



# Revista Mexicana de Oftalmología

www.elsevier.es



## ► Artículo original

# ¿Cómo evitar la sorpresa refractiva? (3ª parte). Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares en casos especiales

*Avoiding the refractive surprise (3<sup>rd</sup> part). As calculation of the dial power of intraocular lenses in special cases*

Ariel Prado-Serrano, Esmeralda Velázquez-Mendoza, Jiny Tatiana Camas-Benítez.

Servicio de Oftalmología, Hospital General de México. México D.F., México.



### Palabras clave:

Lente intraocular, biometría, queratometría, seudo-faquia, silicón, México.

### ► Resumen

La cirugía de catarata ha evolucionado en las últimas décadas para poder mejorar la recuperación visual y el grado de satisfacción de los pacientes, por lo que el objetivo terapéutico original, mejorar la visión, ha sido sustituido por uno nuevo, mejorar la visión sin corrección óptica. Sin embargo, por mucho que se domine la técnica quirúrgica de facoemulsificación, si no se realiza un cálculo adecuado de la potencia dióptrica del lente intraocular (LIO) en base a una adecuada queratometría y biometría, la correcta selección de la fórmula y la constante de fabricación del LIO, el paciente no verá satisfactoriamente.

Se presenta la tercera y última parte de una revisión sobre los conceptos biométricos actuales en situaciones especiales como

### ► Abstract

*Cataract surgery has improved in recent years in order to better recover visual function and patients' satisfaction. The original treatment goal, to improve vision, has now shifted to improve vision without optic correction, however, no matter the phacoemulsification technique we master, if we do not calculate the dioptric power of the intraocular lens accurately, based in a careful keratometry and biometry, and the adequate formula and correct intraocular lens constant the patient will not see well.*

*The third and last part of a review of biometry basics used for calculating intraocular lens power in special cases, such as previous vitrectomized and eyes filled with silicone oil and implant exchange due to refractive surprise is presented.*

### Keywords:

Intraocular lens, biometry, keratometry, pseudophakic, silicon, Mexico.



lo son los ojos vitrectomizados, la existencia de silicón intraocular y cálculo enseudofaquia con sorpresa refractiva.

## Objetivos

*Realizar una revisión bibliográfica del cálculo de poder dióptrico de lente intraocular en situaciones especiales, como lo son los ojos vitrectomizados, la existencia de silicón intraocular y cálculo enseudofaquia con sorpresa refractiva.*

## ► 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 del lente intraocular (LIO), si se desea 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 LIOs. De ellos, destacan fundamentalmente la exactitud en la medición del poder dióptrico corneal (queratometría) y una buena técnica de medición del diámetro antero posterior (biometría), la exactitud de las fórmulas, las constantes de cada modelo del LIO y una buena predicción preoperatoria de la profundidad de cámara anterior, especialmente en el caso del pseudofaco.<sup>1</sup>

Con dichos parámetros cada oftalmólogo estará en disposición de elegir el LIO más adecuado para cada caso particular, elección que se complica en ojos con longitudes axiales extremas, en pacientes con cirugía ocular previa (trasplante de córnea, cirugía refractiva), como se comentó en las dos publicaciones previas, o en casos de ojos vitrectomizados con o sin silicón intraocular afaquia o pseudofaquia, cuando es necesario recambiar el LIO por un error refractivo previo y en los niños,

situaciones particulares estas últimas que serán analizadas en el presente trabajo.<sup>2</sup>

## ► Cálculo en ojos vitrectomizados

En el momento actual se practican un gran número de vitrectomías, es bien conocido que la cirugía vítreoretiniana puede ser causa de aparición o progresión de una catarata (iatrogenia, gases y aceite de silicón o patología subyacente, entre otras), siendo su extracción aconsejada debido al buen potencial de visión que pueden conservar muchos de estos ojos.<sup>3</sup>

La correcta medida de la longitud axial o biometría es uno de los factores más importantes en el cálculo en ojos vitrectomizados, siendo la dificultad más importante calcular con exactitud el poder del LIO, debido a que en la medición de la longitud axial pueden concurrir varias circunstancias que van a condicionar esta determinación con precisión:<sup>4</sup>

- Cavidad vítrea rellena de fluido.
- Cavidad vítrea rellena de gas o silicón.
- Catarata intumesciente por ruptura de la cápsula posterior durante la vitrectomía.
- Alteraciones del segmento posterior condicionadas por el propio proceso, que darán lugar a variaciones estructurales del mismo y que determinarán dificultades de diversa índole en el cálculo biométrico, como pueden ser el edema macular cistoide, un levantamiento retiniano parcial o membranas epirretinianas, entre otras.<sup>4,5</sup>

## ► Biometría previa a la vitrectomía

Se considera necesario realizar un cálculo biométrico a cualquier paciente que va a ser intervenido de vitrectomía,<sup>6</sup> hecho que va a evitar realizar una medición a través de medios de distinta transmisión acústica a la que se dan en ojos normales,

especialmente si están rellenos con aceite de silicón, en los que la extracción del aceite va a ser la norma en la mayoría de los casos.<sup>7</sup>

Un problema especial es aquel ojo en el que además de introducir aceite de silicón, se realiza retinopexia, en cuyo caso existirá miopización, en cierto grado imprevisible, que el cerclaje escleral va a ocasionar. En esta situación habrá que contrastar los resultados de la biometría previa (aplicado un factor de corrección por la miopización del exoplante), con la biometría hecha tras la vitrectomía con aceite de silicón.

### ► Biometría posterior a vitrectomía

Ojo vitrectomizado sin recambio de fluidos

En un ojo fático al que se le ha practicado una vitrectomía simple sin introducción de substitutos vítreos, la medida de la longitud axial debe practicarse como en uno normal, y el cálculo del LIO se realizará de forma habitual al ser iguales las velocidades de transmisión del vítreo (1 552 m/seg) y del contenido de la cavidad vitrectomizada (suero o humor acuoso), siendo posible utilizar la velocidad media de transmisión a través del ojo de 1 550 o 1 555 m/seg.<sup>7</sup>

Ojo vitrectomizado con recambio de fluidos

En la medida de la longitud axial y el cálculo de LIO en un ojo con substitutos vítreos, es posible encontrar dos circunstancias determinadas por el tipo de substitutivo vítreo empleado:

- Ojo fático con gas en cámara vítrea

Es especialmente difícil obtener lecturas fiables cuando en el segmento posterior se encuentra aire o gas, dado que la interface que producen estos elementos va a producir un pico de extremada reflectividad del ultrasonido, con la consiguiente atenuación posterior del mismo que impide visualizar el eco retiniano. Además, en ocasiones las cataratas inducidas por gases en la cámara vítrea, especialmente las producidas por tamponados de corta duración como el hexafluoruro de azufre, son reversibles cuando ocurre la reabsorción de los mismos, por lo que siempre que la situación lo permita lo conveniente sería esperar a que desaparezca el gas.<sup>8</sup>

Cuando la duración del gas será prolongada y la cirugía de la catarata no pueda ser demorada, se deben adoptar las siguientes medidas:

- Modificar la velocidad de transmisión media y emplear 534 m/seg, en vez de la habitual 1 555 m/seg.
- Emplear ganancias más elevadas para intentar evitar la pronunciada atenuación del ultrasonido, y posibilitar la aparición del eco de retina.
- Visualiza los ecogramas generados para evitar tomar medidas erróneas.
- En ojos con la cavidad vítrea parcialmente rellena de aire o gas puede ser muy difícil o imposible obtener datos fiables. En ocasiones, sin embargo, es posible tomar medidas que varían con la posición de la cabeza y consiguientemente del ojo del paciente, esquivando así la burbuja de gas.

La forma más exacta es trabajar con cursores (*gates*) y modificar selectivamente la velocidad de transmisión de los ultrasonidos en la cavidad vítrea (entre el pico de cápsula posterior y pico de retina).

Otra manera de cálculo es modificar la velocidad media de transmisión a través de todo el globo ocular. En el ojo normal se usa una velocidad media de 1 555 m/seg, y en el caso de un ojo fático relleno de aceite de silicón habrá que usar 1 139 m/seg, y si el ojo es afático emplear 1 052 m/seg.

Siempre que sea posible se retirará primero el aceite de silicón antes de implantar el LIO, para poder realizar una biometría en un ojo sin substitutos vítreos. Si está planeada en un mismo acto quirúrgico la extracción del aceite de silicón y de la catarata, se debe realizar la medición de la longitud axial de manera previa, con los métodos indicados anteriormente.

En ojos con longitud axial elevada y con aceite de silicón, puede ser muy difícil la obtención de ecogramas fiables, si se utilizan biómetros con frecuencias de 10 a 12 MHz, ya que la penetración estará limitada. En esta situación se deben emplear sondas con una frecuencia 8 MHz, que tienen una mayor penetración.<sup>9,10</sup>

También es posible encontrar problemas cuando el silicón rellena de forma parcial la cavidad vítrea. En estos casos, lo mejor es realizar la exploración con el paciente sentado: el aceite se desplazará hacia arriba y será posible encontrar un pico en la interface aceite de silicona/líquido. Cuando

el aceite de silicón está emulsificado, se forman múltiples gotitas, produciéndose ecos de alta reflectividad y una gran atenuación, que hacen imposible la visualización del eco retiniano.<sup>9,10</sup>

## ► Afaquia y pseudofaquia

El cálculo del LIO en la afaquia se puede realizar de dos formas:

1. Utilizando fórmulas que requieren de la medición del diámetro antero posterior del globo ocular y queratometrías.
2. Mediante fórmulas que sólo requieren la refracción, y en algunos casos el valor queratométrico.

La biometría se realiza empleando dos cursores y una velocidad de transmisión de 1 532 m/seg. A diferencia del ojo fático, en el que sólo se dispone del eco retiniano como referencia para valorar el alineamiento.<sup>11</sup>

En el ojo pseudofático se obtienen tres picos en el ecograma: córnea, LIO y retina. Se realiza una biometría por inmersión en modo pseudofático a 1 532 m/seg (la velocidad del modo fático), y se añade un factor de corrección según la velocidad del ultrasonido a través del implante. Esta biometría tiene la ventaja de realizar las medidas independientemente de los errores de la velocidad, originados por diferencias en la longitud axial, siendo importante recordar bajar la ganancia para evitar la reduplicación de ecos.<sup>11,12</sup>

Holladay propone la siguiente ecuación para medir los ojos pseudofáticos:

$$\text{Longitud axial AXL} = \text{AAL } 1\,532 + (\text{FC} \times T).$$

Donde AXL es la longitud axial verdadera, AAL 1 532 es la longitud axial medida a 1 532 m/seg, FC es el factor de conversión específico del material y T es el grosor central del implante. Se obtiene de esta manera una medida muy aproximada de la longitud axial verdadera o AXL.<sup>12</sup>

Los factores correctores para LIO acrílicas y de polimetil metacrilato (PMMA) serán positivos, y para LIO 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 del LIO, que puede obtenerse directamente del fabricante.<sup>13</sup>

- LIO acrílicas: la velocidad del ultrasonido a través de LIO acrílica a la temperatura del ojo (35°C) es de 2 180 m/seg. Como esta

velocidad es mayor a 1 532 m/seg, la longitud axial será menor que la real. Sin embargo, si se conoce la velocidad del ultrasonido a través de un material acrílico y el grosor central del LIO, es posible estimar su contribución a la medida del diámetro antero posterior promedio.<sup>14-17</sup>

Primero, se debe calcular un factor de conversión cuando la medida se realiza a 1 532 m/seg, que para una lente acrílica es:  $1 - (1\,532 / 2\,180) = 0.2972$  (o 0.30). Por tanto, ajustando la velocidad del ultrasonido a 1 532 m/seg, la longitud axial verdadera (TAL) de un ojo con LIO acrílica se calcula añadiendo dicha longitud aparente a 1 532 m/seg al factor de conversión, multiplicado por el grosor de LIOs:  $\text{TAL Acrílica} = \text{AAL } 1\,532 + (0.30 \times T)$ .

Por ejemplo, si un ojo pseudofático con LIO acrílica de + 22 Dioptrías (D) y 6 mm de diámetro, a una velocidad de 1 532 m/seg, tiene una longitud axial de 24 mm, la longitud axial verdadera será:  $\text{TAL} = 24 + (0.30 \times 0.86) = 24.26 \text{ mm}$ .

- Lentes de PMMA: la velocidad de ultrasonido a través del PMMA a la temperatura del ojo (35°C) es de 2 780 m/seg. Como esta velocidad es mayor que 1 532 m/seg, la longitud axial medida será más baja que la real, debiéndose realizar el siguiente cálculo:  
 $1 - (1\,532 / 2\,780) = 0.4489$ , o 0.45.  $\text{TAL PMMA} = \text{AAL } 1\,532 + (0.45 \times T)$

## ► Silicón intraocular

La velocidad del sonido en un medio está inversamente relacionada con el índice refractivo del medio. Como el silicón tiene un índice más alto que el vítreo, reduce la velocidad de sonido. Por ejemplo, la velocidad del sonido en el aceite de silicón es de 986 m/seg comparada con 1 532 m/seg en acuoso, por lo que es muy importante ajustar esta velocidad antes de llevar a cabo la biometría.<sup>1,2,4</sup>

Existen dos tipos de aceite de silicón según su peso molecular:

- Silicón 1 000 centistokes (cts): atenúa la velocidad del ultrasonido a la mitad (980 m/seg) y enlentece la velocidad de retorno, de manera que los ecos son difíciles o imposibles de obtener.
- Silicón 5 000 cts: tiene una densidad mayor y atenúa la velocidad de ultrasonido a 1 040 m/seg. Es muy típico obtener diámetros

antero posteriores muy altos, lo que supone un desafío en la medición de estos ojos, ya que el silicón atenúa la velocidad de ultrasonido a 980 o 1 040 m/seg, de tal forma que si se utiliza el modo fáquico se obtendrá un error refractivo final de +6 a +7D. Para evitar este problema es conveniente utilizar el siguiente método: el diámetro de la cámara anterior y el grosor del cristalino se miden y se restan al valor del diámetro de la longitud axial, lo que dará la profundidad de la cámara vítrea medida a 1 532 m/seg = longitud axial - (diámetro de la cámara anterior + grosor del cristalino).

Profundidad de la cámara vítrea real = (980/1 532) profundidad de la cámara vítrea medida a 1 532 m/seg.

Longitud axial real = profundidad de la cámara vítrea real + diámetro de la cámara anterior.

El índice refractivo del aceite de silicona (1 403.4) es diferente al del humor vítreo (1 336). Algunos autores aconsejan añadir 2-2.5D a la potencia dióptrica calculada en lentes de PMMA plano-convexas, y 5-6D para lentes biconvexas.<sup>3</sup>

Otro elemento a ser tomado es la elección de un LIO plano-convexo, porque la superficie anterior únicamente es responsable del poder refractivo del LIO, dado que el poder refractivo de la superficie posterior depende de la diferencia entre los índices del LIO y el vítreo o material sustituto, y como el silicón posee un índice más alto, el poder refractivo posterior del lente es reducido.<sup>5,6</sup>

Holladay recomienda no colocar lentes biconvexas en estos pacientes, sino lentes plano-convexas, con la superficie plana orientada a la cavidad vítrea y preferiblemente sobre una cápsula posterior intacta. De esta manera, el silicón no alterará la potencia refractiva de la superficie posterior del LIO. Por el contrario, un LIO biconvexa de +20D perdería entre un tercio y la mitad de su potencia refractiva, si llega a contactar con el aceite de silicón.<sup>8</sup>

## ► Conclusión

La selección inadecuada de la potencia dióptrica de un LIO es la causa de la llamada “sorpresa refractiva”, que por su origen es doble, para el paciente y para el cirujano.

La incidencia de errores refractivos tras la cirugía de cristalino con implante de un LIO ha

disminuido en los últimos años, en parte a la uniformidad de la técnica quirúrgica, disminución de complicaciones y la utilización de fórmulas de tercera y cuarta generación, así como mayor experiencia en el cálculo y la implementación de la versión del software 5.4 de la interferometría de coherencia óptica, cuando la opacidad del cristalino y/o medios no son mayores a LOCS 3 (clasificación sintetizada de la opacidad de lente, por sus siglas en inglés).

La optimización de todo el procedimiento permite alcanzar actualmente resultados cercanos al 90% en +/- 1D y al 100% en +/- 2D, sin embargo, ocasionalmente se puede encontrar una sorpresa refractiva especialmente en ojos con valores queratométricos y longitudes axiales extremas, siendo la solución el recambio del LIO.

## ► Actitud ante la sorpresa refractiva

El implante de LIOs supuso un gran avance en la cirugía de la catarata, por permitir una mayor recuperación visual del paciente, aumentando así su grado de satisfacción. Por todo ello, consideramos que es importante conocer y saber interpretar los distintos métodos de medición necesarios para poder conseguir el objetivo tras la intervención de cataratas: devolver la vista al paciente, dependiendo lo menos posible de una corrección con anteojos.

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 longitud axial y la queratometría, así como el registro de la potencia del LIO implantado y la historia clínica del paciente, se debe considerar la extracción y sustitución del LIO implantando, la potencia dióptrica apropiada, aunque gracias a la cirugía refractiva lamelar, se pueden solucionar algunos casos.

Sin embargo, a pesar de la mejoría de las técnicas de exploración preoperatoria, queratometría con queratómetros manuales, autoqueratómetros y hasta el Pentacam, la medida exacta de la longitud axial por ecografía con técnica de inmersión o mediante interferometría óptica de coherencia parcial, el desarrollo de fórmulas, la correlación con las constantes de cada modelo e inclusive la personalización de la posición efectiva del LIO, la posibilidad de un resultado refractivo inadecuado





sigue existiendo. Hecho que se ve influenciado importantemente por todos los parámetros inherentes a dicho cálculo del poder dióptrico del LIO, mencionados a lo largo de estos tres trabajos, una inadecuada técnica quirúrgica o un mal posicionamiento del LIO, que pocas veces es tomado en cuenta o bien, a causas posquirúrgicas como un desplazamiento anterior o posterior del LIO sobre el eje visual.

Siendo evidente que una sorpresa refractiva es multifactorial, en específico se han señalado los elementos básicos y los casos especiales del cálculo del poder dióptrico del LIO, pero en general nunca será suficiente insistir en el establecimiento de un proceso de comunicación y entendimiento entre el oftalmólogo y el paciente. Proceso que bien realizado llevará a una conclusión racional del *qué, cómo y por qué* de un resultado refractivo posoperatorio indeseado en la función visual del paciente y en aquel oftalmólogo que, realiza la cirugía.

## Referencias

1. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1992;18:125-129.
2. Longstaff S. Factors affecting intraocular lens power calculation. *Trans Ophthalmol Soc U K* 1986;105:642-646.
3. Holladay J. Biometría con ecografía modo A y cálculo de la potencia refractiva de LIO. *Focal Points* (ed. Highlights of Ophthalmology Int) 1997;1:13-18.
4. Shammas H. *Atlas of Ophthalmic Ultrasonography and Biometry*. St Louis. Mosby. 1984. 68-69.
5. Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1989;15:425-428.
6. Binkhorst RD. The accuracy of ultrasonic measurement of the axial length of the eye. *Ophthalmic Surg* 1981;12:363-365.
7. Jansson F, Kock E. Determination of the velocity of ultrasound in the human lens and vitreous. *Acta Ophthalmol* 1962;40:420-426.
8. Ghoraba H, El-Dorghamy A, Atia A, et al. The problems of biometry in combined silicone oil removal and cataract extraction: a clinical trial. *Retina* 2002;22(5):589-596.
9. Hoffmann PC, Hütz WW, Eckhardt HB, et al. Intraocular lens calculation and ultrasound biometry: immersion and contact procedures. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 1998;213:161-165.
10. Martínez P, Grau M, Fontela JR, et al. Biometría y cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares. *Annals Ophthalmol* 1998;8:22-29.
11. Holladay JT, Prager TC. Accurate ultrasonic biometry in pseudofakia. *Am J Ophthalmol* 1989;107:189-190.
12. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, et al. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988;14:17-24.
13. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M. Biometría con ecografía modo A y cálculo de la potencia refractiva de LIO. *Focal Points* (ed. Highlights of Ophthalmology Int) 1997;1:3-12.
14. Holladay JT, Prager TC. Accurate ultrasonic biometry in pseudophakia. *Am J Ophthalmol* 1993;115:536-537.
15. Siahmed K, Muraine M, Brasseur G. Optic biometry in intraocular lense calculation for cataract surgery. Comparison with usual methods. *J Fr Ophtalmol* 2001;24:922-926.
16. Fyodorov SN, Galin MA, Linksz A. Calculation of the optical power of intraocular lenses. *Invest Ophthalmol* 1975;14:625-628.
17. Mendicute J, Aramberri J. Ojo corto. En: Mendicute J, Aramberri J, Cadarso L, et al (editores). *Biometría, fórmulas y manejo de la sorpresa refractiva en la cirugía de catarata*. Madrid. Tecnimedia Editorial. 2000. 149-152.