

Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares

Y. Iribarne^{1,3}

J. Ortega Usobiaga^{1,3,4}

S. Sedó^{2,3}

M. Fossas^{2,3}

P. Martínez

Lehmann^{2,3}

C. Vendrell^{2,3}

¹Clínica Baviera
(Instituto
Oftalmológico
Europeo)

²Servicio
de Oftalmología
del Hospital
de Viladecans

³Oftalmólogo

⁴Doctor en Medicina
y Cirugía

Resumen

La cirugía de catarata ha evolucionado mucho en las últimas décadas para poder mejorar la recuperación visual y el grado de satisfacción de los pacientes. Sin embargo, por mucho que dominemos la técnica de facoemulsificación, la microincisión y todos los avances que puedan surgir, si no calculamos bien el poder de la lente intraocular, el paciente no verá bien y no quedará contento con la cirugía. Por ello, presentamos una revisión sobre los conceptos de la biometría, así como de las distintas fórmulas biométricas existentes para calcular el poder de la lente intraocular que debemos implantar y su aplicación en circunstancias especiales, como anisometropías extremas, edad pediátrica, ojos intervenidos previamente de cirugía refractiva...

Resum

La cirurgia de la cataracta ha evolucionat molt en els últims anys per tal de millorar la recuperació visual i el grau de satisfacció dels pacients. Però, per molt que dominem la tècnica de la facoemulsificació, la microincisió i tots els avanços que poden sorgir, si no messem bé la potència de la lent intraocular, el malalt no hi veurà bé i no restarà content amb la cirurgia. Presentem una revisió sobre els conceptes de la biometria així com de les diferents fórmules biomètriques existents per calcular la potència de la lent intraocular que hem d'implantar i la seva aplicació en circumstàncies especials, com anisometropies extremes, edat pediàtrica, ulls intervinguts previament de cirurgia refractiva...

Summary

Cataract surgery has improved in the past years in order to better recover visual function and patients' satisfaction. However, no matter the phacoemulsification technique we have, microincisions or other items that may appear, if we do not calculate accurately the power of the intraocular lens the patient will not see well and will not be happy with the surgery. This is why we present a review of biometry basics as well as biometric formulas used for calculating the intraocular lens power we need to implant; special cases, such as extreme ametropias, pediatric patients and eyes with previous refractive surgery are also reviewed.

Introducción

La cirugía de la catarata 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 una lente intraocular de una potencia determinada.

Actualmente 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 así aumentar el grado de satisfacción del mismo. De nada sirve dominar la pequeña incisión, ser un cirujano habilidoso, realizar una capsulorrexia correcta, limpiar bien la cápsula posterior... si no calculamos bien la lente. El paciente no verá bien, por lo que no quedará contento y, aunque hayamos efectuado una técnica quirúrgica impecable, no habremos conseguido nuestro objetivo: devolver la vista al paciente, dependiendo lo menos posible de una corrección con gafas.

Correspondencia:

Yolanda Iribarne Ferrer
Servei d'Oftalmologia Hospital
de Viladecans
Avda. de Gavà, 38
08840 Viladecans. Barcelona

Por ello es fundamental conocer y estudiar este tema tan importante para conseguir el éxito en nuestros pacientes intervenidos de cataratas, implantando la lente adecuada tras realizar un cálculo correcto.

Cálculos biométricos

La biometría es una técnica no invasiva, rápida y no dolorosa que nos permite realizar mediciones de las estructuras oculares. Los factores más importantes para obtener un cálculo correcto del poder dióptrico de una lente intraocular (LIO) son la *longitud axial* y la *queratometría*¹. La medida incorrecta de uno de estos dos parámetros es la causa de la mayoría de los errores refractivos tras la cirugía de cataratas².

Longitud axial (ALX)

Es el factor más importante para determinar el poder dióptrico de la LIO^{1,3}. Para medir la ALX se emplea, de forma generalizada, la ultrasonografía o ecografía en modo A. Un error en su medición de 1 mm determina un error refractivo postoperatorio de unas 3 dioptrías¹.

La medición se realiza con una sonda que emite ultrasonidos (US) entre 8-10 MHz. El haz de US emitido avanza de forma uniforme por el ojo hasta que encuentra un medio con un índice de refracción diferente. Una parte de la onda sigue adelante y una parte llamada eco se refleja, siendo este eco el que es percibido de nuevo por la sonda, que lo transforma en un impulso eléctrico. Estos impulsos eléctricos se amplían y procesan para presentarse en imágenes (ecogramas)⁴. En el ecograma en modo A de un ojo normal se recogen los siguientes ecos (interfases acústicas): 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 ALX (Figura 1).

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 disciernen 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 he-

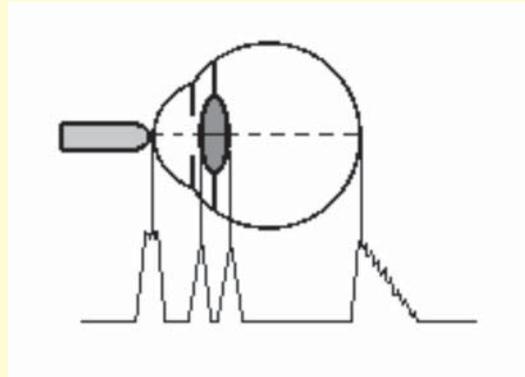


Figura 1.
Ecografía modo A

morragia vítrea una ganancia alta puede dar lugar a un ALX más corto, 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 un ALX más alto⁵. En cataratas muy densas hay que aumentar la ganancia⁶ porque absorben gran cantidad de US 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*: podemos medir de forma automática o manual⁶. 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.
- Debemos ajustar en el biómetro la *velocidad* del US a las características del ojo: 1550 m/s en el ojo fáquico⁷ y 1532 m/s en el afáquico⁸. En ojos con *aceite de silicona*⁹ se puede ajustar la velocidad media, para ojos fáquicos a 1139 m/s y para ojos afáquicos a 1052 m/s.

Hay dos tipos de técnicas ecográficas para medir la ALX: la técnica de aplanación y la de inmersión, que es más precisa^{10,11}, pero más lenta y complicada.

La técnica de aplanación es la más empleada por ser más fácil y rápida. 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 en exceso, pues se provo-

ca un aplanamiento del globo ocular midiendo una ALX menor de la real^{12,13}.

La técnica de inmersión requiere el empleo de vidrios de contacto 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}.

En la Tabla 1 se resumen las indicaciones generales para repetir una biometría¹⁴.

- En el ojo *pseudofáquico* se obtienen 3 picos en el ecograma: córnea, LIO y retina. Para obtener correctamente la ALX, Holladay sugiere emplear el modo *afaquia* y añadir un factor de corrección en función del material de la LIO implantada¹⁵:
 - Para lentes de PMMA ALX + 0,4 mm
 - Para lentes de silicona ALX - 0,8 mm
 - Para lentes acrílicas ALX + 0,2 mm

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, sacar un cálculo de LIO adecuado.

Durante la década de los 90 se ha desarrollado un biómetro nuevo (Figura 2) 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 dos haces de luz infrarroja sobre el globo ocular y la medición de la reflexión de estos haces sobre las distintas superficies oculares¹⁶. Este doble haz permite eliminar la influencia de los movimientos longitudinales del ojo durante las mediciones, usando la córnea como superficie de referencia¹⁷. Es una variación de la tomografía de coherencia óptica (OCT) que se emplea para obtener imágenes de las capas retinianas con gran precisión¹⁶. Tiene las siguientes ventajas respecto a los biómetros anteriores:

- 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 corneales¹³.
- Rápida medición: la ALX, el radio de la córnea y la profundidad de la cámara anterior del ojo del paciente, son medidas en un único instrumento ahorrando un valioso tiempo.
- Elevada precisión, incluso en casos difíciles (estafiloma posterior, ametropía extrema, pseudofaquia, vitrectomía).
- La medición no se afecta en midriasis¹⁸.
- No hay que variar la velocidad del haz de luz, siendo válido en pacientes pseudofáquicos^{12,19}.
- 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.

Pero también tiene sus inconvenientes, pues además de su elevado coste, la luz infrarroja no puede atravesar medios opacos (leucomas corneales, cataratas muy densas, hemorragias vítreas) por lo que en estos casos debe utilizarse otro tipo de biómetro.

Tras comparar los distintos tipos de biómetros, numerosos estudios²⁰⁻²³ concluyen que el biómetro de no contacto (Zeiss IOLMaster®) demuestra una mayor precisión que el biómetro de contacto, aunque para algunos autores^{24,19} sea tan preciso como el biómetro de inmersión. Lo que sí es evidente, es que por su simplicidad²⁵ y rapidez²⁶ a la hora de realizar la prueba su uso está siendo cada vez más extendido²⁷.

Tabla 1.
Indicaciones para repetir la biometría

Indicaciones para repetir la biometría¹⁴

- ALX > 25 mm o < 22 mm
- Diferencia > 0,3 mm entre la ALX de los 2 ojos, sin historia de ambliopía o anisometropía¹
- Discordancia entre ALX y refracción
- Escasa colaboración, mala fijación

Figura 2.
Biómetro Zeiss Iolmaster
(Por cortesía de Zeiss)



Queratometría (Km)

La medida correcta de la curvatura corneal es muy importante, pues un error de 1 dioptría induce una desviación de 1 dioptría en el cálculo del poder de la LIO¹⁴. Siempre hay que hacer la queratometría *antes* de la biometría, para que la sonda del ecógrafo no altere la regularidad de la superficie corneal. Los pacientes portadores de lentes de contacto (blandas y duras) deben suspender su uso hasta obtener unos registros queratométricos estables^{28,5,6}.

La queratometría tradicional estima el poder refractivo corneal midiendo cuatro puntos de una zona óptica estándar. El desarrollo de la topografía computerizada 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 medición²⁹.

Las indicaciones para repetir la queratometría se resumen en la Tabla 2.

Profundidad de la cámara anterior

Para calcularlo se basa en la ALX 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 las lentes³⁰.

Fórmulas biométricas: evolución histórica

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 cristalinas 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 presentaron³³. 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 visual completa³⁴.

Indicaciones para repetir la queratometría¹⁴

- 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

Tabla 2.
Indicaciones para repetir la queratometría

Al principio todas las lentes implantadas eran de un valor estándar³⁵, 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 ALX y en la queratometría³⁶. 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)³⁷. Tanto las fórmulas teóricas como las empíricas son perfectamente válidas para calcular el poder dióptrico de la LIO, sin que se hayan encontrado diferencias estadísticamente significativas entre ellas^{38,39}.

Fórmulas teóricas de 1ª generación y fórmula empírica SRK

Fyodorov³⁶ fue el primero en publicar en 1967 una fórmula teórica (Tabla 3) para calcular el poder de la lente que se debía implantar en el ojo en función de la ALX y la queratometría (K), mientras que considera constante el índice de refracción corneal (n) y la profundidad de la cámara anterior (C).

Surgieron varias fórmulas (Colenbrander⁴⁰, Binkhorst original⁴¹) 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 (Tabla 4) que se basa en el estudio retrospectivo (o de regresión) de los resultados de la refracción post-operatoria 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 de la LIO.

Esta fórmula se simplifica más al hacer que B y C sean constantes iguales en las LIO de igual diseño, haciéndolas universales (Tabla 5). La constante A

varía en función del tipo de lente que utilizemos. Su valor es mayor cuanto más cerca de la retina se posiciona la LIO. Por ejemplo, la lente de cámara anterior Artisan de Ophtec tiene una constante A de 115,6, y la lente de cámara posterior H55S de Bausch & Lomb tiene una constante A de 118,3^{43,44}.

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^{45,46}.

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 ALX. Por ello autores como Hoffer⁴⁷ y Binkhorst⁴⁸ observaron que los ojos largos quedaban hiperconvergiados 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 ALX, realizando estas modificaciones:

$$ACD = (0,292 \times ALX) - 2,93 \quad (\text{Hoffer})$$

$$ACD = (ALX / 23,45) \times ACD_{pre} \quad (\text{Binkhorst})$$

Los autores de la fórmula SRK observaron que funcionaba bien para valores estándar de ALX pero también detectaron que los ojos largos con ALX > 24,5 mm sufrían errores hiperópicos y los ojos cortos con ALX < 22,5 mm quedaban con errores miópicos.

Para corregir las limitaciones de su fórmula en ojos con ALX extremas propusieron hacer variable el valor de A en función de la ALX⁴⁹: 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 (Tabla 6).

De esta tabla podemos deducir que la ALX, aunque tiene mayor variabilidad en ojos largos, influye más en el error dióptrico de la LIO en los ojos cortos, y por ello se modifica más el valor de A en dichos ojos.

Fórmulas teóricas de tercera 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 ALX y la queratometría. Las más conocidas son SRK-T⁵⁰, Holladay I⁵¹, Hoffer Q⁵² y Olsen⁵³. En 1988 Holladay⁵¹ considera que para poder predecir preoperatoriamente el valor de la profundidad de la cámara anterior (ACD) postoperatoria debe relacionarse con la ALX y con la altura de la cúpula corneal (H), 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 de la LIO.

Los mismos autores de la fórmula SRK⁵⁰, 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 (H) y la distancia desde el plano iridiano al plano principal de la LIO (SF).

Fórmulas teóricas de 4ª generación

Recientemente se han propuesto fórmulas llamadas por algunos autores de 4ª generación³⁷, que son las que emplean más de dos factores para predecir la posición efectiva de la lente (ELP). La más conocida es la Holladay II⁵⁴, que usa siete variables: ALX, 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, previo pago al autor, del paquete informático Holladay IOL Consultant®.

Aplicación de las constantes

La efectividad y la capacidad de predicción de todas estas fórmulas dependen de la aplicación correcta de las constantes. En general, las predicciones difie-

Tabla 3.
Fórmula teórica para calcular la potencia de las lentes intraoculares

$$P = \frac{n}{ALX-C} - \frac{n K}{n-CK}$$

Tabla 4.
Fórmula empírica para calcular la potencia de las lentes intraoculares

$$P = A - B \times ALX - C \times K$$

P: poder dióptrico de la lente
A, B, C: constantes propias de las lentes

Tabla 5.
Fórmula SRK (1980)

$$P = A - 2,5 ALX - 0,9 K$$

ren poco entre las distintas fórmulas. Sin embargo, la aplicación de una constante equivocada inducirá un error significativo en el cálculo¹⁴. Las constantes difieren para cada fórmula (Tabla 7).

Para no crear confusiones, es mejor emplear el término “constante ACD” en lugar de “ACD”, ya que es un valor constante para cada tipo de lente y no representa la medida real ni teórica de la profundidad de la cámara anterior, sino que representa un valor conceptual¹⁴.

La constante A, la constante ACD y el factor quirúrgico SF son valores constantes y específicos de cada LIO. El valor depende de la posición final de la LIO dentro del ojo, que depende de la morfología de la óptica, características y angulación de los hápticos y de la técnica quirúrgica empleada (implante en saco, LIO suturada a sulcus)⁵⁵. Las tres constantes se correlacionan entre sí (una constante A de 117,5 se corresponde con una ACD de 4,65).

Las constantes recomendadas por los fabricantes son muy exactas, pues se han calculado tras analizar bases de datos y comparar LIO idénticas⁴³.

Consideraciones al implantar la lente intraocular

- Objetivo: lo primero que debe plantearse el cirujano es la refracción postoperatoria que quiere conseguir. El objetivo es lograr la emetropía, considerando ésta entre 0,00 y -1,00 D. Con este valor el paciente mantiene una perfecta visión de cerca y aceptable visión lejana. En personas ancianas y sedentarias se tiende a miopizar hasta 1 D.
- Ojo estándar: en ojos con ALX entre 22 y 24,5 mm todas las fórmulas tienen un resultado aceptable, incluso las de 2ª generación, por lo que no debe suponer un problema la elección de la potencia de la LIO.
- Localización de la LIO: lo idóneo es la cámara posterior, pues la magnificación que dan es mínima (menor de un 3%)³⁴. En el caso de implantar la LIO en el sulcus, al quedar más lejana de la retina, se aumenta el poder efectivo de la LIO unas 0,5 D, por lo que será necesario una LIO de menor poder^{5,6}, aunque algunos autores⁵⁵ no consideran que la localización de la LIO en sulcus afecte a la refracción postoperatoria. También se pueden implantar en cámara anterior, ya sean de soporte angular o iridiano, pero la magnificación que dan es mayor.

$$P = SRK + F$$

$$\begin{aligned} ALX < 20: & F = 3 \\ ALX = 20-21: & F = 2 \\ ALX = 21-22: & F = 1 \\ ALX = 22-24,5: & F = 0 \\ ALX > 24,5: & F = -0,5 \end{aligned}$$

Tabla 6.
Fórmula SRK II

Fórmula	constante de la fórmula
Binkhorst	constante ACD
SRK II	constante A
Holladay	factor del cirujano SF
SRK-T	constante A o ACD
Hoffer	constante A

Tabla 7.
Los constantes difieren para cada fórmula

- Inclinación de la LIO: puede modificar su poder dióptrico y provocar aberraciones esféricas y astigmatismo. Por ejemplo, una lente de 20 D con una inclinación de 20° provoca un astigmatismo de 2 D³⁴.
- Borde de la LIO: si se localiza en el eje óptico puede producir diplopia y deslumbramientos³⁴.
- Refracción del ojo contralateral: los resultados finales del segundo ojo pueden mejorarse a partir de los resultados obtenidos en el primer ojo.
- Anisometropía: en estos casos se debe minimizar la aniseiconía. La diferencia de refracción entre los ojos varía el tamaño de las imágenes en la retina. Para que sea tolerable por el paciente, esta diferencia no debe superar las 3 D^{51,56}.

Cálculo biométrico en ojos hipermétropes

Consideraciones previas

Se considera ojo corto al que tiene una ALX < 22mm. El cálculo de la potencia de la LIO emetropizante es más complicado en estos ojos por varios motivos:

- El error en la medida de la longitud axial (ALX) de 1 mm en el ojo corto tiene más repercusión que en un ojo largo⁵⁷.
- Algunos biómetros emplean velocidades medias para ojos de ALX normal y no la varían según la

estructura que atraviesa el ultrasonido. La proporción de la longitud del medio sólido (cristalino) es mayor en relación con los medios líquidos, por lo que la velocidad media es más alta y la ALX calculada es más corta que la real. Se recomienda utilizar una velocidad de ultrasonido media de 1560 m/seg⁵⁸.

- Las fórmulas biométricas de cálculo cometen errores inaceptables, en comparación con ojos de ALX normal^{6,62}.

Fórmulas biométricas

En general, las fórmulas de 3ª generación (Holladay, SRK-T y Hoffer Q) suelen dejar un error hipermetrópico residual^{37,52,59}. Esto es debido a que calculan la posición final de la LIO a partir de la ALX y la constante ACD determinados empíricamente. Asumen que el segmento anterior es proporcionalmente corto en ojos cortos, lo cual no es siempre cierto. Por ello, la fórmula que podría ser más efectiva es la Holladay II, ya que incluye más variables.

Hoffer⁵² propuso, en 1993, usar su fórmula Hoffer Q en los ojos de < 22 mm, afirmando que en estos casos era mejor que Holladay y SRK/T. Posteriormente afirma que no hay diferencia entre usar Holladay II o Hoffer Q en este tipo de ojos⁵⁹.

Según Fenzl⁶⁰, la fórmula de Holladay II logra que un 90% de los pacientes queden con el rango de ± 1 D de la refracción deseada y un 100% en ± 2 D.

Aramberri y Mendicutte, antes de defender la fórmula de Holladay II³⁷ para ojos de < 22 mm, multiplicaban por 1,12 el resultado de Hoffer Q, por 1,15 el de Holladay o por 1,17 el de SRK/T para calcular la potencia de la LIO en ojos cortos⁵⁸.

Recientemente se presentó una nueva fórmula para ojos cortos (fórmula Baviera) que no tiende a dejar una hipermetropía residual y que no precisa una aportación económica para su uso, siendo posible consultarla en la "medical site" de www.clinicabaviera.com⁶¹.

Técnica del Piggiback

Una limitación al implantar una LIO en un ojo microftálmico es que no se fabrican lentes de potencia superior a 40 D, debido a la aberración esférica que produce una superficie óptica con un radio de curvatura demasiado pequeño⁵⁸. Hasta 1993 la única opción era resignarse a una hipermetropía residual importante, hasta que Gayton⁶² describió la técnica de implantar dos LIOs en el globo ocular.

Holladay⁶³ fue el primero en evaluar las fórmulas biométricas en estos casos, concluyendo que las fórmulas de 3ª generación son mejores que las de 2ª generación en estos ojos, pero que no obtienen unos resultados aceptables, ya que a menudo el segmento anterior del ojo no es proporcional a la ALX. Aramberri⁵⁸ también afirma que las fórmulas biométricas cometen errores de cálculo significativo, por lo que propone utilizar un factor de corrección, siendo la SRK II la que mayor error predictivo provoca y Hoffer Q la que menos. Para Casas⁶⁴, la fórmula menos inadecuada es la Holladay II.

Cálculo biométrico en el ojo miope

Consideraciones previas

Se considera ojo largo aquel que tiene una ALX > 24,5 mm. La causa más frecuente de obtener errores refractivos en estos ojos se debe a medidas incorrectas de la ALX⁶⁵. El cálculo de la potencia de la LIO puede ser difícil en estos ojos debido a:

- Algunos biómetros emplean velocidades del sonido medias, lo cual sólo es fiable en ojos de tamaño normal. En los ojos largos la proporción de la longitud del cristalino es menor con respecto a los medios líquidos y, además, el vítreo es más fluido. Por ello es recomendable regular la velocidad media a 1550 m/s.
- Existe cierta dificultad para realizar la medida de la ALX. Por un lado, la rigidez escleral es menor, por lo que la indentación corneal provocada por el biómetro de contacto es mayor. Por otro lado, no siempre es fácil alinear la sonda del biómetro con la fovea, debido a la presencia de estafilomas. En estos casos se puede realizar una Eco-B para localizar la mácula y modificar la dirección del vector unidimensional sobre la imagen para que se alinee con la mácula y medir así la ALX^{66,67}. El Zeiss IOL Master también podría ser de gran ayuda.

Fórmulas biométricas

Las fórmulas de 1ª y 2ª generación cometen errores inaceptables en ojos con una ALX > 24,5 mm⁶⁸⁻⁷⁰.

Para Hoffer⁵⁸, la fórmula SRK-T es la que menor error tiene en ojos con ALX > 24,5 mm. Kora⁷¹⁻⁷³ propone usar una modificación de la SRK en estos ojos (SRK-L) y concluye que esta fórmula, junto con la SRK-T obtiene los mejores resultados.

En ojos con ALX > 27 mm, Zaldívar⁶⁷ afirma que tanto las fórmulas de 3ª y 4ª generación dejan una miopía residual de -1 a -4 D, aconsejando realizar Eco-B para localizar el estafiloma posterior.

Otra opción es realizar, mediante un autorrefractómetro portátil, una autorrefractometría en afaquia. Una vez realizada una facoemulsificación y repuesta la cámara anterior con BSS, y antes de implantar la LIO, se realiza la autorrefractometría y se multiplica por un factor de refracción, que en los miopes altos varía entre 1,6 y 2, para conocer así la potencia de la LIO a introducir. En casos de biometría difícil o poco fiable puede ser de ayuda el dato proporcionado por este método⁷⁴.

Cálculo biométrico tras cirugía refractiva

El cálculo de la LIO en pacientes intervenidos de cirugía queratorrefractiva (Queratotomía radial, PRK o LASIK) es mucho más complejo de lo normal, pues además de tener ALX extremas, que ya complica por sí mismo el cálculo, se añaden factores por la cirugía previa que alteran la predictibilidad de la fórmulas existentes.

Estas fórmulas están diseñadas para calcular el poder de la LIO según un valor de queratometría estándar, por lo que si se aplican en estos pacientes, se obtienen errores hipermetrópicos tras la cirugía de la catarata^{75,76}. Al realizar cirugía queratorrefractiva ya no son válidos los valores de esta queratometría⁷⁷, debido a tres factores:

- Multifocalidad⁷⁸: aumenta el rango de los radios de curvatura corneal en la zona óptica, y esto implica que el valor queratométrico de los 3 mm ya no sea representativo del poder corneal más central.
- Asfericidad negativa⁷⁹: la curvatura corneal es más plana conforme se aproxima al ápex corneal, que es lo contrario que ocurre en una córnea normal.
- Irregularidad corneal y astigmatismos asimétricos (por descentramientos de la ablación o por cicatrizaciones asimétricas)⁸⁰: aunque son poco frecuentes⁸¹, provocan aumentos focales de la curvatura corneal que dificultan la realización de una queratometría fiable.

Por tanto, en los pacientes miopes intervenidos de cirugía refractiva la dificultad en el cálculo de la LIO se debe, sobre todo, a la modificación de la curvatu-

ra corneal. Se han utilizado distintos métodos para calcular el poder real de la córnea central:

1. Historia refractiva de Holladay⁸²: consiste en sustraer a las medidas queratométricas previas a la cirugía refractiva el cambio en equivalente esférico derivado de la intervención.
2. Refracción sobre lente de contacto⁸³: requiere realizar una refracción manifiesta sin corrección y una refracción posterior con una lente de contacto rígida de una curva base conocida.
3. Queratometría modificada o ajustada⁸⁴: se resta una dioptría al valor de la queratometría estándar.
4. Métodos derivados de la topografía corneal (TC): utiliza la queratometría simulada del mapa topográfico axial, el poder corneal central o el valor medio del tercer anillo de la TC, que corresponde a una zona óptica de 3 mm^{85,86}.

El cálculo del poder corneal a partir de la historia refractiva es el que ha mostrado mayor exactitud en la mayoría de los trabajos^{87,88}. Sin embargo, este método tiene aplicación limitada ya que requiere conocer la refracción y la queratometría previa a la cirugía refractiva y esto no siempre es posible ya que generalmente transcurren años o incluso décadas entre ambas intervenciones. Además, utiliza la refracción manifiesta y se puede introducir un error debido a la miopía de índice por la catarata.

Lyle⁸⁴ propuso utilizar la queratometría “ajustada” y, tras calcular la media de las fórmulas de Holladay y Binkhorst, intentar dejar con una refracción postoperatoria de -0,75 D.

Celikkol⁸⁹ propone utilizar la topografía corneal computerizada junto con la fórmula de Holladay, afirmando que consigue una supuesta refracción de 0 D.

Hoffer⁸⁷ utiliza fórmulas de tercera generación, teniendo en cuenta la queratometría previa a la queratotomía radial, la refracción con lente de contacto y la topografía corneal computerizada de los 3 mm centrales.

Es importante saber que, tras la cirugía de la catarata, la córnea sometida a queratotomía radial presenta un aplanamiento significativo^{5,84}, de modo que durante la primera semana puede llegar a 5 D de hipermetropía, aunque evolucione hacia la emetropía^{82,84,89,91-93}. Este aplanamiento se debe a la reapertura de las incisiones, pero hacia el 4º-5º mes de la cirugía la córnea vuelve a tener la queratometría previa a la cirugía de la catarata. Por ello es importante medir la agudeza visual el primer día de la cirugía, así como la refracción y la queratometría para

confirmar que la supuesta ametropía se debe al aplastamiento corneal y no a un error de cálculo de la LIO.

En el caso de la cirugía lamelar se recomienda emplear la queratometría previa a la cirugía refractiva, pues las fórmulas habituales tienden a dejar errores hipermetrópicos⁹⁴. Kalsky utiliza la fórmula SRK-T en miopes tras PRK⁸⁵.

Recientemente se ha propuesto un método, denominado "de la doble K", que emplea la fórmula SRK/T. Se debe introducir la K previa al LASIK/PRK en un lugar de SRK/T y la K post-LASIK/PRK en otro lugar de SRK/T⁹⁵.

Cálculo biométrico en niños

La corrección de la afaquia en niños es un tema bastante controvertido, pues los diversos autores muestran opiniones diversas para conseguir una buena rehabilitación visual y evitar la ambliopía⁹⁶⁻⁹⁸.

En caso de que la afaquia sea bilateral, el problema se minimiza, pues el error de cálculo es similar en los dos ojos, y se pueden utilizar gafas correctoras (aunque son unas gafas pesadas y de difícil centrado) o lentes de contacto (pueden provocar lesiones corneales)⁹⁹.

El globo ocular en el niño sufre unos cambios refractivos rápidos (puede llegar a variar 10 D en el primer año de vida), por lo que el implante de la LIO se realizaba, hasta 1978, de forma secundaria. El problema es que un ojo afáquico unilateral puede producir una ambliopía severa, por lo que se recomienda implantar una LIO¹⁰⁰⁻¹⁰³, a pesar de la respuesta inflamatoria que produce^{104,105}.

Existen tres opciones al implantar una LIO en un niño⁵:

- conseguir la emetropía en el momento que se implanta
- conseguir la emetropía cuando sea un adulto
- implantar una LIO estándar

Holladay⁵ recomienda implantar una LIO que consiga la emetropía independientemente de la edad, pues prefiere un bebé y miope de adulto a un bebé hipermetrope que sea un adulto emetrope pero ambliope.

También existe controversia sobre el efecto de la cirugía sobre la ALX, pues hay autores que afirman que la cirugía elonga el globo ocular¹⁰⁶⁻¹⁰⁸, otros que existe un acortamiento¹⁰⁹ y también los hay que concluyen que no varía¹¹⁰.

La mayoría publican que tras la intervención se produce un aumento de la miopía¹¹¹⁻¹¹³.

Como consecuencia de esta diversidad de opiniones, tampoco existe un consenso sobre qué fórmula biométrica utilizar. La ALX y la Km son difíciles de medir en niños pequeños por falta de colaboración, por lo que pueden producirse grandes errores. Para algunos autores no hay diferencias entre SRK, SRK-T, Holladay y Hoffer Q¹¹⁴, otros obtienen los mejores resultados con la SRK¹¹⁵ o la SRK II¹¹⁶. Hoffer propone usar la fórmula Hoffer-Q en ojos pediátricos, pues afirma que es la más precisa en ojos con longitud axial menor de 22 mm. Por toda esta diversidad de opiniones, Tromans¹¹⁷ concluye que es preciso diseñar una fórmula específica para casos pediátricos.

Actitud ante la sorpresa refractiva

A pesar de todo lo escrito anteriormente, sigue habiendo casos que el resultado refractivo tras la catarata no es el deseado, y el paciente puede no tolerar la corrección óptica con gafas o lentes de contacto. Tras revisar las medidas de la ALX y la queratometría, así como el registro de la potencia de la LIO implantada y la historia clínica del paciente, se debe considerar la extracción y sustitución de la LIO¹⁴.

Gracias a la cirugía refractiva lamelar, se pueden solucionar muchos casos. Pero si no se tiene acceso a este tipo de cirugía, se puede realizar un recambio de LIO¹¹⁸, implantando la potencia de la LIO apropiada.

Algunos autores^{119,120} prefieren realizar un piggyback antes que un recambio, pues el explantar la LIO aumenta el riesgo de ruptura capsular, tracción retiniana, ciclodíalisis,... y para ello se determina la potencia de la LIO según la refracción postoperatoria. En errores hipermetrópicos, Gayton¹¹⁹ multiplica la potencia deseada por 1,5. Por ejemplo, una hipermetropía tras pseudofaquia de +3 D, para obtener una refracción final de -1 D, implanta una LIO de 6 D:

$$[+3 - (-1)] \times 1,5 = 6 \text{ D}$$

Si se quiere dejar con un equivalente esférico de 0:

$$+3 \times 1,5 = 4 \text{ D}$$

En los errores miopes tras pseudofaquia implanta la potencia deseada, sin multiplicar por ninguna constante. Ante una miopía tras pseudofaquia de -3,5 D, si se quiere dejar un equivalente esférico de -0,5 D, implanta una LIO de -3 D.

Conclusiones

El implante de las LIO supuso un gran avance en la cirugía de la catarata, por permitir una mayor recuperación visual del paciente, aumentando así su grado de satisfacción.

Es fundamental el cálculo correcto del poder dióptrico de la LIO en la cirugía de la catarata. Para ello se disponen de fórmulas cada vez más precisas, que exigen una medición exacta de los distintos parámetros, pues pequeños errores pueden provocar importantes errores en la refracción postoperatoria.

Con la cirugía refractiva podemos solucionar algunos de estos problemas, pero también ha provocado un aumento de las expectativas del paciente, que cada vez es más exigente a la hora de conseguir una buena agudeza visual sin corrección.

Por todo ello, consideramos que es importante conocer y saber interpretar los distintos métodos de medición y fórmulas biométricas necesarios para poder conseguir nuestro objetivo tras la intervención de cataratas: devolver la vista al paciente, dependiendo lo menos posible de una corrección con gafas.

Bibliografía

- Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1992;18:125-9.
- Longstaff S. Factors affecting intraocular lens power calculation. *Trans Ophthalmol Soc U K* 1986;105 (Pt 6): 642-6.
- Holladay JT, Prager TC. Accurate ultrasonic biometry in pseudofakia. *Am J Ophthalmol* 1989;107:189-90.
- Shammas HJ, ed. *Atlas of Ophthalmic Ultrasonography and Biometry*. St Louis: Mosby, 1984.
- Holladay JT. *Biometría con ecografía modo A y cálculo de la potencia refractiva de LIO*. Focal Points (ed. Highlights of Ophthalmology Int) 1997;1(5):13-8. (Edición en español).
- Hoffer KJ. *Biometría con ecografía modo A y cálculo de la potencia refractiva de LIO*. Focal Points (ed. Highlights of Ophthalmology Int) 1997;1(5):13-8(Edición en español).
- Binkhorst RD. The accuracy of ultrasonic measurement of the axial length of the eye. *Ophthalmic Surg* 1981; 12:363-5.
- Jansson F, Kock E. Determination of the velocity of ultrasound in the human lens and vitreous. *Acta Ophthalmol* 1962;40:420-6.
- Ghoraba HH, El-Dorghamy AA, Atia AF, Ismail Yassim Ael-A. The problems of biometry in combined silicone oil removal and cataract extraction: a clinical trial. *Retina* 2002;22(5):589-96.
- 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):425-8.
- Hoffmann PC, Hutz WW, Eckhardt HB, Heuring AH. Intraocular lens calculation and ultrasound biometry: immersion and contact procedures. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1998;213(3):161-5.
- Rajan MS, Keilhorn I, Bell JA. Partial coherence laser interferometry vs conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations. *Eye* 2002;16(5): 552-6.
- Drexler W, Findl O, Menapace R, Rainer G, Vass C, Hitzenberger CK, Fercher AF. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 1998;126(4):524-34.
- Sanders DR, Retzlaff JA, Kraff MC. *Biometría con ecografía modo A y cálculo de la potencia refractiva de LIO*. Focal Points (ed. Highlights of Ophthalmology Int) 1997;1(5):3-12. (Edición en español)
- Holladay JT, Prager TC. Accurate ultrasonic biometry in pseudophakia. *Am J Ophthalmol* 1993;115(4):536-7.
- Orts P, Devesa P, Tañá 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;1.
- Hitzenberger CK, Drexler W, Dolleza C, et al. Measurements of the axial length of cataract eyes by laser Doppler interferometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993;34:1886-93.
- Heatley CJ, Whitefield LA, Hugkulstone CE. Effect of pupil dilation on the accuracy of the IOLMaster. *J Cataract Refract Surg* 2002;28(11):1993-6.
- Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238(9):765-73.
- Verhulst E, Vrijghem JC. Accuracy of intraocular lens power calculation using the Zeiss IOL Master. A prospective study. *Bull Soc Belge Ophthalmol* 2001; 281:61-5.
- Santodomingo-Rubido J, Mallen EA, Gilmartin B, Wolffsohn JS. A new non-contact optical device for ocular biometry. *Br J Ophthalmol* 2002;86(4):458-62.
- 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):922-6.
- Findl O, Drexler W, Menapace R, Heinzl H, Hitzenberger CK, Fercher AF. Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 2001;27(6):861-7.

24. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Coffman PG, Brown LK. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry: outcomes analysis. *J Cataract Refract Surg* 2002;28(2):239-42.
25. Rose LT, Moshegov CN. Comparison of the Zeiss IOLMaster and applanation A-scan ultrasound: biometry for intraocular lens calculation. *Clin Experiment Ophthalmol* 2003;31(2):121-4.
26. Kielhorn I, Rajan MS, Tesha PM, Subryan VR, Bell JA. Clinical assessment of the Zeiss IOLMaster. *J Cataract Refract Surg* 2003Mar;29(3):518-22.
27. Kiss B, Findl O, Menapace R, Wirtitsch M, Drexler W, Hitzinger CK, Fercher AF. Biometry of cataractous eyes using partial coherence interferometry: clinical feasibility study of a commercial prototype I. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 224-9.
28. Pascual J. Fórmulas para el cálculo del poder dióptrico. In: Pascual J, Marco P, Maldonado MJ, Harto MA, Marí J. *Cálculo del poder dióptrico en lentes intraoculares: revisión actualizada*. Barcelona: Edika med. 1998.
29. Cuaycong MJ, Gay CA, 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 Suppl.:178-81.
30. Pont'uchova E, Cernak A, Potocky M, Cuvala J. Calculation of the assumed postoperative anterior chamber depth as an important factor in the calculation of optic power of the intraocular lens. *Cesk Slov Oftalmol* 1996;52(4):215-9.
31. Apple DJ, Trivedi RH. Sir Nicholas Harold Ridley, Kt, MD, FRCS, FRS: contributions in addition to the intraocular lens. *Arch Ophthalmol* 2002;120(9):1198-202.
32. Escobar-Gomez M, Apple DJ, Vargas LG. Tribute to Sir Nicholas Harold Ridley: inventor of intraocular lenses. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2001;76(11):687-8.
33. Barraquer J. Cataract surgery and IOL implantation. More than 40 years of personal experience. My present criteria and considerations. *Doc Ophthalmol* 1992;81(3):267-80.
34. Martínez P, Grau M, Fontela JR, Pita D. Biometría y cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares. *Annals Oftalmol* 1998;8(2):22-9.
35. Fyodorov SN, Galin MA, Linksz A. Calculation of the optical power of intraocular lenses. *Invest Ophthalmol* 1975;14(8):625-8
36. Binkhorst. Dioptric power of the lens implant. *Ophthalmologica* 1975;4-5:278-80.
37. Mendicute J, Aramberri J. Ojo corto. In: Mendicute J, Aramberri J, Cadarso L, Ruiz M. *Biometría, fórmulas y manejo de la sorpresa refractiva en la cirugía de catarata*. Madrid: Tecnimedia Editorial, 2000.
38. Hussain M, Durrani J. Comparison of intraocular lens power calculation using the Binkhorst and SRK formulae: a clinical study. *JP-MA J Pak Med Assoc* 1995;45(2):38-40.
39. Liang YS, Chenn TT, Chi TC, Chan YC. Analysis of intraocular lens power calculation. *J Am Intraocular Implant Soc* 1985;11(3):268-71.
40. Colenbrander A, Woods LV, Stamper RL. Intraocular lens. *Ophthalmology* 1983;suppl.120-5.
41. Sanders DR, Retzlaff JA, Kraff MC. A new IOL formula calculation. *Am Intraocular Implant Soc J* 1980;6:148-52.
42. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M, Kratz R, Gills J, Levine R, Colvard M, Weisel J, Loyd T. Comparison of the accuracy of the Binkhorst, Colenbrander, and SRK implant power prediction formulas. *J Am Intraocular Implant Soc* 1981;7(4):337-40.
43. Holladay JT. International Intraocular Lens & Implant Registry 2001. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:143-64.
44. Holladay JT. International Intraocular Lens & Implant Registry 2002. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:152-74.
45. Menezo JL, Chaqués V, Harto M. The SRK regression formula in calculating the dioptric power of intraocular lens. *Br J Ophthalmol* 1984;68(4):235-7.
46. Ascaso FJ, Castillo JM, Cristobal JA, Mínguez E, Palomar A. A comparative study of eight intraocular lens calculation formulas. *Ophthalmologica* 1991;203(3):148-53.
47. Hoffer KJ. The effect of axial length on posterior chamber lenses and posterior capsula position. *Curr Concepts Ophthalmic Surg* 1984;1(1):20-22.
48. Binkhorst RD. The optical design of IOL implants. *Ophthalmic Surg* 1985;6(3):17-31.
49. Sanders DR, Retzlaff JA, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. *J Cataract Refract Surg* 1988;14(2):136-41.
50. Sanders DR, Retzlaff JA, Kraff MC, Gimbel HV, Raanan MG. Comparison of the SRK/T formula and other theoretical and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1990;16(3):341-6.
51. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988;14(1):17-24.
52. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993;19:700-12.
53. Olsen Y, Corydon L, Gimbel. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *J Cataract Refract Surg* 1995; 21:313-19.
54. Holladay JT. *Advanced IOL power calculations*. No publicada, presentada en ASCRS, Boston 1997.

55. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1997;23(9):1356-70.
56. García M, González C, Pacula I, Fimia A. Magnification and visual acuity in highly myopic phakic eyes corrected with an anterior chamber intraocular lens versus by others methods. *J Cataract Refract Surg* 1996;22(10):1416-22.
57. Drews RC. Results in patients with high and low power intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1986;12:154-7.
58. Aramberri J, Mendicute, Ruiz M, Ostolaza JI. Facemulsificación con doble implante (piggyback) en el ojo corto. *Microcirugía ocular* 1998;6:55-60.
59. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. *J Cataract Refract Surg* 2000;26(8):1233-7.
60. Fenzl RE, Gills JP, Cherchio M. Refractive and visual outcome of hyperopic cataract cases operated on before and after implementation of the Holladay II formula. *Ophthalmology* 1998;105:1759-64.
61. Ortega-Usobiaga J, Baviera-Sabater J, Ruiz-Rizaldos AI. A new formula to calculate the intraocular lens power in short eyes. *XX Congress of the European Society of Cataract and Refractive Surgeons* (Niza - Francia, 7-11/IX/02).
62. Gayton JL, Sanders VN. Implanting two posterior chamber intraocular lenses in a case of microphthalmos. *J Cataract Refract Surg* 1993;19:776-7.
63. Holladay JT. Achieving emmetropia in extremely short eyes with two piggy back posterior chamber intraocular lenses. *Ophthalmology* 1996;103:1118-23.
64. Casas E, Castilla M, Lillo J, Armentia J, Matheu A. Pyggback corrección de la afaquia. *Microcirugía ocular* 1999;2.
65. Kora Y, Koike M, Suzuki Y, Inatomi M, Fukado Y, Ozawa T. Errors in IOL power calculations for axial high myopia. *Ophthalmic Surg* 1991;22(2):78-81.
66. Berges O, Puech M, Assouline M, Letenneur L, Gastellu-Etchegorry M. B-mode-guided vector-A-mode versus A-mode biometry to determine axial length and intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg* 1998;24(4):529-35.
67. Zaldívar R, Schultz MC, Davidorf JM, Holladay JT. Intraocular lens power calculations in patients with extreme myopia. *J Cataract Refract Surg* 2000;26(5):668-74.
68. Thompson JT, Maumenee AE, Baker CC. A new posterior chamber intraocular lens formula for axial myopes. *Ophthalmology* 1984;91(5):484-8.
69. 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. *Eur J Ophthalmol* 1996;6(4):375-8.
70. Brandser R, Haaskjold E, Drolsum L. Accuracy of IOL calculation in cataract surgery. *Acta Ophthalmol Scand* 1997Apr;75(2):162-5
71. Kora Y, Ochi T, Suzuki Y, Inatomi M, Fukado Y. A new intraocular lens formula for high myopia. *Ophthalmic Surg* 1989;20(12):860-3.
72. Kora Y, Suzuki Y, Inatomi M, Ozawa T, Fukado Y. A simple modified SRK formula for severely myopic eyes. *Ophthalmic Surg* 1990;21(4):266-71.
73. Kora Y, Kitazato T, Inatomi M, Koide R, Yaguchi S, Ozawa T, Kaneko M. An intraocular lens power calculation for high myopia. *Nippon Ganka Gakkai Zasshi* 1995;99(6):692-5.
74. Ortega-Usobiaga J, Baviera-Sabater J, Ruiz-Rizaldos AI. *Dioptric power change: from spectacles to capsular bag. XX Congress of the European Society of Cataract and Refractive Surgeons* (Niza - Francia, 7-11/IX/02).
75. Gimbel HV, Sun R. Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:571-6.
76. Gimbel HV, Sun R, Furlong MT, van Westenbrugge JA, Kassab J. Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:1147-51.
77. McDonnell PJ. Can we avoid an epidemic of refractive surprises after cataract surgery? *Arch Ophthalmol* 1997;115:542-3.
78. Moreira H, Garbus JJ, Fasano A, Lee M, Clapham TN, McDonnell PJ. Multifocal corneal topographic changes with excimer laser photorefractive keratectomy. *Arch Ophthalmol* 1992;110:994-9.
79. Seitz B, Langenbucher A. Intraocular lens calculations status after corneal refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2000;11:35-46.
80. Grimm B, Waring GO III, Ibrahim O. Regional variation in corneal topography and wound healing following photorefractive keratectomy. *J Refract Surg* 1995;11:348-57.
81. Hersh PS, Schwartz-Goldstein BH. Corneal topography of Phase III excimer laser photorefractive keratectomy: characterization and clinical effects. *J Refract Surg* 1996;12:347-51.
82. Holladay JT. IOL calculations following radial keratotomy surgery. *Refract Corneal Surg* 1989;5:36^a.
83. Soper JW, Goffman J. Contact lens fitting by retinoscopy. In: Soper JW editor. *Contact lenses: advances in desing, fitting, application*. Miami: Symposia Specialist, 1974: 99.
84. Lyle WA, Jin GJ. Intraocular lens power prediction in patients who undergo cataract surgery following previous radial keratotomy. *Arch Ophthalmol* 1997;115:457-61.

85. Kalski RS, Danjoux JP, Fraenkel GE, Lawless MA, Rogers C. Intraocular lens power calculation for cataract surgery after photorefractive keratectomy for high myopia. *J Refract Surg* 1997;13(4):362-6.
86. Leshner MP, Schummer DJ, Hunkeler JD, Durrie DS, McKee FE. Phacoemulsification with intraocular lens implantation after excimer photorefractive keratectomy; A case report. *J Cataract Refract Surg* 1994;20:265-7.
87. Hoffer KJ. Intraocular lens power calculation for eyes after refractive keratotomy. *J Refract Surg* 1995;11(6):490-3.
88. Seitz B, Langenbucher A, Nguyen NX, Kus MM, Küchle M. Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 1999;106:693-702.
89. Celikkol L, Pavlopoulos G, Weinstein B, Celikkol G, Feldman ST. Calculation of intraocular lens power after radial keratotomy with computerized videokeratography. *Am J Ophthalmol* 1995;120:739-50.
90. Koch DD, Liu JF, Hyde LL, Rock RL, Emery JM. Refractive complications of cataract surgery after radial keratotomy. *Am J Ophthalmol* 1989;108:676-82.
91. Stakheev AA. Intraocular lens calculation for cataract after previous radial keratotomy. *Ophthalmic Physiol Opt* 2002;22:289-95.
92. Markovits AS. Extracapsular cataract extraction with posterior chamber intraocular lens implantation in a postradial keratotomy patient. *Arch Ophthalmol* 1986;104:329-30.
93. Gelender N, Gelber EC. Cataract following radial keratotomy. *Arch Ophthalmol* 1983;101:1229-31.
94. Odenthal MT, Eggink CA, Melles G, Pameyer JH, Geerards AJ, Beekhuis WH. Clinical and theoretical results of intraocular lens power calculation for cataract surgery after photorefractive keratectomy for myopia. *Arch Ophthalmol* 2002;120(4):431-8.
95. Aramberri J, Mendicute J, Gallego Y, Illarramendi I. IOL calculation after LASIK/PRK: The double-K method. 6th Winter Refractive Surgery Meeting of the European Society of Cataract and Refractive Surgery (Barcelona, 25-27/1/02).
96. Markan RH, Bloom PA, Chandna A, Newcomb EH. Results of intraocular lens implantation in pediatric aphakia. *Eye* 1992;6:493-8.
97. Cheng KP, Hiles DDA, Eighan AW. Visual results after early surgical treatment of unilateral congenital cataracts. *Ophthalmology* 1991;98:903.
98. Wilson ME, Peterseim MW, Englert JA, Lall-Trail JK, Elliott LA. Pseudophakia and polypseudophakia in the first year of life. *J AAPOS* 201;5:238-45.
99. Metz H. Keeping glasses on an infant. *J Pediatr Ophthalmol* 1972;9:250-2.
100. Serra I, Salinas E, Harto M. Actitud terapéutica frente a las cataratas congénitas. *Microcirugía ocular* 1996;4: 11-5.
101. Harto MA, Serra I, Sakinas E. Ambliopía y cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares en las cataratas congénitas unilaterales. *Annals d'Oftalmologia* 1996;6:18-22.
102. Menezo JL, Taboada J, Pérez-Torregrosa V. IOL implantation in children: 17 years' experience. *Eur J Implant Ref Surg* 1994;6:251-6.
103. Harto MA, Serra I, Menezo JL. Tratamiento quirúrgico de las cataratas congénitas. Estudio retrospectivo. *Arch Soc Esp Ophthalmol* 1997;72:623-8.
104. Baker JD, Hiles DA, Morgan KS. Visual rehabilitation of aphakic children. *Surv Ophthalmol* 1990;34:366-84.
105. Yorston D, Wood M, Foster A. Results of cataract surgery in young children in east Africa. *Br J Ophthalmol* 2001; 85(3):267-71.
106. van Balen AT, Koole FD. Lens implantation in children. *Ophthalmic Pediatric Genet* 1988;9:121.
107. Rasooly R, Benezra D. Congenital and traumatic cataract. The effect on ocular axial length. *Arch Ophthalmol* 1988;106:1066-9.
108. von Noorden GK, Lewis RA. Ocular axial length in unilateral congenital cataract and blefaroptosis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1987;28:750.
109. Wilson JR, Fernández A, Chandler CV. Abnormal development of the axial length of aphakic monkey eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1987.
110. Hutchinson AK, Wilson E, Saunder RA. Implantation of intraocular lenses in the first two years of the life. Presentado en el meeting de la AAPO, 1996.
111. Peterseim MW, Enyedi MD, Freedman SF, Buckley EG. Refractive changes following pediatric IOL implantation. Presentado en el meeting de la AAPO, 1996.
112. Huber C. Increasing myopia in children with intraocular lens (IOL): and experiment inform deprivation myopia? *Eur J Implant Refract Surg* 1993;5:154-8.
113. MacClatchey SK, Park MM. Miopic shift after cataract removal in childhood. *J Ped Ophthalmol Strabismus* 1997;35:i?
114. Andreo LK, Wilson ME, Saunders RA. Predictive value of regression and theoretical IOL formulas in pediatric intraocular lens implantation. *J Pediatr Ophthalmol Strabismus* 1997;34(4):240-3.
115. Kora Y, Kinohira Y, Inatomi M, Sekiya Y, Yamamoto M, Majima Y. Intraocular lens power calculation and refractive change in pediatric cases. *Nippon Ganka Gakkai Zasshi* 2002;106(5):273-80.
116. Lesueur L, Arne JL, Chapotot E. Predictability of intraocular lens power calculation in the treatment of cataracts in children. *J Fr Ophthalmol* 1999;22(2):209-12.

117. Tromans C, Haigh PM, Biswas S, Lloyd IC. Accuracy of intraocular lens power calculation in paediatric cataract surgery. *Br J Ophthalmol* 2001;85(8):939-41.
118. Kora Y, Shimizu K, Yoshida M, Inatomi M, Ozawa T. Intraocular lens power calculation for lens exchange. *J Cataract Refract Surg* 2001;27(4):543-8.
119. Gayton JL, Sanders V, van der Karr M, Raanan MG. Piggybacking intraocular implants to correct pseudophakic refractive error. *Ophthalmology* 1999; 106.
120. Haberle H, Wirbelauer C, Aurich H, Pham DT. Piggyback lens implantation for anisometropia in pseudophakic eyes. *Ophthalmologe* 2003;100(2): 129-32.