

Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares ¿Cómo evitar la sorpresa refractiva?

Dr. Ariel Prado-Serrano, Dra. Nayat Guadalupe Nava-Hernández

RESUMEN

La cirugía de catarata ha evolucionado enormemente con el tiempo, considerándose actualmente como un procedimiento refractivo, pero por mucho que se domine la técnica de facoemulsificación, la microincisión y otros avances, el éxito se ve influido por el correcto poder del cálculo del lente intraocular. Los factores más importantes de éste son la biometría que mide la longitud axial del ojo mediante técnica de contacto e inmersión, la tomografía de coherencia óptica, la queratometría que mide el radio de curvatura de la superficie anterior de la córnea y las fórmulas teóricas y empíricas para cálculo del LIO, entre las que de 3ª generación (SRK-T, Holladay, y Hoffer Q) son las de mayor uso y cuya capacidad de predicción depende de la aplicación correcta de las constantes A, SF y ACD que difieren en cada fórmula. Conocer toda esta gama de variables y saber aplicarlas es indispensable para lograr un buen resultado quirúrgico y la satisfacción en el resultado visual del paciente; en caso contrario determinará una sorpresa refractiva.

Palabras clave: Ultrasonido, biometría, queratometría, lente intraocular, fórmulas, constantes de cálculo.

SUMMARY

Cataract surgery has evolved over time and is currently a refractive procedure; however, no matter the phacoemulsification technique, microincisions and other items, the success is strongly influenced by the correct calculation of the intraocular lens power. The most important factors are the biometry, that determines the eye axial length by contact and immersion techniques and also by optical coherence tomography, keratometry that measures the anterior corneal curvature, theoretical and empirical valid formulas for calculating IOL (being the 3rd generation SRK-T, Holladay, Hoffer Q the most used) and also the predictability of these formulas that depends on the correct application of the A, SF and ACD constants which differ in each formula. Understanding this range of variables and apply this knowledge is indispensable for a successful surgical outcome and the visual results in every subject. Failure to do so results in a refractive surprise.

Key words: Ultrasound, biometry, keratometry, intraocular lens, formulas, constants of calculation.

INTRODUCCIÓN

El primer cirujano que implantó una lente intraocular fue Ridley, en 1949, pero esta práctica no fue ampliamente aceptada hasta los años setenta. La cirugía de catarata actualmente es un tipo de cirugía refractiva que actúa sobre los dos componentes dióptricos del ojo: sobre la córnea con el tipo de incisión y sobre el cristalino al sustituirlo por un lente intraocular de una potencia determinada. Esta es la opción más adecuada para la corrección óptica posquirúrgica al proporcionar una imagen retiniana de tamaño prácticamente fisiológico dado que no supera nunca una magnificación de 4% que contrasta con el uso de anteojos o lentes de contacto para áfacos, que producen una magnificación de las imágenes que puede llegar a ser de 25% a 30% y de

12%, respectivamente. Debe recordarse que, cuando la diferencia de tamaño de las imágenes en la retina de cada ojo supera 5%, aparece la aniseiconia (1).

El cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares (LIO) es una parte esencial del examen preoperatorio en la cirugía de catarata (2) y está determinado principalmente por factores como la biometría, técnica no invasiva, rápida e inocua de ultrasonido lineal que permite realizar la medición del diámetro anteroposterior del globo ocular en cualquier segmento del eje óptico (siendo también importante la profundidad de la cámara anterior), la queratometría o medida de la curvatura anterior corneal y la adecuada selección de la fórmula de cálculo dependiente del diámetro anteroposterior y su relación con la constante de fabricación, es decir, las características de cada modelo de LIO.

Servicio de Oftalmología Hospital General de México.

Correspondencia: Dr. Ariel Prado Serrano, Hospital General de México, Servicio de Oftalmología, Dr. Balmis 144, Col. Doctores. Del. Cuauhtémoc México D.F. Tel. 50043801. Mail. ariprase@hotmail.com, Ariuiamx@yahoo.com.mx

La técnica de la cirugía de catarata sigue evolucionando para conseguir incisiones más pequeñas, disminuir las complicaciones y el tiempo de recuperación del paciente y aumentar su grado de satisfacción. De nada sirve dominar la pequeña incisión, ser un cirujano hábil, realizar una capsulorhexis circular perfecta o limpiar bien la cápsula posterior si no se realiza un cuidadoso cálculo del lente intraocular, lo que determinará que el sujeto operado no vea bien, y no esté satisfecho (determinando una sorpresa refractiva) por no haberse conseguido el objetivo de devolver la mejor función visual posible al paciente, dependiendo lo menos posible de una corrección con anteojos, hecho que puede originar en casos extremos un proceso legal por su inconformidad. Por ello, es fundamental conocer cómo conseguir el éxito en nuestros pacientes intervenidos de cataratas, implantando el lente adecuado tras realizar un cálculo correcto.

BIOMETRÍA

La biometría realizada con ultrasonido modo A (lineal) es una técnica no invasiva, rápida y no dolorosa que permite realizar mediciones de las estructuras oculares. Los factores más importantes para obtener un cálculo correcto del poder dióptrico de una lente intraocular son la longitud axial y la queratometría. La medida incorrecta de uno de estos dos parámetros es la causa de la mayoría de los errores refractivos tras la cirugía de catarata (1, 2). Otros parámetros igualmente importantes son las fórmulas de cálculo y las constantes de cada modelo de lente que serán explicadas.

LONGITUD AXIAL

Es el factor más importante para determinar el poder dióptrico del LIO (3). Para medirla se emplea, de forma generalizada, la ultrasonografía o ecografía modo A. Un error en la medición de 1 mm determina un error refractivo postoperatorio de unas 3 dioptrías.

Fundamentos básicos del ultrasonido

El ultrasonido consiste en ondas acústicas que, por oscilación de partículas en un medio, tienen una frecuencia superior a los 20 KHz, esto es 20,000 ciclos por segundo (las frecuencias por debajo de 20 KHz son perceptibles para una persona con audición normal; los utilizados en oftalmología están entre los 8 y 10 Mhz generados por una sonda que contiene un material de cuarzo que vibra al aplicarle energía eléctrica (efecto piezoeléctrico). El haz de ultrasonido emitido avanza de forma uniforme a diferente velocidad dependiendo fundamentalmente del tejido que atraviesa (interfase acústica) siendo mayor la velocidad cuanto mayor es la densidad. Una parte de la onda acústica sigue adelante y una parte (eco) se refleja, siendo este eco el que es percibido de nuevo por la sonda y, mediante su procesamiento y amplificación, se representa en una pantalla en forma de imá-

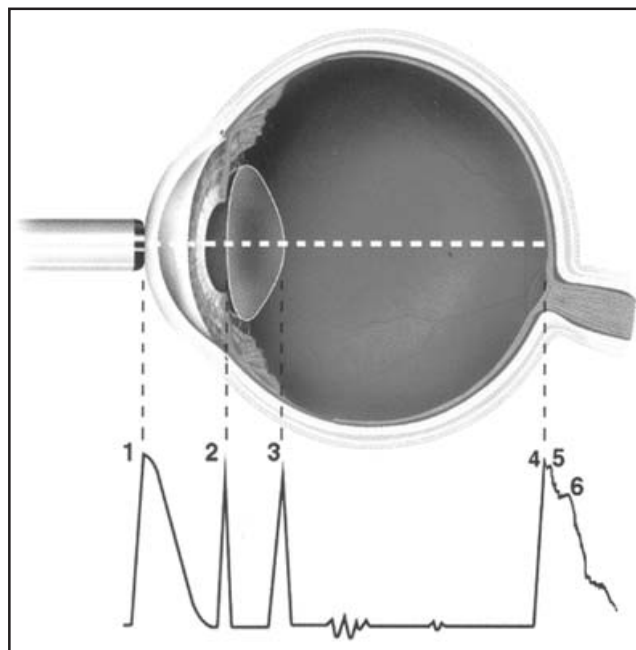


Fig. 1. Ecograma modo A en un ojo normal. Se observan los siguientes ecos: (1) córnea, (2) cápsula anterior del cristalino, (3) cápsula posterior del cristalino, (4) retina, determinando entre ellas una serie de espacios anaecóicos (cámara anterior, cristalino y cavidad vítrea).

genes, llamadas ecogramas (4). En el ecograma del modo A en un ojo normal se observan los siguientes ecos: córnea, cápsula anterior del cristalino, cápsula posterior del cristalino y retina, determinando entre ellas una serie de espacios (cámara anterior, cristalino y cavidad vítrea). La suma de todos da el valor de la longitud anteroposterior (Figura 1).

La energía ultrasónica se va absorbiendo conforme va pasando por un medio. Cuanto mayor es la frecuencia de las ondas de sonido, mayor es la absorción, disminuyendo la penetración pero aumentando su resolución. Así, en términos ecográficos tendremos que variar la frecuencia en función de la penetración y resolución deseadas. La transmisión de las ondas ultrasonográficas depende de la densidad de los materiales o superficies que atraviesa, por lo tanto, a mayor densidad, mayor velocidad de transmisión.

La velocidad de transmisión de las ondas en los diferentes medios oculares se puede observar a continuación:

Córnea 1,550 m/seg
Humor acuoso 1,532 m/seg
Cristalino 1,641 m/seg
Vítreo 1,532 m/seg

Puesto que conocemos la velocidad de transmisión de los diferentes medios oculares, podemos calcular la longitud axial del ojo gracias a la siguiente fórmula física:

$$\text{Distancia} = \frac{\text{Velocidad} \times \text{Tiempo}}{2}$$

En general, la mayoría de los ecógrafos utilizan una velocidad media en ojos fágicos de 1,550 m/s y 1,532 m/s en afá-

quicos. La velocidad varía en función de la densidad de la catarata y, en los pseudofáquicos, de la composición del lente.

Los ecógrafos recogen el tiempo que tarda el eco en volver y aplican una velocidad media. La formación de ecos puede verse afectada por distintos factores:

- *Ángulo de incidencia:* es muy importante que la sonda esté bien alineada en el eje ocular porque si está oblicua los ecos no vuelven directamente hacia ella y no se discernen bien las interfases.
- *Ganancia:* es la amplificación que se da a los ecos, variable por el examinador. A mayor ganancia, más sensibilidad, pero aparecen más ecos, disminuyendo la resolución. En una hemorragia vítrea una ganancia alta puede dar lugar a una longitud anteroposterior más corta, porque el aparato confunde una masa vítrea algo densa con el pico de la retina. En un ojo normal, una ganancia baja puede destacar poco la retina y el biómetro confundirla con la esclera y dar una longitud anteroposterior más alta (5). En cataratas muy densas hay que aumentar la ganancia porque absorben gran cantidad de ultrasonido y los ecos de las estructuras posteriores van a quedar muy atenuados.
- *Uniformidad de la interfase:* cuanto más uniforme sea, más intensos serán los ecos.
- *Modo de medida:* se puede medir de forma automática o manual (6). En la forma manual, el examinador determina en qué momento debe ser medido un ecograma apretando el pedal para congelar la imagen. En la automática, el biómetro decide que una medida es buena en función de la intensidad de los ecos, y avisa con un sonido de que ha anotado la medida. La forma manual es recomendable en caso de mala fijación o si hay anomalías intraoculares que alteren los ecos. Se debe ajustar en el biómetro la velocidad del ultrasonido a las características del ojo: 1,550 m/s en el ojo fáquico (7) y 1,532 m/s en el afáquico (8). En ojos con aceite de silicona (9) se puede ajustar la velocidad media, para ojos fáquicos a 1,139 m/s y para ojos afáquicos a 1,052 m/s.

Hay dos tipos de técnicas ecográficas para medir la longitud anteroposterior: la técnica de contacto y la de inmersión, que es más precisa (10, 11), pero más lenta y complicada.

La primera precisa el contacto entre la sonda y la superficie corneal, por lo que se debe realizar con anestesia tópica. Hay que tener cuidado en no presionar la córnea, pues se provoca un aplanamiento del globo ocular midiendo una longitud anteroposterior menor de la real (12, 13) (Figura 2).

La técnica de inmersión requiere el empleo de cubetillas corneales de contacto (Hanssen o Prager) (Figura 3) que se apoyan en la esclera y se llenan de suero fisiológico en el que se sumerge la sonda sin contactar con la superficie ocular (10, 11) creando así una "ventana acústica".

Para que la medida de la longitud anteroposterior sea fiable, deben cumplirse las siguientes condiciones:

- El haz de ultrasonidos debe alinearse con el eje visual. Para ello, la sonda debe colocarse completamente perpendicular a la córnea, lo que requiere una óptima colaboración del paciente quien debe mirar un punto fijo para así



Fig. 2. Técnica de contacto en la que el transductor hace contacto con la córnea durante la realización de la biometría.



Fig. 3. Técnica de inmersión que requiere el empleo de cubetillas corneales de contacto (Hanssen o Prager) que se apoyan en la esclera y se llenan de suero fisiológico, en las que se coloca el transductor, mismo que jamás toca la córnea.

poder hacer incidir los ecos en la mácula. Se recomienda hacer varias lecturas de cada ojo.

- El haz de ultrasonido debe ser fino y el transductor de alta frecuencia. De esta manera, los errores serán menores. Los instrumentos deben ser calibrados con cierta frecuencia.
- Extremar al máximo las precauciones en los grandes errores refractivos. En estos ojos, Shammas propone modificaciones en el cálculo de la longitud axial, introduciendo un factor de corrección en las fórmulas teóricas, ya que la longitud anteroposterior se incrementa en 0.1 mm por cada milímetro que el ojo sobrepasa los 23 mm y viceversa. El factor de corrección propuesto es el siguiente:

$$L=L-(0,1 [L-23])$$

En el Cuadro 1 se resumen las indicaciones generales para repetir una biometría (14).

En el ojo pseudofáquico se obtienen tres picos en el ecograma: córnea, LIO y retina. Para obtener correctamente la longitud anteroposterior, Holladay sugiere emplear el modo

Cuadro 1. Indicaciones para repetir una biometría

- Longitud axial >25 mm o <22 mm.
- Diferencia > 0.3 mm entre la longitud axial de los dos ojos, sin historia de ambliopía o anisometropía.
- Discordancia entre longitud axial y refracción.
- Escasa colaboración, mala fijación.

Cuadro 2. Factores de corrección en ojos pseudofáquicos

- Lentes de PMMA Longitud axial + 0.4 mm
- Lentes de silicona Longitud axial - 0.8 mm
- Lentes acrílicas Longitud axial + 0.2 mm

afaquia y añadir un factor de corrección en función del material del LIO implantado (15) (Cuadro 2).

En caso de extrema dificultad para realizar la biometría en un ojo, se puede realizar la biometría del otro ojo y, teniendo en cuenta la historia refractiva del paciente, obtener un cálculo de LIO adecuado.

TÉCNICAS DE INTERFEROMETRÍA ÓPTICA (IOL MASTER)

Método no invasivo basado en el principio de biometría óptica con interferometría parcialmente coherente (PCI): la tomografía de coherencia óptica. Esta técnica está basada en la proyección de luz infrarroja sobre el globo ocular y la medición de la reflexión de estos haces sobre las distintas superficies oculares (16). Este doble haz permite eliminar la influencia de los movimientos longitudinales del ojo durante las mediciones, usando la córnea como superficie de referencia (17). Es una variación de la tomografía de coherencia óptica (OCT) que se emplea para obtener imágenes de las capas retinianas con gran precisión (6). Tiene las siguientes ventajas respecto a los biómetros anteriores:

- La técnica de no contacto: evita las distorsiones y errores que pueden producir la depresión corneal de la biometría ultrasónica de contacto. Por ello, también evita el uso de anestesia y la posibilidad de transmitir enfermedades de un enfermo a otro o producir lesiones corneales (13).
- Rápida medición. La longitud axial, el radio de la córnea y la profundidad de la cámara anterior del ojo del paciente son medidas en un único instrumento ahorrando un tiempo valioso.
- Elevada precisión, incluso en casos difíciles (estafiloma posterior, ametropía extrema, pseudofaquia, vitrectomía).
- La medición no se afecta en midriasis.
- No hay que variar la velocidad del haz de luz, siendo válido en pacientes pseudofáquicos (18).
- El instrumento detecta automáticamente el ojo derecho o el izquierdo mientras toma las medidas, por lo que elimina el riesgo de confundir el ojo medido.

Se ha calculado que este método puede ser 10 veces más preciso que la medición de la longitud axial por ultrasonido, no sólo por la mayor resolución con la que trabaja sino también por eliminar la posibilidad de compresión corneal que puede producirse por la técnica de contacto corneal.

A pesar de ser ideal en el cálculo de los lentes intraoculares multifocales y tóricos, también tiene sus inconvenientes, pues además de su elevado costo, con las primeras versiones de software la luz infrarroja no podía atravesar medios opacos (leucomas corneales, cataratas muy densas, hemorragias vítreas) y, aunque esto ha sido compensado, mientras se prueba su exactitud en estos casos debe utilizarse otro tipo de biómetro ultrasónico.

Tras comparar los varios tipos de biómetros, numerosos estudios (19-23) concluyen que el biómetro de no contacto (Zeiss IOL Master) demuestra una mayor precisión que el biómetro de contacto, aunque para algunos autores (24) sea tan preciso como el biómetro de inmersión. Lo que sí es evidente, es que por su simplicidad (25) y rapidez (26) a la hora de realizar la prueba su uso está siendo cada vez más extendido (27).

QUERATOMETRÍA

Es la medición del radio de curvatura de la superficie anterior de la córnea y se efectúa analizando el tamaño de la imagen reflejada por un objeto de tamaño conocido. A partir de este valor en mm se calcula la potencia corneal total, en dioptrías, mediante una fórmula matemática aplicando un índice de refracción. Este es el segundo factor que más influye, después de la longitud axial, en el cálculo del poder dióptrico del lente. La curvatura corneal se mide mediante el queratómetro que no emplea el auténtico índice de refracción de la córnea ($n = 1.376$) ya que en tal caso la potencia resultante corresponde a la superficie anterior de la córnea. Para calcular la potencia corneal neta (suma de la potencia de las superficies anterior y posterior) se emplea un valor inferior al tener en cuenta que la superficie corneal posterior tiene aproximadamente 1.2 mm menos de radio de curvatura (6 D menos). Cualquier situación que modifique esta relación inducirá un error en el cálculo de la potencia total corneal en los procedimientos fotorrefractivos.

Se pueden diferenciar entre queratómetros manuales y automáticos. En los primeros, el observador debe enfocar y centrar las miras, así como modificar su posición para obtener la medida calculando sus dos meridianos, K1 y K2. En los automáticos, el observador se limita a centrar la mira sobre la córnea, siendo el aparato el que efectúa la medición.

El error en la queratometría es un motivo frecuente de un mal cálculo del LIO. Un error de 0.1 mm en el cálculo del radio corneal conllevaría un trastorno en la refracción postoperatoria de 0.5 D (14).

Las principales causas de error son:

- Realizar previamente la ecografía por aplanación, lo que podría modificar la curvatura corneal. En cambio, algunos estudios afirman que tomar la presión intraocular pre-

- viamente no modifica los valores de la queratometría (28).
- Mala calibración del queratómetro.
- Cambios en la curvatura corneal secundarios a la intervención quirúrgica en sí. Existen numerosos estudios acerca de este hecho que demuestran los cambios en la curvatura corneal pre y postoperatoria, específicamente en las técnicas refractivas.
- Errores cometidos por la escala de conversión de los querátómetros. A partir de la medida del radio de curvatura anterior, transforman este valor en dioptrías, mediante un índice de refracción que varía según el modelo de queratómetro.
- El uso de lentes de contacto duras, incluso dos semanas después de haberlas dejado de emplear. Este hecho puede hacer que el paciente presente un incremento de hasta 0.79 mm en la medida de la curvatura corneal que se traducirá en una disminución de 0.98 dioptrías en el cálculo del poder dióptrico de la lente intraocular.
- Distorsión de miras queratométricas que se puede producir en diferentes circunstancias como una forma corneal anómala, mala calidad de la película lagrimal, instilación previa de ungüento, alteraciones epiteliales, mala fijación del paciente, parpadeo frecuente, etc.

El desarrollo de la topografía computarizada ha conseguido instrumentos que miden muchos más puntos corneales, por lo que las medidas son más precisas, eliminando parte del factor humano como posible causa de error en la medición (29).

Las indicaciones para repetir la queratometría se resumen en el Cuadro 3.

PROFUNDIDAD DE LA CÁMARA ANTERIOR

Su cálculo se basa en la longitud axial y en la posición postoperatoria de la LIO (esto último es lo fundamental). Un error de 0.1 mm en este cálculo produce un error refractivo de 0.1 dioptrías en el cálculo de la LIO, por lo que es uno de los factores que menos influye para el cálculo de lentes (30).

FÓRMULAS BIOMÉTRICAS

Hace más de 50 años, para operar las cataratas se realizaba una extracción intracapsular del cristalino, dejando al paciente en afaquia, siendo precisa una corrección óptica elevada para poder desarrollar una vida normal. La técnica quirúrgica evolucionó hasta poder realizar extracciones extracapsulares cris-

talinas y fue Ridley el primer cirujano que implantó una LIO en 1949 (31, 32). Sin embargo, esta técnica no fue ampliamente aceptada hasta los años sesenta, dado el alto número de complicaciones que presentó (33).

Esto supuso un gran beneficio para los pacientes intervenidos de catarata, ya que al proporcionar una imagen retiniana similar al tamaño fisiológico consigue una corrección óptica más adecuada, liberando a los pacientes de llevar pesadas correcciones ópticas o lentes de contacto para conseguir una rehabilitación. Al principio todas las lentes implantadas eran de un valor estándar (34), pero pronto se vio que los pacientes miopes quedaban hipocorregidos y los hipermetropes hipercorregidos. Para evitar este problema, se empezaron a desarrollar fórmulas biométricas basadas en la longitud axial y en la queratometría (35). Hay dos tipos de fórmulas: teóricas (aplican la geometría óptica a un ojo esquemático, sin considerar el análisis de las medidas clínicas del paciente) y empíricas o de regresión (analizan los resultados de la refracción postoperatoria de múltiples intervenciones y los relaciona con la longitud axial y la queratometría) (36-39).

Fórmulas teóricas de 1a. generación y fórmula empírica SRK

Fyodorov (40) fue el primero en publicar, en 1967, una fórmula teórica para calcular el poder de la lente que se debía implantar en el ojo en función de la longitud axial y la queratometría, mientras que considera constante el índice de refracción corneal y la profundidad de la cámara anterior.

Surgieron varias fórmulas (Colenbrander, Binkhorst original) bastante parecidas, que por emplear constantes teóricas no consideran el análisis de las medidas clínicas del individuo.

Los autores Sanders, Retzlaff y Kraft (SRK) (41, 42) crearon una fórmula empírica que se basa en el estudio retrospectivo (o de regresión) de los resultados de la refracción postoperatoria obtenida tras múltiples intervenciones quirúrgicas con implantes de LIO. O sea, se origina de la experiencia aportada por los cirujanos al relacionar el valor preoperatorio de la longitud axial y queratometría, el poder dióptrico de la lente y el error refractivo postoperatorio. Realiza el cálculo a través de estudios estadísticos de regresión lineal de las variables empleadas con el poder dióptrico del LIO.

La fórmula SRK es bastante más sencilla que el resto de las fórmulas teóricas existentes en esa época, por lo que su uso se extendió rápidamente (43-46).

Fórmulas teóricas de 2a generación y fórmula empírica SRK II

El problema de las fórmulas anteriores es que asumen que la posición efectiva de la lente (ELP) es igual en todos los ojos, independientemente de la longitud axial. Por ello autores como Hoffer (47) y Binkhorst (48) observaron que los ojos largos quedaban hipercorregidos y los ojos cortos hipocorregidos. Por todo ello dedujeron que el valor de la profundidad de la cámara anterior 'ACD' se debía calcular en función de la longitud axial realizando estas modificaciones (Cuadro 4).

Cuadro 3. Indicaciones para repetir la queratometría

Curvatura corneal menor de 40 D o mayor de 47 D.
Diferencia de cilindro mayor de 1 D.
Baja correlación entre el cilindro corneal y el refractivo.
Mala colaboración del paciente.
Mala correlación entre astigmatismo refractivo y queratométrico.

Cuadro 4. Profundidad de la cámara anterior 'ACD' en función de la longitud axial

ACD = (0.292 x Longitud axial) – 2.93 (Hoffer)
ACD = (Longitud axial / 23.45) x ACDpre (Binkhorst)

Los autores de la fórmula SRK observaron que funcionaba bien para valores estándar de longitud axial pero también detectaron que los ojos largos con longitud axial > 24.5 mm sufrían errores hiperópicos y los ojos cortos con longitud axial <22.5 mm quedaban con errores miópicos.

Para corregir las limitaciones de su fórmula en ojos con longitud axial extremas propusieron hacer variable el valor de A en función de la longitud axial (49): se aumenta 1, 2 o 3 dioptrías al valor de A para ojos cortos y se resta 0.5 dioptrías en ojos largos, transformando así la fórmula SRK en SRK-II. De esta tabla podemos deducir que la longitud axial, aunque tiene mayor variabilidad en ojos largos, influye más en el error dióptrico del LIO en los ojos cortos, y por ello se modifica más el valor de A en dichos ojos.

Fórmulas teóricas de 3ª generación

Son las fórmulas que más se utilizan actualmente para calcular la potencia de las LIO y tratan de predecir la posición efectiva de la lente (ELP) en función de dos parámetros: la longitud axial y la queratometría. Las más conocidas son SRK-T (50), Holladay (51), Hoffer (52) y Olsen (53). En 1988 Holladay (51) considera que para poder predecir preoperatoriamente el valor de la profundidad de la cámara anterior (ACD) postoperatoria debe relacionarse con la longitud axial y con la altura de la cúpula corneal, la cual se relaciona con el radio de curvatura corneal, con el diámetro corneal, y con un factor dependiente del cirujano o SF (*surgeon factor*), que equivale a la distancia desde el plano iridiano al plano principal del LIO.

Los mismos autores de la fórmula SRK (50), conscientes de que la posición efectiva de la lente es muy importante para disminuir el error dióptrico final, proponen una teorificación de su fórmula, obteniendo así la SRK-T. Para obtener el valor de la profundidad de la cámara anterior suman la distancia existente entre la córnea y el plano del iris y la distancia desde el plano iridiano al plano principal del LIO (SF).

La diferencia más importante entre las distintas fórmulas de 3a. generación radica en el algoritmo de estimación de la posición efectiva del LIO en el interior del ojo. El comportamiento predictivo es similar, excepto en los ojos cortos, donde Hoffer-Q siempre calcula el LIO más potente y SRK-T la menos potente.

Fórmulas teóricas de 4a generación

Recientemente se han propuesto fórmulas llamadas por algunos autores de 4a generación (31), que son las que emplean más de dos factores para predecir especialmente la posición efectiva de la lente (ELP). Las más conocidas son Haigis y Shamas, útiles en el cálculo de LIO posterior a cirugía refractiva, y Holladay II indicada en ojos muy cortos

Cuadro 5. Fórmulas utilizadas con base en la longitud axial del ojo

Longitud axial (mm)	<22	22-25	25-28	>28
Fórmula	Hoffer-Q Holladay	Todas	SRK-T	Hoffer-Q SRK II

y para la realización de dobles implantes (*piggy-back*) primarios, en que usan siete variables: longitud axial, queratometría, edad, refracción preoperatoria, blanco-blanco horizontal, ACD preoperatoria y grosor del cristalino. Sus inconvenientes son la necesidad de tomar más medidas preoperatorias, así como su disponibilidad y precio.

Con base en la longitud axial se aconseja la utilización de las siguientes fórmulas (Cuadro 5).

CONSTANTES

La efectividad y la capacidad de predicción de todas estas fórmulas dependen de la aplicación correcta de las constantes. En general, estas proporcionan información a las fórmulas de cálculo sobre las características físicas que influyen en el comportamiento refractivo de cada modelo de LIO. La aplicación de una constante equivocada inducirá un error significativo en el cálculo. Actualmente se utilizan tres tipos de constantes: ACD, SF y A.

ACD representa el valor medio de la distancia del vértice corneal al plano principal del LIO para un modelo de LIO (Figura 4).

SF representa el valor medio de la distancia plano anterior del iris-plano principal del LIO para un modelo de LIO (Figura 5).

A es un factor sumatorio de la fórmula SRK.

Refiriéndose a continuación que fórmula utiliza cada constante en el cálculo de LIO (Cuadro 6).

La constante A, la constante ACD y el factor quirúrgico SF son valores específicos de cada LIO, que dependen de la posición final del LIO dentro del ojo, la morfología de la óptica, características y angulación de las hápticas y técnica quirúrgica empleada (implante en saco, LIO suturado a sulcus, etc).

Las constantes recomendadas por los fabricantes son muy exactas, pues se han calculado tras analizar bases de datos y comparar resultados visuales posoperatorios con LIOs idénticos (43), siendo muy conveniente personalizar el valor de la constante a la práctica quirúrgica de cada cirujano, neutralizando cualquier error sistemático que se pueda producir y mejorando la precisión refractiva de las fórmulas.

Cuadro 6. Fórmulas utilizadas para cada constante

Fórmula	Constante de la fórmula
Binkhorst	Constante ACD
SRK II	Constante A
Holladay	Factor de cirujano (SF)
SRK-T	Constante A o ACD
Hoffer Q	Constante A

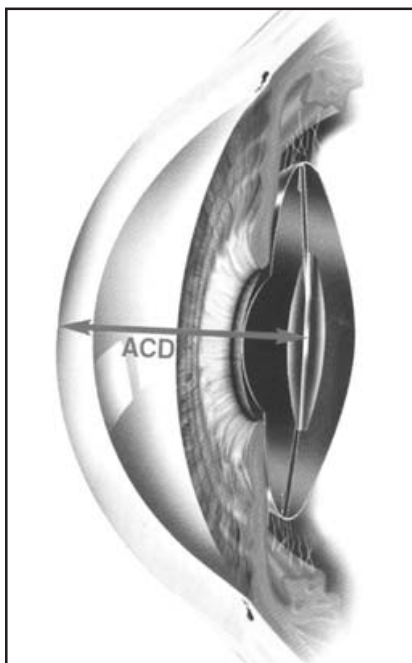


Fig. 4. Constante ACD : Distancia vértice corneal-plano principal del LIO.

CONSIDERACIONES GENERALES SOBRE LAS LENTES INTRAOCULARES

Es importante hacer una breve descripción de las características y propiedades de las lentes intraoculares, puesto que la calidad de la visión no sólo va a depender del poder dióptrico de la lente, sino también de otros factores, como su diseño, la localización, la forma, las características del material, etc.

Localización

La localización idónea es la de cámara posterior, ya que la magnificación que dan es mínima y nunca superior a 3%. Deben ubicarse en el saco capsular o, en su defecto, a nivel del sulcus, en cuyo caso será necesario disminuir 1D al poder del LIO calculado para la cápsula posterior. También existen lentes que se implantan en la cámara anterior y se fijan en el ángulo camerular, que se calcula con una constante específica al mismo tiempo que el LIO de la cápsula posterior.

Diseño y forma

El diseño de la lente tiene como finalidad minimizar al máximo las aberraciones ópticas. El diseño depende de la constante, anteriormente citada, el valor de la cual ya viene facilitado por el fabricante de la lente.

Actualmente hay disponibles diversos modelos de lentes intraoculares. Podemos distinguir por su forma las lentes plano-convexas, las convexo-planas, las biconvexas o las lentes multifocales, esféricas y asféricas y las tóricas.

Las lentes plano-convexas son aquellas que presentan la superficie anterior plana y la posterior convexa. De esta manera, el poder dióptrico se concentra en la superficie posterior. Presentan la ventaja de disminuir la aberración esférica



Fig. 5. Constante SF (Holladay): Distancia plano anterior del iris – plano principal del LIO.

ca natural del ojo. Debe prestarse especial atención a implantarlas correctamente ya que, de hacerlo al revés, se pueden perder 0.75 Dp en la refracción final. Se aconseja su uso en los diabéticos en los que se prevé que deban ser intervenidos de cirugía vitreorretiniana.

Las lentes convexo-planas concentran su poder dióptrico en la cara anterior, que es convexa, mientras que la posterior es plana. Se dice que son las que ofrecen mejor calidad de imagen.

Las lentes biconvexas presentan curvatura en sus dos superficies. La curvatura posterior es mayor que la anterior, con una relación 3/1, remediando a la lente natural que es el cristalino. En estas lentes, el plano principal está más cerca de la retina y, por ello, el poder dióptrico real de la lente es menor. Por su diseño permiten que la profundidad de la cámara anterior sea mayor.

Las lentes multifocales tienen varios anillos apodizados con diferentes graduaciones para visión lejana, intermedia y cercana, constituyendo el modelo esférico, el que mejor calidad de visión proporciona al sujeto pseudofáquico y el tórico, que corrige los astigmatismos corneales.

Consideraciones en el implante de la lente intraocular

La mayoría de los errores de la refracción postoperatorios determinantes de una sorpresa refractiva atribuibles a la lente intraocular se deben a alguno de los siguientes factores:

- **Inclinación del lente.** Puede modificar su poder dióptrico y provocar aberraciones de tipo astigmático o esférico. Por ejemplo, una inclinación de 20° en un lente de 20 Dp conlleva una alteración astigmática de 2 Dp.
- **Malposición del lente.** Las malposiciones en el plano coronal determinan alteraciones de tipo prismático, mientras que

en el plano axial producen errores de tipo esférico. El adelanto del lente con respecto a su localización ideal miopiza, es decir, aumenta el poder dióptrico del lente.

- Borde del lente. Si coincide con el nivel de la apertura pupilar, genera problemas de deslumbramiento e incluso diplopía.

Objetivos clínicos

Es aconsejable que el cirujano se marque previamente una serie de objetivos a conseguir cuando se plantea colocar un lente intraocular. Estos, lógicamente, van a depender de la refracción previa de cada ojo, de la función visual del ojo intervenido, de la edad y del estilo de vida del paciente.

- Pacientes emétopes. El objetivo, lógicamente, es conseguir la emetropía. Algunos cirujanos prefieren tender a miopizarlo un poco, pero no más de una dioptría. De esta manera se intenta compensar el posible error en el cálculo del lente y, de alguna forma, enmascarar también la disminución de la capacidad de acomodación del LIO. Las situaciones en las que se puede tender a la emetropización del ojo operado se muestran en el Cuadro 7.
- Pacientes con ametropía. En estos casos, el objetivo del oftalmólogo es conseguir minimizar al máximo la aniseiconia. Esta alteración del tamaño de las imágenes en la retina depende de la diferencia entre la refracción de ambos ojos y de la distancia entre el sistema córnea-lente y la retina. Se debe intentar que la diferencia de refracción entre ambos ojos no supere las 3 dioptrías. La tolerancia normal de la aniseiconia es de 5-8%, si bien hay pacientes que, con el paso del tiempo, la toleran porque se acostumbran a ella.

Cuando el ojo pseudofáquico presenta ametropía, debe calcularse la magnificación que la corrección con anteojos puede producirle. El lente intraocular debería elegirse teniendo en cuenta que la magnificación no supere 3-4%, ya que cuanto menor sea ésta, mayor será la agudeza visual.

Otro de los problemas que pueden presentarse cuando la diferencia en la refracción entre ambos ojos es superior a 3 dioptrías es la aparición de una foria vertical que, a veces, puede llegar a provocar una diplopía vertical. Se debe tener extremo cuidado en la selección del LIO cuando se decide dejar en el paciente una ametropía postoperatoria. Expone-mos a continuación un cambio sugerido en la fórmula SRK-II para plantear una ametropía postoperatoria:

$$\text{Poder del LIO} = P - (R \times r)$$

P: Poder de la LIO emétope.

R: 1.25 si poder emétope >14.

1.0 si poder emétope ≤14.

r: Refracción postoperatoria decidida.

Cuadro 7. Situaciones para emetropización del ojo operado

Hiperopia de 1.5 a 2.5 Dp en el ojo contralateral.

Si el ojo contralateral está también pendiente de ser intervenido de catarata.

Cuando no hay visión binocular.

CONCLUSIÓN

El implante de lentes intraoculares en la cirugía de la catarata supuso un importantísimo avance en la corrección refractiva de la afaquia. Permite una mejor recuperación visual y conlleva una menor magnificación y distorsión de las imágenes que los anteojos correctores o las lentes de contacto utilizados anteriormente en los sujetos áfacos consiguiendo de esta manera una función visual más fisiológica.

Todas estas premisas son ciertas si la elección de la lente ha sido acertada, con base en múltiples parámetros dentro de los que se encuentran la queratometría, biometría, elección de fórmula y constante de cada lente, de ahí la importancia del correcto cálculo preoperatorio del poder dióptrico del lente intraocular. No se debe olvidar la necesidad de ser rigurosos y cuidadosos en la medición de los distintos parámetros que intervienen en dichos procedimientos, ya que, como hemos podido comprobar, pequeños errores de medida pueden determinar alteraciones importantes en la refracción postoperatoria del paciente determinando una sorpresa refractiva.

REFERENCIAS

1. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1992; 18:125-129.
2. Longstaff S. Factors affecting intraocular lens power calculation. *Trans Ophthalmol Soc UK* 1986; 105(6):642-646.
3. Holladay J, Prager T. Accurate ultrasonic biometry in pseudophakia. *Am Ophthalmol* 1989; 107(2):189-190.
4. Shammas H. *Atlas of Ophthalmic Ultrasonography and Biometry*. St Louis: Mosby, 1984.
5. Holladay J. Biometría con ecografía modo A y cálculo de la potencia refractiva de LIO. *Focal Points (cd. Highlights of Ophthalmology mt)* 1997; 1(5):13-18.
6. Hoffer K. Biometría con ecografía modo A y cálculo de la potencia refractiva de LIO. *Focal Points (cd. Highlights of Ophthalmology mt)* 1997; 1(5):13-18.
7. Binkhorst R. The accuracy of ultrasonic measurement of the axial length of the eye. *Ophthalmic Surg* 1981; 12:363-365.
8. Jansson F, Kock E. Determination of the velocity of ultrasound in the human lens and vitreous. *Acta Ophthalmol* 2002; 22(5):589-596.
9. Ghoraba H, El-Dorghamy A, Atia A. The problem of biometry in combined silicone oil removal and cataract extraction: a clinical trial. *Retina* 2002; 22 :589-596
10. Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1989; 15(4):425-428.
11. Hoffmann P, Hutz W, Eckhardt H, Heuring A. Intraocular lens calculation and ultrasound biometry: immersion and contact procedures. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1998; 213(3):161-165.
12. Rajan M, Keilhorn I, Bell J. Partial coherence laser interferometry vs conventional ultrasound biometry in intraocular power calculations. *Eye* 2002; 16(5):552-556.
13. Drexler W, Findl O, Menapace R y cols. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. *Am Ophthalmol* 1998; 126(4):524-534.

14. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M. Biometría con ecografía modo A y cálculo de la potencia refractiva de LIO. *Focal Points (cd. Highlights of Ophthalmology nt)* 1997; 1(5):3-12.
15. Holladay J, Prager T. Accurate ultrasonic biometry in pseudophakia. *Am Ophthalmol* 1993; 115(4):536-537.
16. Orts P, Devesa P. Interferometría de coherencia parcial: estudio comparativo entre la interferometría de coherencia parcial y la biometría ultrasónica para el cálculo de la LIO. *Microcirugía ocular* 2001; 19:207-219.
17. Hitzenberger C, Drexler W, Dolezal C y cols. Measurements of the axial length of cataract eyes by laser Doppler interferometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993; 34:1886-1893.
18. Heatley C, Whitefield L, Hugkulstone C. Effect of pupil dilatation the accuracy of the IOL Master. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28(11):1993-1996.
19. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider E. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according. *Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238(91):765-773.
20. Verhulst E, Vnijnghem J. Accuracy of intraocular lens power calculation using the Zeiss IOL Master: A prospective study. *Bull Soc Belge Ophthalmol* 2001; 281:61-65.
21. Santodomingo-Rubido J, Mallen E, Gilmartin B, Wolffsohn J. A new non-contact optical device for ocular biometry. *Brit J Ophthalmol* 2002; 86:458-462.
22. Siahmed K, Muraine M, Brasseur G. Optic biometry in intraocular lense calculation for cataract surgery. Comparison with usual methods. *J Fr Ophthalmol* 2001; 24(9):922-926.
23. Findl O, Drexler W, Menapace R, Heinzl H, Hitzenberger O, Fercher A. Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry. *Cataract Refract Surg* 2001; 27(6):861-867.
24. Packer M, Fine I, Hoffman R, Coffman P, Brown L. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry: outcomes analysis. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28:239-242.
25. Rose L, Moshegov C. Comparison of the Zeiss IOLMaster and aplanation A-scan ultrasound: biometry for intraocular lens calculation. *Clin Experiment Ophthalmol* 2003; 31:121-124.
26. Kielhorn I, Rajan M, Tesha P, Suhryan V, Bell J. Clinical assessment of the Zeiss IOL Master. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:518-522.
27. Kiss B, Findl O, Menapace R, Wirtitsch M, Drexler W, Hitzenberger C, Fercher A. Biometry of cataractous eyes using partial coherence interferometry: Clinical feasibility study of a commercial prototype 1. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28:224-229.
28. Pascual J, Marco P, Maldonado M, Harto M, Mari J. Cálculo del poder dióptrico en lentes intraoculares: Revisión actualizada. Fórmulas para el cálculo del poder dióptrico Barcelona. *Edika Med.* 1998.
29. Cuaycong M, Gay C, Emery J, Haft EA, Koch DD. Comparison of accuracy of computerized videokeratography and keratometry for use in intraocular lens calculations. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19:178-181.
30. Pontuchova E, Cernak A, Potocky M, Cuvala J. Calculation of tire assumed postoperative anterior chamber depth as an important factor in the calculation of optic power of the intraocular lens. *Cesk Slov Ophthalmol* 1996; 52(4):215-219.
31. Apple D, Thvedi R. Contributions in addition to the intraocular lens. *Arch Ophthalmol* 2002; 120:1198-1202.
32. Escobar-Gomez M, Apple D, Vargas L. Tribute for Sir Nicholas Harold Ridley: inventor of intraocular lenses. *Arch Soc Esp Ophthalmol* 2001; 76:687-688.
33. Barraquer J. Cataract surgery and IOL implantation. More than 40 years of personal experience. My present criteria and considerations. *Doc Ophthalmol* 1992; 81:267-280.
34. Martínez R, Grau M, Fontela J, Pita D. Biometría y cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares. *Annals Ophtalmol* 1998; 8(2):22-29.
35. Fyodorov S, Galin M, Linksz A. Calculation of the optical power on intraocular lenses. *Invest Ophthalmol* 1975; 14(8):625-628.
36. Binkhorst R. Dioptric power of tire lens implant. *Ophthalmologica* 1975; 45:278-280.
37. Mendicute J, Aramberri J, Cadarso L, Ruiz M. Fórmulas y manejo de la sorpresa refractiva en la cirugía de catarata. Madrid: Tecnimedia Editorial, 2000. *Formulae: a clinical study.* *J Pak Med Asoc* 1995; 45(2):38-40.
38. Hussain M, Durrani J. Comparison of intraocular lens power calculation using the Binkhorst and SRK formulae. *J Pak Med Assoc* 1995; 45:38-40.
39. Liang Y, Cherin T, Chi T, Chan Y. Analysis of intraocular lens power calculation. *J Am Intraocular Implant Soc* 1985; 11:268-271.
40. Colenbrander A, Woods L, Sfamper R. Intraocular lens. *Ophthalmology* 1983; 52:120-125.
41. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M. A new IOL formula calculation. *Am Intraocular Implant Soc* 1986; 25:148-152.
42. Sanders D, Refzlaff J, Kraff M, Krafz R, Gilis J, Levirre R, Colvard M, Weisel J, Loyd T. Comparison of tire accuracy of the Binkhorsf, Colenhrander, and SRK implant power prediction formulas. *J Aro Intraocul Implant Soc* 1981; 7(4):337-340.
43. Holladay J. International Intraocular Lens & Implant Registry 2001. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27:143-164.
44. Holladay J. International Intraocular Lens & Implant Registry 2002. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28:152-174.
45. Menezo J, Chaqués V, Harto M. The SRK regression formula in calculating the dioptric power of intraocular lens. *Br J Ophthalmol* 1984; 68(4):235-237.
46. Ascaso F, Castillo J, Cristobal J, Ming-Liez E, Palomar A. A comparative study of eight intraocular cris calculation formulas. *Ophthalmologica* 1991; 203(3):148-153.
47. Hoffem K. Tire effect of axial length on posterior chamber lenses and posterior capsule position. *Curr Concepts Ophtalmic Surg* 1984; 1(1):20-22.
48. Binkhorst R. The optical design of IOL implants. *Ophthalmic Surg* 1985; 6(3):17-31.
49. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. *J Cataract Refrac Surg* 1988; 14(2):136-141.
50. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M, Gimbel H, Raanan M. Comparison of the SRT formula and other theoretical and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16(3):341-346.
51. Holladay J, Prager T, Charddler T, Mlrsgrrove K, Lewis J, Ruiz R. A three-part system for retlning intraocular cris power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988; 14(1):17-24.
52. Hoffer K. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19:700-712.
53. Olsen Y, Cordon L. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *J Cataract Refract Surg* 1995; 21:313-319.