

Cálculo de la potencia de la lente intraocular en situaciones especiales

JC. Mesa
T. Martí
J. Arruga

Servicio de
Oftalmología
Hospital Universitari
Bellvitge
L'Hospitalet
de Llobregat
Barcelona

Resumen

La cirugía de la catarata ha evolucionado en las últimas décadas para poder mejorar la recuperación visual y el grado de satisfacción de los pacientes. Sin embargo, por mucho que se domine la técnica quirúrgica, si no se realiza un cálculo adecuado de la potencia de la lente intraocular el paciente no verá satisfactoriamente. El objetivo terapéutico original, mejorar la visión, ha sido sustituido por uno nuevo, mejorar la visión sin corrección óptica. Presentamos una revisión sobre los conceptos de la biometría y de la queratometría, así como de las distintas fórmulas biométricas existentes para el cálculo de la lente intraocular que debemos implantar. Este punto se complica en algunas situaciones: cirugía refractiva previa, trasplante de córnea, miopes o hipermetropes extremos, recambio de lente por error refractivo, implantes en piggyback, existencia de silicona intraocular, edad pediátrica, etc.

Resum

La cirurgia de la cataracta ha evolucionat en les últimes dècades per a poder millorar la recuperació visual i el grau de satisfacció dels pacients. Tanmateix, per molt que es domini la tècnica quirúrgica, si no es realitza un càlcul adequat de la potència de la lent intraocular el pacient no veurà satisfactòriament. L'objectiu terapèutic original, millorar la visió, ha estat substituït per un de nou, millorar la visió sense correcció òptica. Presentem una revisió sobre els conceptes de la biometria i de la queratometria, així com de les diferents fórmules biomètriques existents per al càlcul de la lent intraocular que hem d'implantar. Aquest punt es complica en algunes situacions: cirurgia refractiva prèvia, trasplantament de còrnea, miops o hipermetrops extrems, recanvi de lent per error refractiu, implants en piggyback, existència de silicona intraocular, edat pediàtrica, etc.

Summary

Cataract surgery has improved in recent years in order to better recover visual function and patients' satisfaction. However, no matter the phacoemulsification technique we master, if we do not calculate the power of the intraocular lens accurately, the patient will not see well. The original treatment goal, to improve vision, has now shifted to improve vision without optic correction. We present a review of biometry basics as well as biometric formulae used for calculating intraocular lens power. This point is truly complicated in special cases, such as prior refractive surgery, corneal transplantation, extreme ametropias, implant exchange due to refractive surprise, piggy-back implantation, eyes filled with silicone oil, paediatric patients and so on.

Introducción

La indicación de la cirugía del cristalino ha experimentado un cambio significativo en los últimos 15 años. El paciente exige abiertamente la recuperación visual sin corrección óptica y se muestra insatisfecho cuando no se consigue este resultado, aún habiendo sido correctamente operado. Es necesario entender esta nueva realidad y adaptarse a ella extremando

el esfuerzo por mejorar el proceso de cálculo de la potencia de la lente intraocular (LIO) si queremos mantener un nivel de excelencia en esta cirugía.

Desde Hoffer se conocen los requisitos fundamentales para poder efectuar una buena biometría y un buen cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares. De ellos destacan fundamentalmente la exactitud del biómetro y una buena técnica de medición, la

Correspondencia:

Juan Carlos Mesa Gutiérrez
Servicio de Oftalmología
Hospital Universitari Bellvitge
Feixa Llarga, s/n
08907 L'Hospitalet
de Llobregat
Barcelona
E-mail:
juancarlosmesa@lycos.co.uk

exactitud de las fórmulas, y una buena predicción preoperatoria de la profundidad de cámara anterior del pseudofaco.

Con las medidas realizadas estaremos en disposición de elegir la LIO más adecuada para cada caso particular. Esta elección se complica en ojos con longitudes axiales extremas, en pacientes con cirugía ocular previa (trasplante de córnea, cirugía refractiva, silicona intraocular), cuando decidimos realizar implantes en piggyback o colocamos la lente en sulcus, cuando tenemos que recambiar la LIO por error refractivo y en los niños. Analizaremos las particularidades de cada uno de estos casos.

Cálculos biométricos

La biometría es una técnica no invasiva, rápida y no dolorosa que nos permite realizar medidas de las estructuras oculares. En la práctica nos referimos como biometría a las técnicas que nos determinan la longitud axial (AXL), la profundidad preoperatoria de la cámara anterior (aACD) y el grosor del cristalino (LT).

La AXL es la distancia desde el vértice de la córnea hasta la fovea a lo largo del eje visual. Es el factor más importante para determinar el poder dióptrico de la LIO. Un error en su medición de 1 mm determina un error refractivo postoperatorio de unas 2,5 dioptrías^{1,2}.

Existen dos formas de realizar la biometría: de forma acústica (por ultrasonidos) o de forma óptica (interferometría). La primera es la más utilizada. Sin embargo, todas las formas de biometría basada en ultrasonidos tienen dos limitaciones básicas. En primer lugar, utilizan una frecuencia alta (10 MHz) para medir una distancia relativamente pequeña. En segundo lugar, el área que rodea el centro de la mácula no es plana, sino que tiene su menor espesor en la fovea. Estos dos inconvenientes no existen en la interferometría de coherencia parcial.

Métodos acústicos

La medición se realiza con una sonda que emite ultrasonidos (US) entre 8-10 MHz. Los US viajan a través de los gases (aire) con la menor eficacia, a través de los líquidos con una eficacia moderada y a través de los sólidos con su mayor eficacia. Por tanto, un pulso de US viaja relativamente rápido a través del cristalino (1640 m/seg) y lentamente a través

del humor acuoso y vítreo (1532 m/seg). Debido a que los US de alta frecuencia no pasan por el aire de manera eficiente, muy poco US penetraría en el ojo sin una adecuada interfaz líquida. Por eso la córnea debe mantenerse húmeda para realizar esta prueba y por ello la sonda debe estar en contacto con la córnea para eliminar la interfaz aérea.

Es conveniente tener en cuenta que la formación de ecos puede verse afectada por la ganancia, que 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 un ALX 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 un ALX más alta³. En cataratas muy densas hay que aumentar la ganancia porque absorben gran cantidad de US y los ecos de las estructuras posteriores van a quedar muy atenuados^{3,4}.

Hay dos tipos de técnicas ecográficas para medir la ALX: la técnica de inmersión, que es más precisa^{5,6} pero más lenta y complicada y la de aplanación, 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 provoca un aplanamiento del globo ocular midiendo una ALX menor de la real.

Técnicas ecográficas

Eco-A por aplanación

Es necesario colocar la sonda sobre la córnea: incluso el explorador más experimentado ejercerá cierto grado de compresión, normalmente entre 0,14 y 0,28 mm. Es típico que las medidas tomadas por aplanación muestren variabilidad entre ellas, debido a la compresión ejercida. Sin embargo, la rapidez con que se realiza la exploración ha hecho que sea el método más difundido^{1,3}.

Si el examinador ejerce una presión excesiva, las medidas no serán exactas. Las medidas más válidas serían aquellas con mayor ACD, excepto en ojos con estafiloma. Si el eco-A se adquiere con una ganancia muy alta, el pico correspondiente a la retina aparece con una cúspide aplanada. En tal caso, es mejor reducir la ganancia 10-20% y repetir la exploración. Cuando la ganancia es óptima, los picos del cristalino deben ser 70-95% a la altura del de la córnea y el pico retiniano debe ser 60-80% de tal altura.

Se pueden cometer varios errores en la interpretación de la eco-A: Si la sonda no está bien alineada, los ecos son débiles y el pico correspondiente a la retina será muy bajo. El alineamiento de la sonda con el nervio óptico en vez de con la fovea se detecta por una ausencia completa de ecos esclerales. La presencia de hialosis asteroide y una indentación corneal excesiva origina AXL más cortas. El exceso de fluido entre la sonda y la córnea, un estafiloma posterior, una córnea gruesa y una velocidad inadecuada origina AXL más largas. En pacientes con cataratas nucleares densas, los ecos procedentes del córtex del cristalino pueden ser confundidos con la superficie anterior o posterior del cristalino.

Eco-A por inmersión

La biometría eco-A por inmersión ofrece una mayor reproductibilidad, lo que conlleva un aumento en la precisión. Se puede realizar rápidamente y con mayor confianza que mediante la aplanación^{7,8}.

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. La sonda no está en contacto con la córnea. Como no existe compresión corneal, las medidas que proporciona son más exactas⁹.

Una biometría por inmersión dará una AXL un poco mayor que la tomada por aplanación, porque no hay compresión corneal. La diferencia entre la aplanación y la inmersión varía de 0,14 a 0,28 mm¹⁰.

El cambio a esta técnica es un importante paso para mejorar la exactitud de las medidas.

Utilizando un transductor de 10 Mhz con el método de inmersión, la exactitud de las medidas de AXL es de $\pm 0,12$ mm, lo que supone un error refractivo postoperatorio de 0,28 D en un ojo con longitud axial normal. Este error sería mayor en un ojo pequeño y menor en un ojo largo. No obstante, el error refractivo total depende de todos los componentes del proceso de mediciones y suele ser cercano a 0,36 D, teniendo en cuenta la biometría, una fórmula de cálculo de 2 variables y la forma de la capsulo-rexis¹¹.

Al realizar una eco-A por inmersión es más adecuado tener como refracción objetivo -0,75 D y utilizar las constantes ACD, constante A y Surgeon Factor (SF) recomendados por el fabricante más que las constantes personalizadas^{2,5}.

Cambio de la velocidad de US a 1532 m/seg: Algunos ecógrafos utilizan una única velocidad de US a 1555, 1553, 1550 o 1548 m/seg para los ojos fágicos.

Este hecho puede inducir a error ya que la velocidad más apropiada de US no es la misma para cada AXL. Por ejemplo, un miope axial de 29D se mide mejor a 1550 m/seg, mientras que un ojo hipermetrope de 20D se mide mejor a 1560 m/seg. Esta es una de las razones por las cuales las medidas para los ojos extremos tienden a ser menos exactas a pesar de la técnica que se utilice.

Como describe Holladay, la eco-A por inmersión también se puede realizar en el ojo fágico ajustando los valores al modo afágico y la velocidad de US a 1532 m/seg. A continuación añadimos +0,32 mm para corregir el grosor de la córnea y las diferentes velocidades a través de la córnea y el cristalino: si se realiza un eco-A a una velocidad de 1532 m/seg evitaremos la compresión corneal y los errores sutiles que se originan por la diferencia en AXL. Esta técnica no es adecuada para el método de aplanación³.

Eco-B con vector A por inmersión

La Eco-B con vector A por inmersión no origina compresión corneal y el eco-B bidimensional ayuda a dirigir el vector A directamente hacia la fovea⁵.

El fin es alinear los ecos de la córnea y el cristalino en la ecografía mientras vemos la sombra del nervio óptico ligeramente por encima del centro. A continuación ajustamos el vector A para que pase por el centro de la córnea y por los ecos anterior y posterior del cristalino. Esta alineación asegura que el vector pase directamente por la fovea. Esta técnica es particularmente útil cuando la mácula se encuentra en las cercanías de un estafiloma⁴.

Con este alineamiento, el vector A atravesará la retina por la mácula, bajo la sombra del nervio óptico. Esta técnica tiene la ventaja de poder medir la AXL en la región de la fovea, lo que nos da la longitud axial refractiva más que la anatómica. Para un ojo con una catarata madura y una miopía axial alta con un estafiloma peripapilar ésta sería la técnica preferida de biometría⁴.

Estas técnicas todavía tienen la limitación de la resolución originada por la gran longitud de onda (10 MHz) y por las variaciones del espesor retiniano alrededor de la fovea, pero al permitir una visualización directa del área medida goza de una mayor consistencia que la eco-A por inmersión.

Situaciones especiales

Ojos fágicos

Es una medida habitualmente fácil: se utiliza una velocidad de US de 1532 m/seg en modo afágico.

Pseudofaquia

En el ojo pseudofáquico se obtienen 3 picos en el ecograma: córnea, LIO y retina.

- Ecuación ALX: Se realiza una eco-A por inmersión en modo pseudofáquico a 1532 m/seg (la velocidad del modo afáquico) y añadimos un factor de corrección según la velocidad el US a través del implante. Esta eco-A de la pseudofaquia tiene la ventaja de realizar las medidas independientemente de los errores de la velocidad originados por diferencias en la AXL. Es importante recordar bajar la ganancia para evitar la reduplicación de ecos².

Holladay propone la siguiente ecuación para medir los ojos pseudofáquicos²: $ALX = AAL_{1532} + (FC \times T)$

Donde ALX es la AXL verdadera, AAL_{1532} es la AXL medida a 1532 m/seg, FC es el factor de conversión específico del material y T es el grosor central del implante. Los valores de FC, velocidad de US y T para los distintos materiales pueden consultarse en la Tabla 1. Se obtiene de esta manera una medida muy aproximada de la AXL verdadera. Los factores correctores para las LIOs acrílicas y de PMMA serán positivos y para las LIOs de silicona negativos. La medida más exacta se obtiene multiplicando el factor corrector adecuado (+0,30 para las acrílicas, -0,56 para las de silicona y +0,45 para las de PMMA) por el grosor central de la LIO, que puede obtenerse directamente del fabricante. Veamos cómo se calculan los FC:

- *LIOs acrílicas*: La velocidad de US a través una LIO acrílica a la temperatura del ojo (35°C) es de 2180 m/seg. Como esta velocidad es mayor a 1532 m/seg, la AXL será menor que la real. Sin embargo, si conocemos la velocidad de los US a través de un material acrílico y el grosor central de la LIO, es posible estimar su contribución a la medida de la AXL promedio.

Primero, debemos calcular un factor de conversión cuando la medida se realiza a 1532 m/seg. Para una lente acrílica es: $1 - (1532 / 2180) = 0,2972$ (ó 0,30).

Por tanto, ajustando la velocidad de US a 1532 m/seg, la AXL verdadera de un ojo con una LIO acrílica se calcula añadiendo la AXL aparente a 1532 m/seg al factor de conversión multiplicado por el grosor de la LIO: $TAL \text{ Acrílica} = AAL_{1532} + (0,30 \times T)$.

Por ejemplo, si un ojo pseudofáquico con una LIO acrílica de + 22D y 6 mm de diámetro a una velocidad de 1532 m/seg, tiene una AXL de 24 mm, la AXL verdadera será:

$$TAL = 24 + (0,30 \times 0,86) = 24,26 \text{ mm.}$$

- *LIOs de silicona*: La velocidad de US en la primera generación de LIOs de silicona a la temperatura del ojo es de 980 m/seg. Las LIOs de silicona más recientes tienen una velocidad de US de 1085 m/seg. Debido a que ambos valores son menores a 1532 m/seg, la AXL medida será mayor que la real. Una vez más, conociendo la velocidad de US a través de la silicona y el grosor central de la LIO, es posible estimar su contribución a la AXL.

Primero calculamos el factor corrector (FC) cuando la velocidad es de 1532 m/seg.

Para las lentes de silicona de primera generación sería: $1 - (1532 / 980) = -0,5633$ (ó -0,56).

Para las más recientes: $1 - (1532 / 1085) = -0,4120$ (ó -0,41).

Teniendo en cuenta que estos números son negativos.

Por tanto: $TAL \text{ Silicona} = AAL_{1532} + (-0,56 \times T)$ ó $TAL \text{ Silicona} = AAL_{1532} + (-0,41 \times T)$

- *Lentes de PMMA*: La velocidad de US a través del PMMA a la temperatura del ojo (35°C) es de 2780 m/seg. Como esta velocidad es mayor que 1532 m/seg, la AXL medida será más baja que la real. Nuevamente, realizamos los mismos cálculos.

$$1 - (1532 / 2780) = 0,4489, \text{ o } 0,45.$$

$$TAL \text{ PMMA} = AAL_{1532} + (0,45 \times T)$$

- *Tablas^{3,10}*: Si no podemos obtener la información del grosor central directamente del fabricante, podemos utilizar los factores correctores de la

Implante	Velocidad US (Vel)	Grosor central (T)	FC
PMMA	2660-2770 m/seg	0,6-0,8 mm	0,45 para vel=2780 m/seg
Silicona	980-1085 m/seg	1,2-1,5 mm	-0,41/-0,56 para vel=1085/980 m/seg
Acrílico	2120-2200 m/seg	0,7-0,9 mm	0,30 para vel=2180 m/seg

Tabla 1.
Valores Vel, T y FC para el cálculo de la AXL en pseudofaquia

pseudofaquia que pueden añadirse a la AXL medida a 1532 m/seg (Tabla 2).

Silicona intraocular

Existen 2 tipos de aceite de silicona según su peso molecular:

- Silicona 1.000 centistokes (cts): Atenúa la velocidad de US a la mitad (980 m/seg) y enlentece la velocidad de retorno de manera que los ecos son difíciles o imposibles de obtener.
- Silicona 5.000 cts: Tiene una densidad mayor y atenúa la velocidad de US a 1040 m/seg. Es muy típico obtener AXL muy altas (por ejemplo, 35 mm).

Supone un desafío medir la AXL en estos ojos, ya que la silicona atenúa la velocidad de US a 980 ó 1040 m/sec. Así que si utilizamos el modo fáquico obtendremos un error refractivo final de +6 a +7 D.

Para evitar este problema utilizamos el siguiente método: La ACD y el grosor del cristalino se miden y se restan de la AXL. Esto daría la profundidad de la cavidad vítrea (VCD) medida a 1532 m/seg.

$$VCD_{1532} = ALX - (ACD + \text{grosor del cristalino})$$

$$VCD_{real} = (980/1532) \text{ VCD medida a 1532 m/seg}$$

$$ALX_{real} = VCD_{real} + ACD + \text{grosor del cristalino}$$

El índice refractivo del aceite de silicona (1,4034) es diferente al del humor vítreo (1,336). Algunos autores aconsejan añadir 2-2,5 D a la potencia dióptrica

calculada en lentes de PMMA plano-convexas y 5-6 D para lentes biconvexas.

Holladay recomienda no colocar lentes biconvexas en estos pacientes, sino lentes de PMMA plano-convexas, con la superficie plana orientada a la cavidad vítrea y preferiblemente sobre una cápsula posterior intacta. De esta manera, la silicona no alterará la potencia refractiva de la superficie posterior de la LIO. Por el contrario, una LIO biconvexa de +20 D perdería entre un tercio y la mitad de su potencia refractiva si llega a contactar con el aceite de silicona. Las lentes de PMMA son la primera elección y las lentes de silicona deben evitarse².

La potencia que debemos añadir a la calculada para una LIO plano-convexa se determina mediante esta ecuación:

$$\text{Potencia adicional (dioptrías)} = ((Ns - Nv) / (AL - ACD)) \times 1000.$$

- Ns = Índice refractivo del aceite de silicona (1,4034).
- Nv = Índice refractivo del vítreo (1,336).
- AL = Longitud axial en mm.
- ACD = Amplitud de la CA del pseudofaco en mm.

Para un ojo de dimensiones normales, con aceite de silicona en su interior, la potencia adicional que se necesita para una LIO plano-convexa de PMMA suele ser normalmente de +3.0 D a +3.5 D.

La utilización de la interferometría de coherencia parcial hace relativamente fácil medir la AXL en ojos

Tabla 2.
Factores correctores de la pseudofaquia

Potencia	Acrílica 5.5 mm 3 Piezas	Acrílica 6.0 mm 3 Piezas	Silicona Óptica Hápticos	Silicona 6.0 mm 3 Piezas	PMMA 5.5 mm 1 Pieza	PMMA 6.0 mm 1 Pieza	PMMA 6.5 mm 1 Pieza
+10.0 D	+0.14	+0.18	-0.43	-0.50	+0.18	+0.23	+0.23
+12.0 D	+0.14	+0.18	-0.45	-0.52	+0.20	+0.25	+0.26
+14.0 D	+0.14	+0.18	-0.48	-0.54	+0.21	+0.28	+0.30
+16.0 D	+0.18	+0.22	-0.51	-0.55	+0.23	+0.30	+0.33
+18.0 D	+0.18	+0.23	-0.54	-0.56	+0.24	+0.33	+0.37
+20.0 D	+0.20	+0.25	-0.57	-0.59	+0.27	+0.36	+0.40
+22.0 D	+0.20	+0.26	-0.60	-0.60	+0.30	+0.39	+0.43
+24.0 D	+0.22	+0.27	-0.63	-0.62	+0.33	+0.41	+0.47
+26.0 D	+0.23	+0.29	-0.66	-0.64	+0.36	+0.44	+0.51
+28.0 D	+0.24	+0.30	-0.69	-0.65	+0.39	+0.46	+0.55
+30.0 D	+0.25	+0.31	-0.71	-0.67	+0.41	+0.50	+0.59

con silicona. La biometría con esta técnica es fácil y reproducible. Si el paciente puede fijar obtendremos la medida hasta la mácula obteniendo de esta forma la AXL refractiva, mejor que la anatómica. Esto es especialmente importante en ojos con estafiloma posterior¹²⁻¹⁶.

Catarata intumesciente

El cristalino está más hidratado y su grosor será mayor. Esta situación disminuye la velocidad de US de 1641 m/seg a 1590 m/seg. Si no lo tenemos en cuenta la AXL será 0,15 mm mayor, originando un error refractivo final de +0.5 D⁴.

Catarata brunesciente

Origina una reflexión total de los US y no se observa el pico retiniano en el eco-A. Tendremos que elegir la LIO según la historia refractiva previa o utilizando la AXL del otro ojo⁴.

Estafiloma

Es un hecho bien conocido que la incidencia de estafiloma posterior aumenta conforme crece la AXL. Es infrecuente en ojos menores a 26,5 mm, pero se encuentra en hasta un 70% de ojos mayores a 33,5 mm¹⁰.

La mayoría de estafilomas se localizan en la región peripapilar, adyacentes, aunque no centrados, en la mácula. Cuando la fovea se sitúa en la pared de un estafiloma sólo es posible obtener un eco retiniano adecuado cuando el haz se dirige de manera excéntrica a la fovea, hacia el fondo redondeado del estafiloma. Esto origina una medida de AXL erróneamente alta. Y paradójicamente, si el haz de US está correctamente alineado con el eje refractivo, el pico correspondiente a la retina es de mala calidad y las medidas muy inconsistentes.

Ciertos hallazgos sugieren la presencia de un estafiloma posterior: AXL alta con medidas de AXL inconsistentes de un ojo comparado con su compañero. Debemos considerar su existencia siempre que sea difícil la obtención de un eco claro procedente de retina en presencia de una miopía de moderada a alta. El estafiloma tiene un impacto considerable en la medida de la AXL, ya que la parte más posterior del globo (AXL anatómica) puede no corresponderse con el centro de la mácula (AXL refractiva). La no detección de un estafiloma puede conducir a una sorpresa refractiva tras una cirugía de cataratas.

La presencia de un estafiloma posterior conduce a errores significativos en la biometría por eco-A. Ello es debido a que la AXL anatómica (distancia de vértex

corneal a polo posterior) puede no ser igual a la AXL refractiva (la distancia del vértex corneal a la fovea). Es conveniente saber que esta variación anatómica puede estar presente en cualquier miope axial¹⁷.

Podemos utilizar la Eco-A/eco-B por inmersión para medir la AXL alineada con el centro de la mácula en un estafiloma: se obtiene una eco por inmersión a través del polo posterior utilizando un eco-B. El objetivo es centrar los ecos de la córnea y el cristalino visualizando simultáneamente la sombra del nervio óptico. Ajustamos a continuación el vector-A para que pase por el centro de la córnea y de los ecos del cristalino. Tal alineación asegura que el vector pase por la fovea¹⁸.

Con la visualización de la sombra del nervio óptico por eco-B, un vector A simultáneo se dirige al centro de la mácula, 4,5 mm temporal al borde del nervio óptico. De manera alternativa, se puede identificar el centro de la mácula con un oftalmoscopio directo, medimos con la cruz la distancia desde la mácula al margen de la papila. Posicionamos el vector A a la misma distancia temporalmente al vacío del nervio óptico con un eco-B simultáneo¹⁹.

El método más sencillo para medir la AXL en un ojo con estafiloma es utilizar la interferometría de coherencia óptica. Si la AV del paciente es lo suficientemente buena como para poder mirar a la luz de fijación, la medida de AXL pasará por el centro de la mácula^{15,16}.

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.

Métodos ópticos: Interferometría

Durante la década de los 90 se ha desarrollado un biómetro nuevo 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 oculares. Este doble haz permite eliminar la influencia de los movimientos longitudinales del ojo durante las mediciones, usando la córnea como superficie de referencia. Es una variación de la tomografía de coherencia óptica (OCT) que mide sin contacto la distancia desde el vértice corneal hasta la capa del epitelio pigmentario de la retina con una fiabilidad de 0,2 mm o incluso mejor¹¹.

La exactitud frente a los sistemas convencionales de US deriva de que mide exactamente en el eje de la visión, mientras que en aquellos las medidas pueden quedar en un rango de -3° a $+8^\circ$. Además los US se quedan en la limitante interna, mientras que por interferometría se llega hasta el epitelio pigmentario de la retina. Una de las grandes ventajas que aporta es su fiabilidad y reproductibilidad. Los inconvenientes de este dispositivo estriban en que cataratas muy densas, ojos con dificultad de fijación o deformidades corneales pueden no ser medidos, obligando a realizar una biometría acústica, lo cual ocurre en el 5% de los casos^{13,14}.

Tiene las siguientes ventajas respecto a los biómetros de contacto:

- 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 corneales⁸.
- 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.
- Elevada precisión, incluso en casos difíciles (estafiloma posterior, ametropía extrema, pseudofaquia, vitrectomía).
- La medición no se afecta en midriasis¹².
- No hay que variar la velocidad del haz de luz, siendo válido en pacientes pseudofácicos^{7,13}.

- 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 biómetro¹⁶.

Tras comparar los distintos tipos de biómetros, numerosos estudios concluyen que el biómetro de no contacto demuestra una mayor precisión que el biómetro de contacto, aunque para algunos autores^{14,15} sea tan preciso como el biómetro de inmersión. Lo que sí es evidente, es que por su simplicidad y rapidez a la hora de realizar la prueba su uso está siendo cada vez más extendido.

Se considera que la biometría ocular más exacta y por tanto, el estándar de calidad aceptable en estos momentos es la obtenida mediante interferometría óptica o mediante US por inmersión¹⁴.

En la Tabla 3 mostramos las condiciones para dar por válida una biometría.

Queratometría (Km)

Tras la AXL, la queratometría es el segundo factor más importante a la hora de calcular la potencia de

Tabla 3.
Validación de la AXL

Eco ideal:

1. Medir la AXL de ambos ojos.
2. Todas las medidas en el mismo ojo no deben diferir más de 0,2 mm.
3. Al menos 5 medidas en cada ojo.
4. Pupila no dilatada para que el iris ayude a alinear la sonda.
5. Concordancia entre AXL y refracción.

Un segundo explorador debe realizar las medidas si:

1. La AXL es <22 o >25 mm.
2. La AXL es >26 mm y hay un pico de retina pobre o mucha variabilidad en los resultados. En este caso sería aconsejable una eco-B para buscar un estafiloma. Al mismo tiempo, medimos la AXL al centro de la macula con un vector A. Si no podemos identificar la mácula, debemos medir la AXL 4,5 mm temporal a la sombra originada por el nervio óptico.
3. Existe una diferencia entre los dos ojos de 0,33 mm que no se correlaciona con la refracción del paciente.
4. La AXL no concuerda con el error refractivo del paciente. En general, los miopes deben tener AXL >24 mm y los hipermetropes <24 mm. Las excepciones a esta regla serían los pacientes con córneas planas o curvas.
5. Encontramos difícil obtener ecos altos y bien posicionados o existe amplia variabilidad en las AXL del mismo ojo.

la LIO. La medida correcta de la curvatura corneal es importante, pues un error de 1 dioptría induce una desviación de 1 dioptría en el cálculo del poder de la LIO⁹. 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 estables¹⁷.

El radio de curvatura corneal (r) y la potencia refractiva corneal en dioptrías (D) pueden medirse por queratometría. La K se deriva de la siguiente fórmula:

$$K = (n_2 - n_1)/r$$

$n_2 = 1,3375$ (índice de refracción queratométrico estándar)

$n_1 = 1$ (índice de refracción del aire)

Los valores queratométricos pueden obtenerse mediante sistemas manuales, automáticos y topográficos. La queratometría manual estima el poder refractivo corneal midiendo cuatro puntos de una zona óptica estándar; la automática se realiza con aparatos de interferometría, teniendo en cuenta que la lectura obtenida por el interferómetro maneja un índice de refracción distinto al de los dispositivos manuales.

La queratometría topográfica sirve como ayuda en el cálculo de casos complejos:

- Para valorar córneas más planas de 40D o más curvas de 46D.
- Para obtener una representación gráfica de astigmatismos medios y altos preoperatorios.
- En córneas irregulares (queratocono, traumatismo).
- Cirugía corneal previa (cirugía refractiva, trasplantedos corneales). En las situaciones anteriores es útil realizar una topografía, aunque es necesario saber que tras una queratotomía radial, una PRK o un LASIK la potencia corneal central de la córnea es difícil de medir por cualquier forma de medida directa como la queratometría o la topografía. Ambas asumen una relación normal entre las superficies anterior y posterior del

crystalino, relación que se pierde definitivamente tras la cirugía refractiva corneal²⁰.

En la Tabla 4 mostramos las condiciones para dar por válida una queratometría.

Fórmulas biométricas

La fórmula de cálculo intenta determinar la potencia refractiva de la LIO que producirá un ojo emélope, es decir, un sistema óptico donde un punto objeto producirá un punto imagen idéntico, enfocado, en la mácula.

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).

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.

Fórmulas empíricas

Son fórmulas obtenidas a partir del análisis estadístico de una serie de casos donde el investigador determina los principales factores predictores y calcula unos coeficientes de ajuste para obtener el resultado más preciso posible. La más empleada ha sido la SRK II²⁰⁻²².

Las fórmulas empíricas tienen su talón de Aquiles en la base de datos a partir de la que se calculan. Serán tan buenas como buenos sean los datos de origen, por ello, en ojos extremos tienden a fallar, al ser el número de estos pequeños en la base de datos originaria, y en casos anormales (ojos tras cirugía refractiva corneal, aceite de silicona intraocular, etc.) simplemente no funcionan²².

Por ello la tendencia actual es a abandonarlas a favor de modelos teóricos basados en óptica geométrica que permiten calcular cualquier caso.

Un segundo explorador debe confirmar las Ks si:

1. La K es <40 o >47 D.
2. La diferencia entre ambos ojos es > 1 D.
3. El paciente no puede fijar (agujero macular, catarata madura).
4. El astigmatismo corneal por queratometría o topografía no se correlaciona con el astigmatismo en la refracción más reciente.
5. El diámetro corneal es < 11mm

Tabla 4.
Validación de la queratometría

Fórmulas teóricas

Las fórmulas teóricas calculan la refracción de la luz en el ojo pseudofáquico mediante la aplicación de leyes de óptica geométrica. La mayoría de ellas son fórmulas de vergencia óptica. En los últimos años han aparecido también fórmulas basadas en trazado de rayos. La gran ventaja de estas fórmulas es que, si son correctas, pueden aplicarse a cualquier caso, siempre que se conozcan los elementos ópticos (curvaturas, índices de refracción y distancia) del ojo en estudio.

Todas ellas se enfrentan a un problema común previo al cálculo óptico en sí: la necesidad de predecir a partir de datos preoperatorios la posición que tomará dentro del ojo la LIO, esto es, la distancia córnea-LIO. A este valor se le han dado varios nombres a lo largo de los años, siendo los más frecuentes ACD (anterior chamber depth) y ELP (effective lens position). No hay que confundir la ACD pseudofáquica con la ACD fáquica preoperatoria, la cual sí es medible mediante ultrasonidos, corte óptico o interferometría óptica.

La mejora en la capacidad predictiva de las fórmulas teóricas a través de los años ha derivado de la mayor precisión en la predicción de la ELP²².

Fórmulas teóricas de 3.^a generación

Probablemente las más empleadas en la actualidad. Tratan de predecir la ELP en función de dos parámetros: la ALX y la queratometría. A mayor AXL mayor ELP, y a mayor valor K mayor ELP.

A esta generación pertenecen: SRK-T (1990)²², Holladay I (1988)²³, Hoffer Q (1993)²⁴, Olsen²⁵ y Haigis (1996)²⁶. En esta última la predicción de la ELP se hace en función de AXL y ACD.

En 1988 Holladay considera que para poder predecir preoperatoriamente el valor de la profundidad de la cámara anterior (ACD) postoperatoria ésta debe relacionarse con la ALX y con la altura de la cúpula corneal (H), la cual a su vez, 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 LIO²⁷.

Los mismos autores de la fórmula SRK²¹, 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 SRKT²⁸.

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

poco entre las distintas fórmulas. Sin embargo, la aplicación de una constante equivocada inducirá un error significativo en el cálculo⁹. Las constantes difieren para cada fórmula.

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 conceptual^{28,29}.

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)²⁹. 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 idénticas.

Fórmulas teóricas de 4.^a generación

Son aquéllas en las que el cálculo se realiza a partir de más de 2 factores. Olsen (1990) estima la ELP a partir de 4 variables (AXL, K, ACD -Cámara anterior fáquica- y grosor del cristalino) mediante una fórmula de regresión lineal. Holladay emplea hasta 7 variables predictoras para la ELP en la fórmula Holladay 2 (1996): AXL, K, ACD, grosor del cristalino, diámetro corneal horizontal, refracción preoperatoria y edad. Esta fórmula no ha sido publicada y únicamente esta disponible en un software comercial.

Fórmulas teóricas de trazado de rayos paraaxial

Norrby publicó en 2004 una programación de hoja de cálculo modelando un ojo pseudofáquico³⁰. Este programa puede emplearse para analizar el ojo pseudofáquico ya operado, introduciendo como ELP la distancia córnea-LIO medida con ultrasonidos. También puede modificarse manualmente introduciendo un algoritmo de estimación preoperatorio de la ELP pseudofáquica para el cálculo de la potencia de la LIO previa a la cirugía (por ejemplo el algoritmo de Olsen). Este programa no ha sido validado clínicamente pero resulta interesante para simulaciones de los diferentes casos que pueden presentarse en la práctica diaria.

Fórmulas teóricas de trazado de rayos exacto

Preussner ha publicado varios trabajos señalando el trazado de rayos exacto como un método preciso para el cálculo de la LIO³¹. En su modelo, la córnea se caracteriza ópticamente a partir de los datos topográficos, lo que permite trazar rayos a cualquier altura del eje óptico. El algoritmo de estimación de la ELP originalmente era el de Olsen³², si bien recientemente ha incorporado uno propio.

Cálculo de la ELP

Todas las fórmulas realizan el cálculo de vergencia a través de las dos lentes del sistema: LIO y córnea. Como no conocemos el posicionamiento de la primera, el primer paso es estimar dicha distancia, la ELP.

Para dicha estimación nos basamos 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 LIO¹⁸.

Determinar la ELP permite calcular la posición de la lente óptima o "personalizada" basada en la experiencia individual con cualquier tipo de lente, promediado con 20-30 casos. Este número es el que se utilizará en cualquier fórmula de cálculo de la LIO.

Holladay publicó por primera vez la solución de la fórmula de vergencia de la longitud axial para determinar la posición efectiva de la lente, anteriormente conocida como profundidad de cámara anterior o ACD²⁷.

En la Tabla 5 vemos cómo se determina paso a paso.

La elección de la fórmula

Las fórmulas de 3ª y 4ª generación han desplazado en los últimos años a las empíricas y a las teóricas de 2ª generación por su mayor precisión, especialmente en ojos con valores de AXL y K fuera de lo normal.

No está claramente demostrado que ninguna fórmula de 3ª generación sea superior a las demás en capacidad predictiva³³. Hoffer observa diferencias en función de la longitud axial, de manera que en ojos con longitud axial corta, inferior a 22 mm, la fórmula Hoffer Q y la Holladay II son más precisas. En ojos medios, con longitud axial entre 22 y 24,5 mm todas ofrecen una efectividad similar. En ojos moderadamente largos, entre 24,5 y 26 mm, la Holladay I parece superior. En ojos muy largos, con longitud

axial mayor que 26 mm la SRK-T o la Holladay II muestran una predictibilidad superior^{27-29,33}.

La Holladay² también se ha mostrado en la práctica como una fórmula precisa en los ojos cortos, resultando muy útil su capacidad de estimar la ELP no sólo en función de AXL y K, sino también de ACD (además de otros factores). Esto incrementa claramente la precisión en estos ojos, ya que en ellos el error en la estimación de ELP se traduce en una mayor diferencia refractiva^{29,33}.

La fórmula de Haigis también muestra un comportamiento predictivo correcto en todo el rango de AXL, si bien requiere un adecuado ajuste de las 3 constantes que definen la LIO (a0, a1 y a2)²⁶.

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. Para AXL de 22,50 a 26 y queratometrías de 41 a 46, cualquier fórmula moderna dará buenos resultados. Para ojos fuera de este rango, las fórmulas de nueva generación como la Holladay-II o la Haigis (optimizada a las constantes a0, a1 y a2) serían mejores elecciones, teniendo en cuenta que la exactitud de cualquier fórmula aumenta cuando la constante-A, el SF o la ACD están "personalizados"³³.

Consideraciones al implantar la LIO

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.

La localización idónea de la LIO es la cámara posterior, pues la magnificación que dan es mínima (menor de un 3%)¹⁹. 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^{3,4}, aunque algunos autores 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.

Es importante considerar la inclinación de la LIO: puede modificar el poder dióptrico y provocar abe-

Tabla 5.
Cálculo de la ELP

Paso 1: la AXL ultrasónica (ALu) para cada caso debe convertirse a AXL óptica (ALo). Esto corrige la diferencia entre la localización del plano principal secundario de la córnea (Pc2 = +0.05 mm) y el grosor de la retina, la distancia entre la interfase vítreo-retiniana y la capa de células visuales (Rt = +0.25 mm).

$$AL_o = AL_u - Pc_2 + R_t$$

$$AL_o = AL_u - 0.05 \text{ mm} + 0.25 \text{ mm}$$

$$AL_o = AL_u + 0.20 \text{ mm}$$

Paso 2: El poder queratométrico de la córnea (Kk) debe convertirse al poder óptico neto para cada caso (Ko). Esto corrige el hecho de que el índice queratométrico estandarizado no fisiológico sea de 1,3375 y que el índice de refracción corneal real sea de 1,3333 o 4/3.

$$K_o = K_k * \frac{4/3 - 1}{1.3375 - 1}$$

$$K_o = K_k * \frac{1/3}{0.3375} = 0.98765431 * K_k$$

Paso 3: Las siguientes ecuaciones son la solución inversa de Holladay a la fórmula de vergencia de la AXL para la ELP. Esta asume que conocemos lo siguiente: La queratometría postoperatoria (Kk), la AXL preoperatoria (ALu), la refracción postoperatoria real estable (APostRx); la distancia al vértex (V), y la potencia de la LIO (IOLe). Para LIO positiva, el signo que aparece delante de la raíz cuadrada es negativa y para una LIO negativa (como las que se implantan en la miopía extrema) el signo es positivo.

$$X = \frac{1336}{\frac{1000}{\frac{1000}{APostRx} - V} + K_o}$$

$$A = IOLe$$

$$B = -IOLe * (AL_o + X)$$

$$C = 1336(AL_o - X) + IOLe * X * AL_o$$

$$ELP_o = \frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4A * C}}{2A}$$

Ejemplo 1 – LIO en saco capsular:

$$X = \frac{1336}{\frac{1000}{\frac{1000}{-0.50} - 12.0} + (0.5(46.87 + 46.50)) * 0.98765431} = 29.29$$

$$A = 22.50$$

$$B = -22.50 * (22.48 + 29.29) = -1164.84$$

$$C = 1336(22.48 - 29.29) + 22.50 * 29.29 * 22.48 = 5716.08$$

$$ELP_o = \frac{-(-1164.84) - \sqrt{(-1164.84)^2 - 4 * 22.50 * 5716.08}}{(2 * 22.50)} = 5.489$$

Ejemplo 2 – LIO en sulcus:

Esta es la ELP postoperatoria para una LIO acrílica implantada en sulcus. La AXL ultrasónica corregida (ALo = 22.28 + 0.20) es 22.48 mm, la refracción postoperatoria (APostRx) a las 6 semanas es -1,375 D, la distancia al vértex (V) es 12 mm, la queratometría postoperatoria es 46.87 / 46.50 x 090, y la potencia de la LIO (IOLe) es +22.50 D. Es de notar que aunque todos los parámetros son iguales a los del ejemplo anterior, la posición más anterior de la LIO en sulcus origina un mayor grado de miopía.

$$X = \frac{1336}{\frac{1000}{\frac{1000}{-1.375} - 12.0} + (0.5(46.87 + 46.50)) * 0.98765431} = 29.85$$

rraciones esféricas y astigmatismo. Por ejemplo, una lente de 20 D con una inclinación de 20° provoca un astigmatismo de 2 D¹⁹.

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 largo³³.
- 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/seg³⁴⁻³⁷.
- Las fórmulas biométricas de cálculo cometen errores inaceptables, en comparación con ojos de ALX normal, debido a su dificultad para predecir la ELP, única variable que no puede ser medida intraoperatoriamente ya que asumen que en ojos cortos, el segmento anterior también es más corto, hecho que no es cierto^{38,39}.

En ojos cortos serán necesarias varias exploraciones preoperatorias: queratometría, diámetro corneal, paquimetría, profundidad de CA, espesor cristaliniano, grosor esclerocoroideo y profundidad de cavidad vítrea.

Biometría

Entre las técnicas específicamente recomendadas destacan la técnica de inmersión en la biometría ultrasónica y la interferometría óptica. La técnica de aplanación no se debe utilizar; en caso de ser necesaria seleccionaríamos la AXL correspondiente a la medida con la que se obtenga una mayor profundidad de CA, que se correspondería con la medida en la que se ha ejercido menor compresión sobre la córnea^{40,41}.

Ecografía

En ojos cortos es útil, como medida preoperatoria, medir el espesor esclerocoroideo. La presencia de engrosamiento puede confirmar el diagnóstico de nanofthalmos y permitiría establecer las medidas preoperatorias para minimizar el riesgo de complica-

ciones. En condiciones normales, el complejo retina-corooides-esclera representa una única estructura en el análisis ecográfico del ojo, por lo que podemos considerar un esclera engrosada aquella cuyo espesor supere los 1,7 mm.

Fórmulas

Casi todas las fórmulas fallan en la predicción de la ELP a partir de la AXL y de la ACD determinada empíricamente: se asume que el segmento anterior es proporcionalmente corto en ojos cortos, circunstancia que no siempre es cierta^{42,43}.

Por tanto, cuanto más variables predictoras utilizemos en el cálculo de la ELP mayor será la precisión de la fórmula: cuanta más información se recoja referente a la cámara anterior, mejor será la predicción de la ELP.

Las fórmulas que permiten una mayor predictibilidad son la Holladay II, que recoge hasta 7 variables (AXL, queratometría, diámetro corneal horizontal, ACD, grosor del cristalino, refracción preoperatoria y edad) y la de Haigis²⁶.

En general, las fórmulas de 3ª generación (Holladay, SRK-T y Hoffer Q) suelen dejar un error hipermetrópico residual. Esto es debido a que calculan la posición final de la LIO a partir de la ALX y la constante ACD determinados empíricamente^{22,24}.

Según Fenzl³⁶, 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.

Aramberri⁴¹ 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.

Una limitación al implantar una LIO en un ojo microfáltico 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 pequeño³³. Hasta 1993 la única opción era resignarse a una hipermetropía residual importante, hasta que Gayton³⁷ describió la técnica de implantar dos LIOs en el globo ocular (piggy-back).

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 ALX. 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^{40,42}.
- 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^{40,43,44}.

Fórmulas biométricas

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

Para Hoffer³⁵, la fórmula SRK-T es la que menor error tiene en ojos con ALX > 24,5 mm. Propone usar una modificación de la SRK en estos ojos (SRKL) y concluye que esta fórmula, junto con la SRK-T obtiene los mejores resultados.

En ojos con ALX > 27 mm, Zaldívar⁴⁴ 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 método⁴²⁻⁴⁴.

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 existentes⁴⁵.

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. Al realizar cirugía queratorrefractiva ya no son válidos los valores de la queratometría, debido a tres factores⁴⁰:

- Multifocalidad: aumenta el rango de los radios de curvatura corneal en la zona óptica, y esto implica que el valor queratométrico de los 3 mm centrales ya no sea representativo del poder corneal más central.
- Asfericidad negativa: 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): aunque son poco frecuentes, provocan aumentos focales de la curvatura corneal que dificultan la realización de una queratometría fiable.

El proceso de cálculo de la potencia de la LIO debe modificarse cuando se practica en un ojo sometido a cirugía refractiva corneal. Existen dos fuentes de error: la incorrecta predicción de la ELP por parte de la fórmula y la determinación errónea de la potencia de la córnea por parte de la queratometría. La corrección de estos dos factores permite realizar un cálculo correcto en estos ojos:

- Predicción de la ELP (método doble-k): se debe utilizar la K previa a la cirugía corneal en el algoritmo de predicción de la ELP y la Kpost en el cálculo de vergencia como potencia de la primera lente del sistema. Otra forma es modificar el cálculo realizado por la fórmula en su funcionamiento normal (con una sola K), utilizando las Tablas de conversión de Koch (Tablas 6 y 7)⁴⁶.
- Determinación de la potencia corneal tras cirugía refractiva: Tras la cirugía refractiva ablacional la superficie anterior de la córnea se aplanan, sin que cambie la cara posterior. Esta relación alterada conduce a una sobrestimación de la potencia corneal por parte de los queratómetros. Se han descrito varios métodos que permiten determinar correctamente la potencia de la córnea de estos ojos:
 - Método de la historia clínica: El poder dióptrico corneal post-operatorio se calcula sustrayendo el cambio en la refracción manifiesta en el plano corneal inducido por el procedimiento

Dioptías corregidas	Longitud axial (mm)											
	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
2	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,6	0,6	0,5	0,4	0,3
	0,5	0,4	0,4	0,3	0,3	0,2	0,2	0,2	0,1	0,1	0	0
	0,4	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,4	0,4	0,3	0,2	0,1
3	1	1	1	1	1,1	1,1	1	1	0,9	0,8	0,7	0,6
	0,7	0,6	0,5	0,5	0,4	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2	0,1	0
	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,8	0,7	0,6	0,4	0,3	0,2
4	1,3	1,3	1,3	1,4	1,4	1,4	1,4	1,3	1,2	1,1	0,9	0,8
	1	0,8	0,7	0,6	0,5	0,5	0,4	0,3	0,3	0,2	0,1	0
	0,9	0,9	0,9	1	1	1	1,1	0,9	0,8	0,6	0,5	0,4
5	1,7	1,7	1,7	1,7	1,7	1,8	1,7	1,6	1,5	1,4	1,2	1,1
	1,2	1	0,9	0,8	0,7	0,6	0,5	0,4	0,4	0,3	0,2	0
	1,1	1,2	1,2	1,2	1,2	1,3	1,3	1,2	1	0,8	0,7	0,5
6	2	2	2	2	2,1	2,1	2,1	2	1,8	1,7	1,5	1,4
	1,4	1,2	1	0,9	0,8	0,7	0,6	0,5	0,5	0,4	0,3	0,1
	1,4	1,4	1,4	1,5	1,5	1,6	1,6	1,5	1,2	1	0,8	0,7
7	2,3	2,3	2,3	2,4	2,4	2,5	2,4	2,3	2,2	2	1,8	1,7
	1,6	1,4	1,2	1,1	0,9	0,8	0,7	0,6	0,6	0,5	0,3	0,1
	1,6	1,6	1,7	1,7	1,8	1,8	1,9	1,7	1,5	1,2	1	0,9
8	2,6	2,6	2,6	2,7	2,7	2,8	2,8	2,6	2,5	2,3	2,2	2
	1,8	1,6	1,4	1,2	1,1	1	0,8	0,7	0,7	0,6	0,4	0,2
	1,8	1,9	1,9	2	2	2,1	2,2	2	1,7	1,5	1,2	1
9	2,9	2,9	2,9	3	3,1	3,2	3,1	3	2,8	2,7	2,5	2,3
	2	1,7	1,5	1,3	1,2	1,1	1	0,8	0,8	0,7	0,5	0,2
	2,1	2,1	2,2	2,2	2,3	2,4	2,5	2,3	2	1,7	1,4	1,2
10	3,1	3,2	3,2	3,3	3,4	3,5	3,4	3,3	3,1	3	2,8	2,6
	2,2	1,9	1,7	1,5	1,3	1,2	1,1	1	0,8	0,7	0,6	0,3
	2,3	2,4	2,4	2,5	2,6	2,7	2,8	2,6	2,2	1,9	1,7	1,4

Tabla 6.
Nomograma para el cálculo de la LIO tras cirugía refractiva miópica. Cifra que ha de ser añadida a la potencia calculada utilizando SRK-T, Hoffer Q y Holladay I

refractivo quirúrgico de los valores corneales obtenidos antes de dicha cirugía.

$$K_{post} = K_{pre} - SE_{pre} + SE_{post}$$

SE_{pre}: Equivalente esférico pre-operatorio,

SE_{post}: Equivalente esférico post-operatorio

- Método de la lente de contacto: en ojos operados con láser excímer no ha demostrado una adecuada precisión. El poder dióptrico de la córnea se calcula como la suma de la curva base de una lente de contacto, su poder y su refracción y restándole el equivalente esférico sin la lente de contacto.

$$K_{post} = B + P + R_{lc} - R_g$$

B: Curva base de la LC

P: Potencia de la LC,

R_{lc}: sobrerrefracción con LC,

R_g: Refacción con gafa

- Modificación de la K topoqueratométrica⁴⁷: El método más sencillo es restar el 15% de las dioptrías corregidas al valor ofrecido por el queratómetro: Si el topógrafo arroja un SimK de 37D y la corrección fue de 10D, el valor de la K_{post} será de 37-1,5=35,5D

Tabla 7.
Nomograma para el cálculo de la LIO tras cirugía refractiva hipertrópica
Cifra que ha de ser restada a la potencia calculada utilizando SRK-/T, Hoffer Q y Holladay I

Dioptías corregidas	Longitud axial (mm)											
	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
2	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,6	0,5	0,4	0,2	0
	0,5	0,4	0,4	0,3	0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,1	0	0
	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,5	0,5	0,4	0,3	0,2	0	0
3	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1	0,9	0,7	0,5	0,2	0
	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,5	0,3	0,2	-	-
	0,6	0,6	0,6	0,7	0,7	0,7	0,7	0,5	0,3	0,2	-	-
4	1,4	1,4	1,4	1,4	1,4	1,5	1,4	1,2	0,9	-	-	-
	1,1	0,9	0,7	0,6	0,5	0,4	0,3	0,2	0,1	0	0	0
	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,9	0,6	0,4	0,4	-	-
5	1,8	1,8	1,8	1,8	1,8	1,9	1,8	1,7	-	-	-	-
	1,4	1,1	0,9	0,7	0,6	0,4	0,3	0,2	0,1	0	0	0
	1,1	1,1	1	1	1	1	1	0,7	0,3	-	-	-
6	2,2	2,2	2,2	2,2	2,2	2,5	-	-	-	-	-	-
	1,7	1,3	1,1	0,9	0,7	0,5	0,3	0,2	0	0	0	0
	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	0,7	0,3	-	-	-

Un nuevo método, presentado en la reunión anual de la American Association of Cataract and Refractive Surgeons en 2006⁴⁷ permite calcular el radio posterior de la córnea en función de las dioptrías corregidas. El objetivo es cuantificar la razón cara anterior/cara posterior antes y después de la cirugía. El resultado es que esta razón es bastante constante en todo el rango de córneas no operadas (40,55-47,2):1,25 (+- 0,3) (media y desviación estándar). Tras la cirugía la razón se hace variable, con un incremento proporcional a las dioptrías corregidas, pudiendo ajustarse una relación lineal:

Razón ant/post= 1,257 + 0,032 x dioptrías corregidas en córnea.

Mediante esta fórmula podemos calcular, a partir de un radio de curvatura anterior obtenido por topografía o queratometría, el radio de la cara posterior y a continuación la potencia total de la córnea. Si la Simk es de 37 D, obtenemos el radio anterior:

$$n_2 - n_1 / \text{dioptrías} = 0,3375 / 37 = 9,12 \text{ mm}$$

$$\text{Si aplicamos la fórmula razón ant/Post: } 1,257 + 0,032 \times 10 = 1,58$$

$$\text{Obtenemos } r_{\text{post}} = 9,12 / 1,58 = 5,77 \text{ mm}$$

$$\text{Si lo convertimos a dioptrías: } 1,336 - 1,376 / 5,77 = -6,93$$

$$\text{Calculamos la potencia de la cara anterior: } 0,376 / 9,12 = 41,23$$

$$\text{Sumamos superficies y grosor corneal: } 41,23 + 0,1 - 6,93 = 34,4$$

Ésta es la potencia paraxial real de la córnea.

Métodos empíricos: *Método de Feiz-Mannis:* Se determina primero el poder dióptrico de la LIO tal y como si el paciente no se hubiera sometido a cirugía refractiva. A continuación calculamos el poder dióptrico de la LIO utilizando las lecturas queratométricas Pre-Lasik y la longitud axial medida antes de la cirugía de cataratas. A este valor le añadimos el cambio inducido por el LASIK en el error refractivo dividido entre 0,7.

$$LIO_{\text{post}} = LIO_{\text{pre}} + (\Delta D / 0.7)$$

Método de Maloney: Necesitamos también una topografía corneal, pero a diferencia del método anterior no es necesario conocer la historia refractiva previa del paciente. Calculamos el poder dióptrico central de la córnea (EffRp) y lo modificamos de acuerdo con la siguiente fórmula:

$$K_{\text{post}} = (\text{EffRp} \times 1.114) - 6.1.$$

Método de Hammed: Poder refractivo efectivo ajustado (EffRpadj): El EffRpadj se calcula multiplicando el error refractivo inducido por el LASIK por 0,15 y sustrayendo este valor del medido como poder refractivo efectivo (EffRP) de la topografía corneal.

$$\text{EffRpadj} = \text{EffRp} - (\Delta D / 0.15)$$

Potencia en saco	Potencia en sulcus	Diferencia saco/sulcus	Restar de la potencia del saco
+30.00 D	+28.55 D	-1.45 D	-1.50 D
+29.50 D	+28.09 D	-1.42 D	-1.50 D
+29.00 D	+27.61 D	-1.39 D	-1.50 D
+28.50 D	+27.14 D	-1.36 D	-1.50 D
+28.00 D	+26.67 D	-1.33 D	-1.00 D
+27.50 D	+26.20 D	-1.30 D	-1.00 D
+27.00 D	+25.73 D	-1.27 D	-1.00 D
+26.50 D	+25.26 D	-1.25 D	-1.00 D
+26.00 D	+24.79 D	-1.22 D	-1.00 D
+25.50 D	+24.31 D	-1.19 D	-1.00 D
+25.00 D	+23.84 D	-1.16 D	-1.00 D
+24.50 D	+23.36 D	-1.13 D	-1.00 D
+24.00 D	+22.89 D	-1.11 D	-1.00 D
+23.50 D	+22.42 D	-1.08 D	-1.00 D
+23.00 D	+21.94 D	-1.05 D	-1.00 D
+22.50 D	+21.47 D	-1.03 D	-1.00 D
+22.00 D	+21.00 D	-1.00 D	-1.00 D
+21.50 D	+20.53 D	-0.97 D	-1.00 D
+21.00 D	+20.05 D	-0.95 D	-1.00 D
+20.50 D	+19.58 D	-0.92 D	-1.00 D
+20.00 D	+19.11 D	-0.89 D	-1.00 D
+19.50 D	+18.63 D	-0.87 D	-1.00 D
+19.00 D	+18.16 D	-0.84 D	-1.00 D
+18.50 D	+17.69 D	-0.82 D	-1.00 D
+18.00 D	+17.21 D	-0.79 D	-1.00 D
+17.50 D	+16.73 D	-0.77 D	-1.00 D
+17.00 D	+16.26 D	-0.74 D	-0.50 D
+16.50 D	+15.78 D	-0.72 D	-0.50 D
+16.00 D	+15.31 D	-0.69 D	-0.50 D
+15.50 D	+14.83 D	-0.67 D	-0.50 D
+15.00 D	+14.35 D	-0.64 D	-0.50 D
+14.50 D	+13.88 D	-0.62 D	-0.50 D
+14.00 D	+13.40 D	-0.60 D	-0.50 D
+13.50 D	+12.93 D	-0.57 D	-0.50 D
+13.00 D	+12.45 D	-0.55 D	-0.50 D
+12.50 D	+11.97 D	-0.53 D	-0.50 D
+12.00 D	+11.49 D	-0.50 D	-0.50 D
+11.50 D	+11.02 D	-0.48 D	-0.50 D
+11.00 D	+10.54 D	-0.46 D	-0.50 D
+10.50 D	+10.07 D	-0.43 D	-0.50 D
+10.00 D	+9.58 D	-0.41 D	-0.50 D
+9.50 D	+9.11 D	-0.39 D	-0.50 D
+9.00 D	+8.63 D	-0.37 D	Sin cambio
+8.50 D	+8.16 D	-0.35 D	Sin cambio
+8.00 D	+7.68 D	-0.32 D	Sin cambio
+7.50 D	+7.20 D	-0.30 D	Sin cambio
+7.00 D	+6.72 D	-0.28 D	Sin cambio
+6.50 D	+6.24 D	-0.26 D	Sin cambio
+6.00 D	+5.76 D	-0.24 D	Sin cambio
+5.50 D	+5.28 D	-0.22 D	Sin cambio
+5.00 D	+4.81 D	-0.20 D	Sin cambio

Tabla 8.
Cambio de potencia
implante saco/sulcus

El parámetro EffRP mide la potencia promedio de 3 mm de área corneal central.

Implante en sulcus

Si se decide colocar la LIO en sulcus, se hace necesaria una disminución en la potencia: como la óptica se sitúa más cerca de la córnea su potencia efectiva aumenta.

En la Tabla 8 hemos efectuado esta cálculo para un rango de potencias base entre +30 y +5 D. La potencia corneal central se asume que está dentro del rango de normalidad. La ELP en saco se asume que es de 5,20 mm y en el sulcus de 4,70 mm.

LIO para un trasplante de córnea

No hay ningún método para medir adecuadamente la potencia de la LIO antes de un trasplante de córnea combinado con extracción de catarata e implante de LIO. Esto se debe a que es imposible conocer la potencia central del botón donante previamente a la cirugía. Es mejor realizar la cirugía combinada pero sin implante de LIO. El implante será realizado de manera secundaria. Después de 4-8 meses, cuando la curvatura corneal se ha estabilizado y el astigmatismo corneal ha sido disminuido al máximo se realiza una refracción y una queratometría simulada para obtener la potencia corneal central. La potencia de la LIO se calcula mediante la fórmula de la vergencia refractiva.

Implante piggy-back

Nos referimos con este concepto a la colocación de dos LIOs de materiales diferentes en dos localizaciones distintas. Si la potencia calculada excede la disponible necesitaremos colocar dos LIOs en la misma intervención. Ópticamente sería una LIO especial que consta de dos elementos rotacionalmente simétricos⁴⁸.

En 1993, Gayton fue el primero en describir el implante de dos LIOs en el globo ocular, para proporcionar la potencia adecuada en un caso de microftalmos³⁷.

En casos en que la potencia de la LIO sea mayor a 40D, se requerirán dos implantes para conseguir la emetropía. Esto es así porque la calidad óptica es mejor en presencia de dos implantes alineados comparado con uno solo, cuando las potencias son mayores de 40 dioptrías. Por tanto, el piggy-back se

ha convertido en el método preferido de corrección para hipermetropía extrema y cataratas, además de permitir otro método para la corrección de la pseudofaquia con sobre/infracorrecciones inaceptables. El primer caso se conoce como implante piggy-back primario y el segundo como implante piggy-back secundario⁴⁹.

Implante piggy-back primario

En cuanto al cálculo del poder de la LIO en hipermetropía alta o en casos de implante en piggy-back, no deben utilizarse fórmulas empíricas (SRK-II) ni la SRK-T. Las fórmulas que han dado mejores resultados son de Holladay-II comparada con la Binkhorst-II o la de Hoffer-Collenbrander. Estas dos últimas sobrecorrigien en un 3-5% la potencia calculada de la LIO, cuando el cálculo sale por encima de las 30 D.

Cuando indicamos un piggy-back primario, el cálculo de la LIO se realiza en 6 pasos (Tabla 9). A pesar de todos estos cálculos no son raros los errores refractivos⁴¹.

Implante piggy-back secundario

El implante en piggy-back secundario se utiliza para corregir los errores refractivos en pseudofáquicos. También se benefician de este abordaje los pacientes pseudofáquicos que posteriormente se someten a una queratoplastia penetrante y quedan con un error refractivo alto.

La potencia calculada para un implante piggy-back secundario se basa en la refracción. Para una hipermetropía moderada a alta se coloca una LIO positiva. Para una miopía alta colocamos una LIO negativa. El cálculo de la potencia de la LIO para errores hipermetrópicos se obtiene multiplicando el equivalente esférico por 1,5; y el error miópico multiplicando por 1,3. Por ejemplo, si el resultado del paciente es de +3,5 -0,5 x 180, el equivalente esférico será +3,25, de donde $+3,25 \times 1,5 = 4,87$ y la LIO que se utilizará será de +5D⁴¹.

El uso de la fórmula de vergencia refractiva

Cuando tanto el paciente como el oftalmólogo están descontentos con los resultado de la cirugía, una solución sería colocar un implante en piggyback (LIO original el saco y LIO secundaria en sulcus). Según Holladay, el recambio de la LIO original puede ser peligroso porque puede romper la cápsula u originar una ruptura de la zónula; es más fácil el piggyback que el recambio y el verdadero origen del error refractivo es, frecuentemente, desconocido.

En 1997, Holladay describió el método para calcular la potencia de la LIO en la pseudofaquia y afaquia independientemente de la longitud axial⁴⁸.

Paso 1: Medida de la AXL lo más exacta posible.

Incluso un pequeño error en la AXL puede originar un error refractivo postoperatorio significativo.

Paso 2: Cálculo de la LIO que se necesita en el plano del saco capsular.

En el caso de la hipermetropía extrema es recomendable la fórmula Holladay-II. La Hoffer-Q o la Haigis (optimizada para las 3 constantes) también son adecuadas. Otras fórmulas teóricas de 3ª generación (SRK-T y Holladay-I) arrojan un apotencia dióptrica menor que la que se necesita y originan hipermetropía postoperatoria. Ello se debe a que las fórmulas basadas en 2 variables estiman la ELP basándose solamente en la potencia refractiva corneal central y en la AXL.

Para comenzar, debemos calcular la potencia total en el saco capsular. Se debería operar primero el ojo no dominante con una refracción deseable de -0,75 D. En la cirugía del ojo dominante podemos afinar, utilizando el ojo no dominante como guía.

	OD	OS
Potencia total requerida en saco	+47 D	+ 46 D
Refracción deseada	-0,75 D	-0,25 D

Paso 3: Calcular la potencia residual.

	OD	OS
Potencia total requerida en saco	+47 D	+ 46 D
Potencia máxima disponible en saco	-30 D	- 30 D
Potencia restante requerida (saco)	+17	+16

Se requiere una potencia adicional de +17.00 D en el saco capsular para el ojo derecho y de + 16 para el izquierdo.

Paso 4: Ajustar la potencia para la LIO a colocar en sulcus.

Debido a su posición más anterior, una LIO en sulcus tiene mayor potencia que en el saco. Por ello, debemos ajustar la potencia calculada.

La reducción de potencia que se necesita se calcula mediante la fórmula de vergencia refractiva.

Potencia residual en saco	Ajuste en sulcus
+30 a +25,50 D	Restar -1,50 D
+25 a +15,50 D	Restar -1,00 D
+15 a + 8,50 D	Restar -0,50 D
+8 a +1	No cambio

Paso 5: Calcular la potencia de la LIO anterior

	OD	OS
Potencia restante en saco	+17 D	+16 D
Ajuste potencia en sulcus	-1 D	-1 D
Potencia restante requerida sulcus	+ 16 D	+ 15 D

Paso 6: Seleccionar el par de LIOs adecuado.

Es recomendable utilizar LIOs de distintos materiales para disminuir el riesgo de dispersión pigmentaria, defectos de transluminación, uveítis intermitente, glaucoma u opacificaciones interlenticulares.

LIO a implantar	OD	OS
Saco	+30 D	+30 D
Sulcus	+16 D	+15 D

Cuando surgen desviaciones refractivas significativas, la fórmula de vergencia refractiva es muy útil para comprender la cantidad de potencia óptica que debe ser añadida o sustraída en un ojo a nivel de cámara anterior, sulcus o saco.

La potencia de la LIO que se debe implantar se determina de la siguiente manera:

$$IOLe = \frac{1336}{\frac{1336}{1000} - ELP} - Ko - V \quad \text{o} \quad \frac{1336}{\frac{1336}{1000} - ELP} - Ko - V$$

- ELP = Posición efectiva de la lente.
- Ko = Potencia corneal neta.

Tabla 9.
Cálculo de la LIO en piggy-back primario

- IOL e = Potencia de la LIO.
- V = Distancia al vértex.
- PreRx = Refracción preoperatoria.
- DPostRx = Refracción postoperatoria deseada.

La ELP es la distancia desde el plano principal secundario de la córnea al plano principal de la LIO. La potencia queratométrica de la córnea (Kk) se puede convertir a potencia óptica neta de la córnea (Ko) de la siguiente manera: $Ko = Kk * 0,98765431$.

Supongamos que en vez de colocar una LIO de +15 colocamos por error una LIO de +18 (en saco capsular, ELP = 5,55 mm). El paciente ha quedado más miope de lo que esperábamos (-3,25 D). Con la queratometría postoperatoria de 44.25/44.75 x 090, la fórmula de vergencia refractiva arroja una LIO de -4 D en sulcus (ELP = 4,80), para lograr una refracción de -0,25 D.

Esta fórmula también funciona en el ojo afáquico. Si un paciente afáquico tiene una refracción de +12,50 D (distancia al vértex de 10 mm) y una queratometría de 45.00/45.00 x 090, deberíamos colocar una LIO de CA de +19.50 D (ELP = 3.50 mm) para lograr una refracción postoperatoria de -0,25 D.

Recambio de LIO

Si finalmente decidimos realizar un recambio de la LIO previamente implantada, podemos utilizar el nomograma mostrado en la Tabla 10. La LIO puede calcularse fácilmente en función de la refracción postoperatoria.

Tabla 10.
Correcciones para recambio de LIO

EE preoperatorio (D)	Hipermetropía residual, aumento de potencia de la LIO(D)	Miopía residual, disminución de potencia de la LIO(D)
1	0,21	0,68
1,50	1,04	1,26
2	1,87	1,84
2,50	2,70	2,42
3	3,53	3,00
3,50	4,36	3,58
4	5,19	4,16
4,50	6,02	4,74
5	6,85	5,32
5,50	7,68	5,90
6	8,51	6,48

D=Dioptrías; EE: Equivalente esférico
Nota: Valores absolutos de EE

ción postoperatoria. Por ejemplo, si la refracción postoperatoria es +4D tras un implante de 20D, la potencia ajustada para el recambio de la LIO sería: $20+5,19=25,19D$. Si la refracción postoperatoria es -4D, la potencia será: $20-4,16=15,84D$ ⁴⁹.

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 ambliopía^{50,51}.

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)⁵².

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 LIO⁵³⁻⁵⁵ a pesar de la respuesta inflamatoria que produce^{56,57}.

Existen tres opciones al implantar una LIO en un niño:

- Conseguir la emetropía en el momento que se implanta.
- Conseguir la emetropía cuando sea un adulto.
- Implantar una LIO estándar.

Holladay³ recomienda implantar una LIO que consiga la emetropía independientemente de la edad, pues prefiere un niño que sea miope de adulto a un niño hipermetrope que sea un adulto emétrope pero amblope.

También existe controversia sobre el efecto de la cirugía sobre la ALX, pues hay autores que afirman que la cirugía elonga el globo ocular^{57,58}, otros que existe un acortamiento y también los hay que concluyen que no varía⁵⁹⁻⁶².

La mayoría publican que tras la intervención se produce un aumento de la miopía⁶³⁻⁶⁵. 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, SRKT, Holladay y Hoffer Q⁶⁶,

otros obtienen los mejores resultados con la SRK⁶⁷ o la SRK II⁶⁸. 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, Tromans⁶⁹ concluye que es preciso diseñar una fórmula específica para casos pediátricos.

Conclusiones

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, 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 visión 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.
- Holladay JT, Prager TC. Accurate ultrasonic biometry in pseudofakia. *Am J Ophthalmol* 1989;107:189-90.
- 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).
- 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, Hitzinger 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).
- Axial eye length measurements (A-scan biometry) in Byrne SF, Green RL. *Ultrasound of the eye and orbit*. St Louis, Mosby, Second Edition, 2002.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Pontuchova 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.
- 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.
- Mendicutte J, Aramberri J. Ojo corto. In: Mendicutte J, Aramberri J, Cadarso L, Ruiz M. *Biometría, fórmulas y manejo de la sorpresa refractiva en la cirugía de catarata*.

- ta. Madrid: Tecnimedia Editorial, 2000. Registry 2001. *J Cataract Refract Surg* 2001;27:143-6.
21. 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.
 22. 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.
 23. 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.
 24. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993;19:700-12.
 25. 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.
 26. Haigis W. IOL calculation according to Haigis. 1997. Disponible en: <http://www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/uslab/iolxt/haie.htm>.
 27. Holladay JT, Praeger TC, Chandler TY, et al. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988;14:17-24.
 28. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. *Am Intraocular Implant Soc J* 1980;6:51-5.
 29. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1997;23(9):1356-70.
 30. Norrby S. Using the haptic plane concept and thick-lens ray tracing to calculate intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:1000-5.
 31. Preussner PR, Wahl J, Weitzel D. Topography based intraocular lens power selection. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:525-33.
 32. Olsen T, Oleson H, Thim K. Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 1990;16:587-90.
 33. Hill W, Frazier S. Complex axial length measurements and unusual IOL power calculations. *Focal points* 2004;22(9):1-18.
 34. Drews RC. Results in patients with high and low power intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 1986;12:154-7.
 35. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. *J Cataract Refract Surg* 2000;26(8):1233-7.
 36. 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.
 37. Gayton JL, Sanders VN. Implanting two posterior chamber intraocular lenses in a case of microphthalmos. *J Cataract Refract Surg* 1993;19:776-7.
 38. Berges O, Puech M, Assouline M, Letenneur L, Gastellu-Etchegorry M. B-mode-guided vector-A-mode versus Amode biometry to determine axial length and intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg* 1998;24(4):529-35.
 39. Preussner PR, Wahl J, Lahdo H et al. Ray tracing for intraocular lens calculation. *J Cataract Refract Surg* 2002;28:1412-9.
 40. Y. Iribarne, J. Ortega Usobiaga, S. Sedó, M. Fossas, P. Martínez Lehmann, C. Vendrell. *Annals d'Oftalmologia* 2003;11(3):152-65.
 41. Aramberri J, Mendicute, Ruiz M, Ostolaza JI. Facoemulsificación con doble implante (piggyback) en el ojo corto. *Microcirugía ocular* 1998;6:55-60.
 42. 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).
 43. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1997;23:1356-70.
 44. 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.
 45. Mesa JC, Martí T, Arruga J. Cálculo del poder dióptrico de la lente intraocular (LIO) tras cirugía refractiva. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2005;80:699-704.
 46. Koch DD; Wang L. Calculating IOL power in eyes that have had refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:2039-42.
 47. Holladay JT. Advanced IOL power calculations. No publicada, presentada en ASCRS, San Francisco 2006.
 48. Holladay JR. Achieving emmetropia in extremely short eyes with two piggyback posterior chamber intraocular lenses. *Ophthalmology* 1996;103:1118-23.
 49. Jin W, Crandall A, Jones J. Intraocular lens exchange due to incorrect lens power. *Ophthalmology* 2007;114:417-24.
 50. Markan RH, Bloom PA, Chandna A, Newcomb EH. Results of intraocular lens implantation in pediatric aphakia. *Eye* 1992;6:493-8.
 51. 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.
 52. Metz H. Keeping glasses on an infant. *J Pediatr Ophthalmol* 1972;9:250-2.
 53. Serra I, Salinas E, Harto M. Actitud terapéutica frente a las cataratas congénitas. *Microcirugía ocular* 1996;4:11-5.

54. Menezo JL, Taboada J, Pérez-Torregrosa V. IOL implantation in children: 17 years' experience. *Eur J Implant Ref Surg* 1994;6:251-6.
55. Harto MA, Serra I, Menezo JL. Tratamiento quirúrgico de las cataratas congénitas. Estudio retrospectivo. *Arch Soc Esp Oftalmol* 1997;72:623-8.
56. Baker JD, Hiles DA, Morgan KS. Visual rehabilitation of aphakic children. *Surv Ophthalmol* 1990;34:366-84.
57. Yorston D, Wood M, Foster A. Results of cataract surgery in young children in east Africa. *Br J Ophthalmol* 2001;85(3):267-71.
58. van Balen AT, Koole FD. Lens implantation in children. *Ophthalmic Pediatric Genet* 1988;9:121.
59. Rasooly R, Benezra D. Congenital and traumatic cataract. The effect on ocular axial length. *Arch Ophthalmol* 1988;106:1066-9.
60. von Noorden GK, Lewis RA. Ocular axial length in unilateral congenital cataract and blefaroptosis. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1987;28:750.
61. Wilson JR, Fernández A, Chandler CV. Abnormal development of the axial length of aphakic Money eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1987.
62. 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.
63. Peterseim MW, Enyedi MD, Freedman SF, Buckley EG. Refractive changes following pediatric IOL implantation. Presentado en el meeting de la AAPO, 1996.
64. Huber C. Increasing myopia in children with intraocular lens (IOL): and experiment inform deprivation myopia? *Eur J Implant Refract Surg* 1993;5:154-8.
65. MacClatchey SK, Park MM. Miopic shift after cataract removal in childhood. *J Ped Ophthalmol Strabismus* 1997;35:
66. 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.
67. 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.
68. 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.
69. Tromans C, Haigh PM, Biswas S, Lloyd IC. Accuracy of intraocular lens power calculation in paediatric cataract surgery. *Br J Ophthalmol* 2001;85(8):939-45.