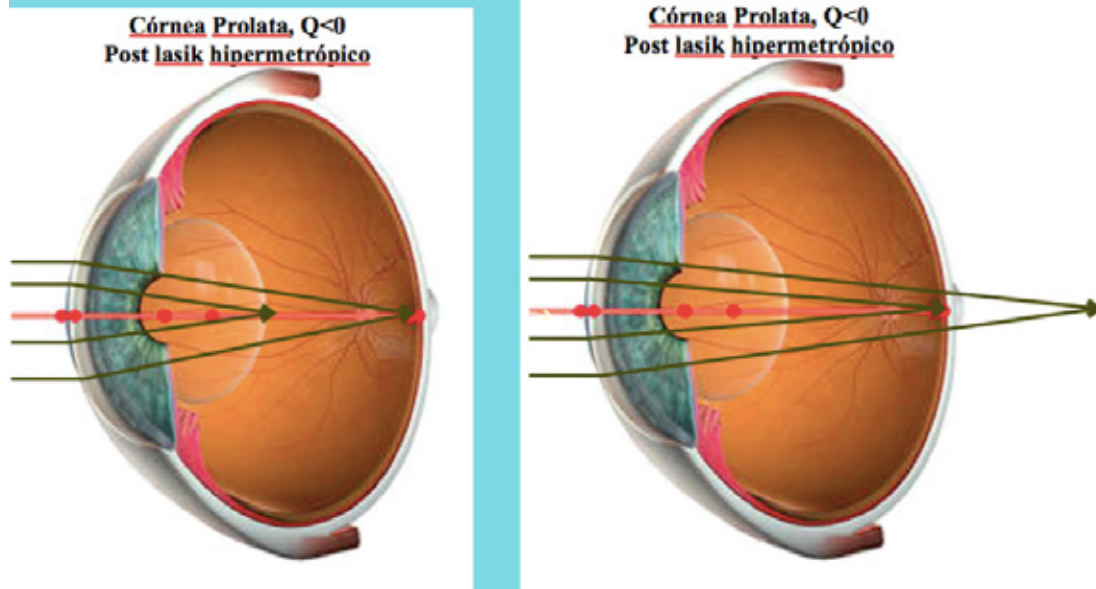
En el caso de aberración esférica negativa, utilizar el poder de la córnea medio periférica para permitir un enfoque de los rayos periféricos para visión lejana y aquellos centrales para visión próxima. (esto en el caso de lasik hipermetrópico. Siendo que en estos casos el valor de k central no es tan determinante).

Post láser miópico



Figuras 12, Esquema del cambio en la aberración esférica en una córnea oblata, por aplanamiento apical central (ej. Refractiva miópica), produciendo una multifocalidad, donde los rayos paracentrales se enfocan en un punto más posterior y los de la media periferia, en un punto más anterior.

Post láser hipermetrópico



Figuras 13, Esquema del cambio en la aberración esférica en una córnea con alta prolatividad, por incurvamiento apical central (ej. Refractiva hipermetrópica), produciendo una multifocalidad, donde los rayos paracentrales se enfocan en un punto más anterior y los de la media periferia, en un punto más posterior.

En conclusión, si queremos disminuir la desviación estándar de nuestros resultados, y obtener un mayor número de pacientes cercanos al resultado refractivo esperado, debemos tomar en cuenta el poder real de la córnea, incluyendo en nuestros programas de cálculo, los factores de asfericidad corneal y de relación P/A de la cornea, a través del estudio completo con equipos que nos permitan medir tanto la cara anterior y posterior de la cornea (asfericidad, curvatura, toricidad, índices de refracción).

Estadística, cómo evaluar los resultados?

Ahora, cómo se deben evaluar los resultados, para poder comparar diferentes fórmulas, en el cálculo de Lios? Cuando se reportan los resultados del cálculo del poder de lentes intraoculares se deben observar los siguientes datos, (ej: -0.20 D/ 0.46 D/ 67% / 90% / 1%/ +1.90 a -1.50 D)

- 1- ME, error medio, y su desviación estándar.
- 2- MAE, error absoluto medio, y su desviación estándar
- 3- El porcentaje de ojos que se encuentra dentro de ± 0.50 D, ± 1.00 D, y > 2.00 D, de la refracción deseada (target refraction).
- 4-Rangos de error máximos positivos y negativos.

Cómo leer y entender estos números, para poder comparar diferentes estudios? (66). Primero debe buscarse en el estudio si la estadística la obtuvieron de los resultados de la refracción postoperatoria o del cálculo del poder del lente intraocular implantado. Esto es muy importante por que dependiendo las características de los ojos estudiados (longitud axial y queratometría), el factor de diferencia entre los dos métodos puede ser de 1.2-1.5/1, y por lo tanto los resultados usando un método o el otro no ser comparables.

El comparar el ME con el MAE es muy importante, por que por ejemplo si se tienen dos pacientes con resultados postoperatorios de -7,00 D y + 7,00 D, el ME es de 0, y el MAE de 7. Por lo que el ME no puede ser tomado como un factor predominante a la hora de ver resultados de estudios, y además, una vez obtenido el ME, este puede ser optimizado cambiando la constante del LIO para llevar la curva de Gauss a 0, pero persistiendo la desviación estándar.

Noorby et al (67) calcula y estima que con la tecnología actual, el mejor MAE posible de obtener se encuentra alrededor de los 0.39-0.40 D, con una desviación estándar máxima de ± 1.00 D en 95-97%, por lo que resultados superiores deben ser observados con lupa.

Cómo optimizar los resultados:

Para mejorar los resultados, se pueden hacer mejoras en cada punto del proceso. Utilizando equipos de medición más precisos y reproducibles, que permitan medir el poder refractivo real de la córnea y con fórmulas que utilicen un mayor número de variables para predecir la posición efectiva del lente intraocular.

Además pueden personalizarse y optimizarse las constantes de los lentes intraoculares para que los resultados se acerquen más al 0 o al defecto refractivo deseado.

El término constante del lente, en realidad es un término inadecuado, debido a que incluye factores no necesariamente relacionados con el LIO y además no siempre es una constante. Es un

factor que se ha creado para mejorar los resultados refractivos, que incluye errores sistemáticos en el ambiente clínico, en la medición biométrica, en la población estudiada y de la técnica quirúrgica. Por ejemplo, las constantes pueden ser derivadas de pacientes operados, donde el lente queda fuera del saco capsular, con biometría por contacto, en un grupo de ojos pequeños etc. Esta constante no podría utilizarse o el resultado esperado no sería el ideal, si el grupo de estudio cambia, por ejemplo para ojos grandes, lente intrasacular, y biometría óptica.

El grupo de usuarios de biometría por interferometría láser (ULIB)(68), reporta con regularidad los resultados a nivel mundial de biómetros ópticos, y ultrasónicos, con queratometrías manuales y automáticas, para lentes intraoculares específicos. Estas constantes pueden ser utilizadas como base para el uso de un tipo específico de lente intraocular, pero debe ser optimizado después de los primeros 250 casos para llevar la ME a cero (42), moviendo la campana de Gauss hacia la derecha o izquierda, pero entendiendo que esta optimización no disminuirá la dispersión o forma de la campana, permaneciendo la desviación estándar igual. Haciendo esta optimización se puede incrementar el porcentaje de ± 0.50 D en 5-6%, y de ± 1.00 D en 10% (69). Esta optimización se puede realizar en una forma sencilla, utilizando aplicaciones en línea del Dr. Haigis (68) (requiere 50 casos) y del Dr. Hill (70) (requiere 200 casos). Según Aristodemou et al (69) se requieren de 86 ojos para optimizar la pACD para la fórmula de Hoffer Q y alrededor de 250 ojos para las fórmulas de SRK/T (Constante A) y Holladay 1 (Surgeon Factor). Lo ideal es que los datos enviados sean de un grupo de pacientes con resultados estables, medidos con los mismos equipos y operados por el mismo cirujano.

Durante años se habló de la importancia de desarrollar constantes de lentes personalizadas para cada cirujano, pero con la llegada de equipos más precisos y reproducibles, y los avances en la cirugía de catarata, con micro-incisión, lente intrasacular, se redujo la variabilidad de los resultados entre cirujanos. Aristodemou et al (69), demostró que la variación entre cirujanos en el 93% no ameritaba la creación de una constante específica personalizada.

Un método que si puede ayudar a mejorar el resultado refractivo, es el de esperar a obtener el resultado del primer ojo, antes de tomar la decisión de operar el segundo. Covert et al (71) demostró un incremento del porcentaje de pacientes en ± 0.50 D del 7.8%, y en ± 1.00 D de 3.4%. Olsen (66) corrobora estos hallazgos pero considera que son dependientes de la fórmula utilizada (diferencia menor con la de Olsen). Para efectos prácticos, debe corregirse el error en aproximadamente 50% del error refractivo, por ejemplo si el resultado del primer ojo es 1 D hipermetrope, el segundo ojo debe aumentarse en 0.5 D el poder del lio calculado. En teoría esto mejoraría la estadística en 2% de los pacientes entre ± 1.00 D y 9% entre ± 0.50 D.

Se considera que con el tiempo la formulación de los lentes intraoculares se va a ver obligada a mejorar por parte de las empresas productoras de LIOs. En la actualidad según los estándares de ISO 11979-2 (72), la tolerancia de los lentes producidos entre 0-15 D es de ± 0.3 D y de 15.5 D a 25 D de ± 0.4 D, de 25.5 a 30 D de ± 0.5 D y en > 30 D de ± 1 D. Esto es inaceptable si estamos buscando incrementar el porcentaje de pacientes entre ± 0.5 D. El Segundo factor es el de producción de lentes intraoculares en intervalos de medidas de 0.5 D. Se considera que con el paso del tiempo se va a hacer indispensable disminuir estos intervalos al menos a 0.25 D.

Fórmulas para afaquia.

La aberrometría transoperatoria permite hacer el cálculo del LIO, después de extraer la catarata, haciendo una aberrometría afáquica. Este método nunca va a ser perfecto, debido a que siempre existirá un factor que no es medible y que debe ser calculado, que es la posición efectiva

del LIO. Es por eso que los reportes se mantienen en ± 0.50 D en el 39% de pacientes post Lasik miópico ($+1.00$ D en 60%) y 14% post QR. (JCRS 2013;29:484-489), no superiores a los calculados con las mejores fórmulas.

Fórmula Universal IOL Calculator:

En vista de la dificultad a la que se enfrenta el profesional, en cuando a necesidad de entender cada variable, fórmula, en que casos puede o no utilizarla, en los últimos 15 años, he estado desarrollando una fórmula que permita ser utilizada en cualquier tipo de ojo, con o sin cirugía refractiva, que tome en cuenta las variables para la determinación de la posición efectiva del LIO, y las variables para determinar el poder corneal real, como asfericidad corneal, relación del radio de curvatura posterior/anterior.

Es indispensable colocar medidas tomadas en forma adecuada, y ha sido probado para utilizar con datos del Pentacam y el Lenstar o el IOL Master.

Este programa se encuentra a entera disposición en el Apple Store, bajo el nombre: Universal IOL Calculator.

Conclusiones:

Si aspiramos lograr o mejorar los resultados refractivos a las cuatro semanas propuestos por el United Kingdom's National Health Service⁸ de 55% de ojos refractando dentro de ± 0.50 D y 85% dentro del ± 1.00 D debemos hacer un esfuerzo mayor, tomándonos el tiempo para realizar más exámenes y sentarnos a evaluar cada caso individualmente, para determinar cuál se sale de la regla o presenta alteraciones anatómicas no esperadas en los programas con modelos de regresión.

Es por esto que si se desea obtener consistentemente resultados ópticos satisfactorios en la mayoría de nuestros pacientes y evitar sorpresas refractivas, se requiere en todos los pacientes realizar (31, 73):

- 1- Biometría óptica, o en su defecto biometría ultrasónica por inmersión (74)
- 2- Topografía corneal, en especial con equipos que permitan obtener datos de la curvatura posterior, relación posterior anterior y de asfericidad corneal.
- 3- Utilizar fórmulas optimizadas.
- 4- Utilizar lentes de compañías que tengan una tolerancia de poder de los lentes intraoculares menores de 0.15 D.
- 5- Utilización de lentes con poderes escalonados de 0.25 D
- 6- Optimizar de acuerdo al resultado del primer ojo.
- 7- Utilizar programas de cuarta generación o en su defecto programas de tercera generación pero con personalización y modificación de la constante del lio, modificada para el paciente en cuestión en relación a la posición efectiva del lente.

No olvidar que tendremos a obtener resultados ópticos con hipermetropía residual en los siguientes casos:

- 1- Asfericidad corneal aumentada positivamente ($Q > 0$)
- 2- Relación posterior-anterior menor ($P/A < 81\%$)
- 3- Segmento anterior relativamente más grande en relación a longitud axil y keratometría (si se utilizan fórmulas de tercera generación, el lente quedará realmente en una posición más posterior a la estimada y quedará con un poder menor al requerido) .

Las siguientes condiciones explican por que la tendencia en los pacientes operados de cirugía refractiva (43, 75-82), a obtener resultados hipermetrópicos:

- 1- La inducción de una Q más positiva, con aplanamiento central,
- 2- Disminución de la relación P/A, por cambio únicamente de la curva anterior (en cirugía de excimer).
- 3- Un error en el cálculo de la posición efectiva del lente intraocular (las fórmulas de tercera generación utilizan la queratometría para determinar la posición del LIO, y la córnea está aplanada pero no la cámara anterior, por eso la modificación de fórmulas con doble K donde se utiliza la k preoperatoria para determinar la posición del LIO).

En el futuro próximo tendremos equipos que nos realicen la toma de todos los datos en un solo equipo, permitiendo facilitar la evaluación preoperatoria, y fórmulas más precisas que utilicen todos los datos descritos. Aparecerán programas de cálculo basados en ray tracing (74, 83, 84), además de predecir mejor la posición efectiva del LIO, calcular el efecto de la asfericidad y aberración esférica corneal. También describirá las relaciones de la cara posterior y anterior de la córnea, para determinar valores más reales del poder corneal total.

Estos permitirán mejorar los resultados no solo en casos de cirugía de catarata y faco-refractivos sino también en el gran número de pacientes que nos tocará operar de catarata en los próximos años con antecedentes de cirugía refractiva previa.

Agradecimiento: A los Dres. Carmen Barraquer, Instituto Barraquer de América, Bogotá Colombia y Dr. Javier Córdoba, Instituto de la Visión, San José Costa Rica, por su ayuda en la revisión de los capítulos.

Bibliografía:

1. H. R. Intraocular acrylic lenses. A recent development in the surgery of cataract. Br J Ophthalmol. 1952;36:113-22.
2. Apple DJ, Sims J, Harold Ridley and the invention of the intraocular lens. Survey of ophthalmology. 1996;40(4):279-92.
3. Hoffer KJ. Preoperative cataract evaluation: intraocular lens power calculation. International ophthalmology clinics. 1982;22(2):37-75.
4. Olsen T. Pre- and postoperative refraction after cataract extraction with implantation of standard power IOL. The British journal of ophthalmology. 1988;72(3):231-5.
5. Fyodorov SN KA. Estimation of optical power of the intraocular lens. Vestnik Oftalmologic (Moscow). 1967;4:27.
6. Massin M, Poujol J. [Indications and diagnostic value of A ultrasonography in ophthalmology]. Archives d'ophtalmologie et revue generale d'ophtalmologie. 1969;29(8):613-24.
7. Dubois-Poulsen A, Poujol J. [Elementary concepts of echography]. Bulletin des societes d'ophtalmologie de France. 1967;67(9):705-15.
8. Wainstock MA. Ultrasonography in ophthalmology. Conclusions and practical applications. International ophthalmology clinics. 1969;9(3):745-58.
9. Bruckner NL. The role of A-scan ultrasonics in ophthalmology. Annals of ophthalmology. 1971;3(9):1014-5 passim.
10. Delmarcelle Y, Luyckx-Bacus J. [Biometry of the anterior segment in senile cataract]. Acta ophthalmologica. 1971;49(3):454-66.
11. Poujol J. [Value of ultrasonic echography in ophthalmology]. Journal de radiologie, d'electrologie, et de medecine nucleaire. 1972;53(10):711-5.
12. Hillman JS. Intraocular lens power calculation for emmetropia: a clinical study. The British journal of ophthalmology. 1982;66(1):53-6.

13. Hillman JS. The selection of intraocular lens power by calculation and by reference to the refraction--a clinical study. *Transactions of the ophthalmological societies of the United Kingdom*. 1982;102 (Pt 4):495-7.
14. MC C. Calculation of the power of an iris clip lens for distant vision. *The British journal of ophthalmology*. 1973;57(10):735-40.
15. Hoffer KJ. Mathematics and computers in intraocular lens calculation. *Am Intra-Ocular Implant Soc J*. 1975;1(1):3.
16. Hoffer KJ. Intraocular lens calculation: The problem of the short eye [Hoffer formula]. *Ophthalmic surgery*. 1981;12:269-72.
17. RD B. The optical design of intraocular lens implants. *Ophthalmic surgery*. 1975;6(3):17-31.
18. Sanders DR KM. Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. *Journal - American Intra-Ocular Implant Society*. 1980;6(3):263-7.
19. Sanders DR RJ, Kraff MC. Comparison of the accuracy of the Binkhorst, Colenbrander and SRK implant power prediction formulas. *Journal - American Intra-Ocular Implant Society*. 1981;7(4):337-40.
20. Sanders DRRJ, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. *Journal of cataract and refractive surgery*. 1988;14:136-41.
21. Retzlaff JA SD, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *Journal of cataract and refractive surgery*. 1990;16:333-40.
22. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *Journal of cataract and refractive surgery*. 1988;14(1):17-24.
23. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *Journal of cataract and refractive surgery*. 1993;19(6):700-12.
24. Haigis W. Occurrence of erroneous anterior chamber depth in the SRK/T formula. *Journal of cataract and refractive surgery*. 1993;19(3):442-6.
25. Sheard RM, Smith GT, Cooke DL. Improving the prediction accuracy of the SRK/T formula: the T2 formula. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2010;36(11):1829-34.
26. Haigis W. The Haigis Formula. in HJ Shammas e, editor: NJ SLACK Incorporated; 2003. 41-57 p.
27. Haigis W. IOL calculation using paraxial matrix optics. *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians*. 2009;29(4):458-63.
28. Olsen T, Corydon L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *Journal of cataract and refractive surgery*. 1995;21(3):313-9.
29. Olsen T, Andersen CU, Plesner HJ. Computerised intraocular lens calculation: clinical results and predictability. *The British journal of ophthalmology*. 1989;73(3):220-4.
30. Olsen T. Intraocular lens power calculation. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2009;35(12):2176-7; author reply 7-8.
31. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta ophthalmologica Scandinavica*. 2007;85(5):472-85.
32. Olsen T. Theoretical approach to intraocular lens calculation using Gaussian optics. *Journal of cataract and refractive surgery*. 1987;13(2):141-5.
33. Sahin A, Hamrah P. Clinically relevant biometry. *Current opinion in ophthalmology*. 2012;23(1):47-53.
34. Gale RP, Saha N, Johnston RL. National biometry audit. *Eye*. 2004;18(1):63-6.
35. Gale RP, Saha N, Johnston RL. National Biometry Audit II. *Eye*. 2006;20(1):25-8.
36. The Royal College of Ophtalmologists Cataract Surgery Guidelines. [Internet]. 2010.
37. Gale RP, Saldana M, Johnston RL, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye*. 2009;23(1):149-52.
38. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie*. 2000;238(9):765-73.
39. Haigis W. Intraocular lens calculation in extreme myopia. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2009;35(5):906-11.
40. Hoffmann PC, Hutz WW, Eckhardt HB, Heuring AH. [Intraocular lens calculation and ultrasound biometry: immersion and contact procedures]. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*. 1998;213(3):161-5.
41. Hoffmann PC, Hutz WW. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23,239 eyes. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2010;36(9):1479-85.
42. Olsen T. Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster. *Acta ophthalmologica Scandinavica*. 2007;85(1):84-7.

43. Fam HB, Lim KL. A comparative analysis of intraocular lens power calculation methods after myopic excimer laser surgery. *Journal of refractive surgery*. 2008;24(4):355-60.
44. Mylonas G, Sacu S, Buehl W, Ritter M, Georgopoulos M, Schmidt-Erfurth U. Performance of three biometry devices in patients with different grades of age-related cataract. *Acta ophthalmologica*. 2011;89(3):e237-41.
45. Hill W, Angeles R, Otani T. Evaluation of a new IOLMaster algorithm to measure axial length. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2008;34(6):920-4.
46. Nemeth G, Nagy A, Berta A, Modis L, Jr. Comparison of intraocular lens power prediction using immersion ultrasound and optical biometry with and without formula optimization. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie*. 2012;250(9):1321-5.
47. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Coffman PG, Brown LK. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry: outcomes analysis. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2002;28(2):239-42.
48. Gale RPSM, Johnston RL, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye*. 2006;23:149-52.
49. Fontes BM, Fontes BM, Castro E. Intraocular lens power calculation by measuring axial length with partial optical coherence and ultrasonic biometry. *Arquivos brasileiros de oftalmologia*. 2011;74(3):166-70.
50. Yokoi T, Moriyama M, Hayashi K, Shimada N, Ohno-Matsui K. Evaluation of refractive error after cataract surgery in highly myopic eyes. *International ophthalmology*. 2013;33(4):343-8.
51. MacLaren RE, Sagoo MS, Restori M, Allan BD. Biometry accuracy using zero- and negative-powered intraocular lenses. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2005;31(2):280-90.
52. Metge P, Ginestet X, Morin B, Platon O. [Implantation in severe myopia cataract]. *Ophthalmologie : organe de la Societe francaise d'ophtalmologie*. 1989;3(1):82-5.
53. Yalvac IS, Nurozler A, Unlu N, Cetinkaya F, Kasim R, Duman S. Calculation of intraocular lens power with the SRK II formula for axial high myopia. *European journal of ophthalmology*. 1996;6(4):375-8.
54. Shen P, Zheng Y, Ding X, Liu B, Congdon N, Morgan I, et al. Biometric measurements in highly myopic eyes. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2013;39(2):180-7.
55. Yang Q, Chen B, Peng G, Li Z, Huang Y. [Accuracy of immersion B-scan ultrasound biometry in high myopic patients with cataract]. [*Zhonghua yan ke za zhi*] Chinese journal of ophthalmology. 2014;50(1):32-6.
56. Yang QH, Chen B, Peng GH, Li ZH, Huang YF. Accuracy of axial length measurements from immersion B-scan ultrasonography in highly myopic eyes. *International journal of ophthalmology*. 2014;7(3):441-5.
57. Roessler GF, Talab YD, Dietlein TS, Dinslage S, Plange N, Walter P, et al. Partial Coherence Laser Interferometry in Highly Myopic versus Emmetropic Eyes. *Journal of ophthalmic & vision research*. 2014;9(2):169-73.
58. Petermeier K, Gekeler F, Messias A, Spitzer MS, Haigis W, Szurman P. Intraocular lens power calculation and optimized constants for highly myopic eyes. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2009;35(9):1575-81.
59. Wang L, JDP, Mitchell P, Weikert, Douglas D, Koch. Custom selection of aspheric intraocular lenses after wavefront-guided myopic photorefractive keratotomy. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2010;36:73-81.
60. Wang L, Shirayama M, Ma XJ, Kohnen T, Koch DD. Optimizing intraocular lens power calculations in eyes with axial lengths above 25.0 mm. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2011;37(11):2018-27.
61. Holladay JT. Accuracy of Scheimpflug Holladay equivalent keratometry readings after corneal refractive surgery. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2010;36(1):182-3; author reply 3-4.
62. Koch DD WL. Calculating IOL power in eyes that have had refractive surgery [editorial]. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2003;29:2039-42.
63. Wang L, Hill WE, Koch DD. Evaluation of intraocular lens power prediction methods using the American Society of Cataract and Refractive Surgeons Post-Keratometric Intraocular Lens Power Calculator. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2010;36(9):1466-73.
64. George HH, Beiko B.M., . Personalized correction of spherical aberration in cataract surgery. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2007;33:1455-60.
65. George HH, Beiko B.M., . Understanding Corneal Asphericity and IOLs. A review of the research into the factors that may impact the choice of an aspheric intraocular lens. *Revophthal*. 2008;15(11).
66. Olsen T. Use of fellow eye data in the calculation of intraocular lens power for the second eye. *Ophthalmology*. 2011;118(9):1710-5.
67. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2008;34(3):368-76.
68. User Group for Laser Interference Biometry [Internet]. 2013.

69. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Intraocular lens formula constant optimization and partial coherence interferometry biometry: Refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2011;37(1):50-62.
70. Hill W. IOL Power Calculations Physician Downloads <http://www.doctorhill.com/physicians/download.htm.2013> [cited 2013].
71. Covert DJ HC, Koenig SB. Intraocular lens power selection in the second eye of patients undergoing bilateral, sequential cataract extraction. *Ophthalmology*. 2010;117:49-54.
72. International Organisation for Standardisation. *Ophthalmic Implants - Intraocular Lenses - Part 2: Optical Properties and Test Methods: iSO*. Geneva, Switzerland 2000.
73. Preussner PR, Olsen T, Hoffmann P, Findl O. Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2008;34(5):802-8.
74. Norrby NE, Lydahl E, Koranyi G, Taube M. Reduction of trend errors in power calculation by linear transformation of measured axial lengths. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2003;29:100-5.
75. Eleftheriadis H. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. *The British journal of ophthalmology*. 2003;87(8):960-3.
76. Feiz V, Mannis MJ, Garcia-Ferrer F, Kandavel G, Darlington JK, Kim E, et al. Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for myopia and hyperopia: a standardized approach. *Cornea*. 2001;20(8):792-7.
77. Gimbel HV, Sun R. Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2001;27(4):571-6.
78. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2008;34(10):1658-63.
79. Hamed AM WL, 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.
80. Seitz B, Langenbucher A, Nguyen NX, Kus MM, Kuchle M. Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratectomy. *Ophthalmology*. 1999;106:6926-72.
81. Wang L, Booth MA, Koch DD. Comparison of intraocular lens power calculation methods in eyes that have undergone laser-assisted in-situ keratomileusis. *Transactions of the American Ophthalmological Society*. 2004;102:189-96; discussion 96-7.
82. Walker K, Gagnon MR, Hoopes PC Jr, Dickinson PJ. Accurate intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis, bypassing corneal power. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2006;32:425-9.
83. Olsen T, Funding M. Ray-tracing analysis of intraocular lens power in situ. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2012;38(4):641-7.
84. Olsen T, Hoffmann P. C constant: new concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation. *Journal of cataract and refractive surgery*. 2014;40(5):764-73.