

## Buscando resultados ópticos óptimos en la cirugía de cristalino

David Flikier, M.D.  
david@flikier.com  
Instituto de Cirugía Ocular  
San José, Costa Rica

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

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

En los siguientes párrafos se explicarán los motivos de este resultado inadecuado y las medidas a tomar en todo paciente que se someterá a una cirugía de catarata o facorefractiva y entenderemos el por qué de las fórmulas y permitiremos decidir cuál utilizar.

A la hora de calcular el poder del lente intraocular, las formulas teóricas y derivadas, necesitan obtener tres puntos fundamentales para definir el valor del lente intraocular.

Estos tres factores son:

- 1- la longitud axil
- 2- el poder refractivo de la córnea
- 3- definir la posición efectiva del lente intraocular, para que con los dos datos anteriores poder calcular el poder del LIO requerido, colocado en esta posición, para obtener el resultado óptico deseado.

El factor de error en la determinación de la longitud axil<sup>11,12,13,15,16,28</sup>, era de gran importancia en la era de la biometría por contacto, produciéndose errores de hasta 0.3 mm solo en el factor de compresión corneal y con gran variación interusuario<sup>7</sup>. Este factor ha disminuido notablemente al aparecer los nuevos equipos de biometría óptica<sup>4</sup>.

El poder refractivo de la córnea, es uno de los principales factores de error, debido a que rutinariamente se toma como poder corneal la queratometría o el poder estimado de la córnea a partir de la medición del radio de curvatura corneal anterior. Este valor es adecuado solo en córneas con asfericidades normales, y con relaciones entre el radio posterior y anterior de  $\pm 82.2\%$ . El índice utilizado para determinar de acuerdo al radio de curvatura corneal anterior, es variable según el equipo utilizado, considerándose el más adecuado de 1.3315 (utilizados por Haigis y Olsen), correspondiente al índice de relación de radios posterior anterior de 82.2%. Los queratómetros que utilizan el índice de 1.3375, sobreestiman el poder corneal real en promedio de 0.8 D. Los programas que utilizan este índice de refracción estimado, inducen un factor de corrección para obtener valores más adecuados de cálculo del lente intraocular. El ojo esquemático de Gullstrand, utiliza como radios de curvatura posterior/anterior de 6.8/7.7 equivalente al 88.31%, muy por arriba de la relación normal.

Las nuevas fórmulas de cálculo de lente intraocular utilizarán valores del poder real más exactas y modificarán el índice de refracción corneal estimado de  $\pm 1.3315$ , o los reales de la interfase aire-córnea y córnea-humor acuoso.

Si se utilizan valores obtenidos por queratometría, a pesar de estar corregidos para el factor de estimación del índice de refracción, si existe una variación de la asfericidad corneal, aberración esférica, o de la relación posterior-anterior de los radios de curvatura corneal, este poder queratométrico estimado ya no es el real, produciendo un error directamente en el poder del LIO calculado.

Como el queratómetro mide un área paracentral variable según el queratómetro de 1.8 a 3.2 mm, no logra medir el poder central y por lo tanto un aplanamiento central, indicando un aumento positivo de la asfericidad corneal, producirá una medida de un poder mayor del real de la queratometría, induciendo el cálculo de un LIO de menor poder y dejando una hipermetropía residual.

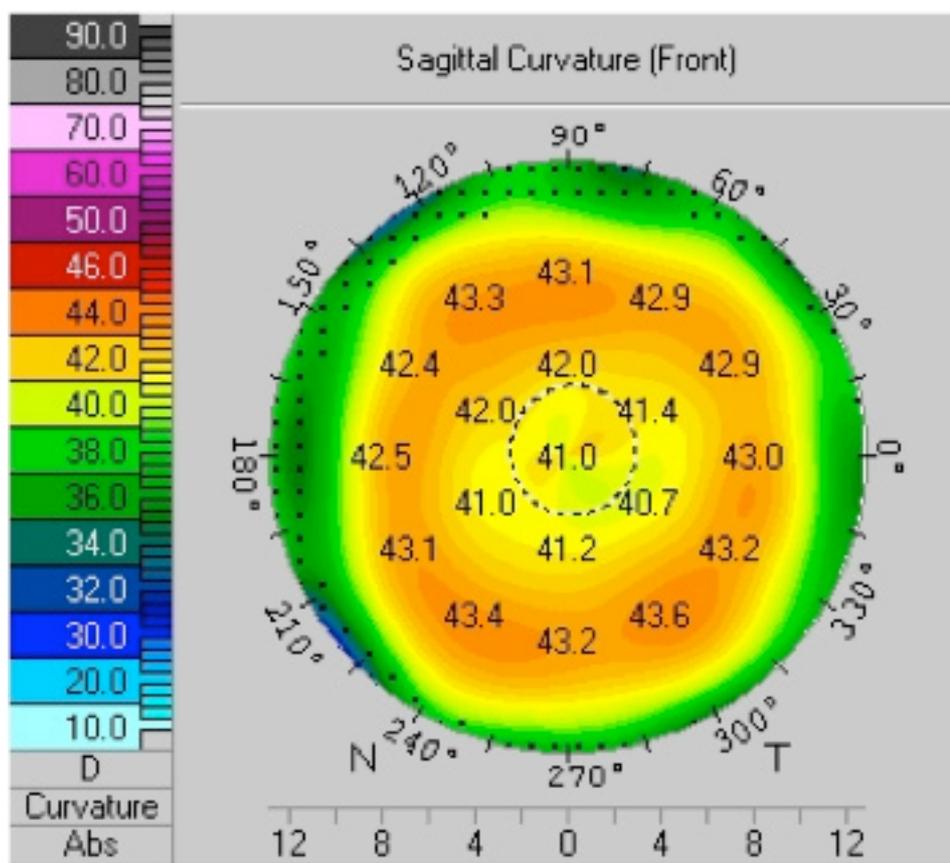


Figura #1. Pentacam, imagen de curvatura sagital anterior en una córnea normal. Córnea oblata, con poderes centrales menores a los de la media periferia.

Una disminución de la relación posterior-anterior de los radios de curvatura corneal menor a 81%, produce que el queratómetro estime un poder corneal de mayor poder al real y por lo tanto un calculo de un LIO de menor poder y por ende una hipermetropía residual. Esta medida requiere de un equipo que estime tanto los radios de curvatura anterior como posterior. (tomógrafos, Pentacam-Galilei)<sup>19</sup>.

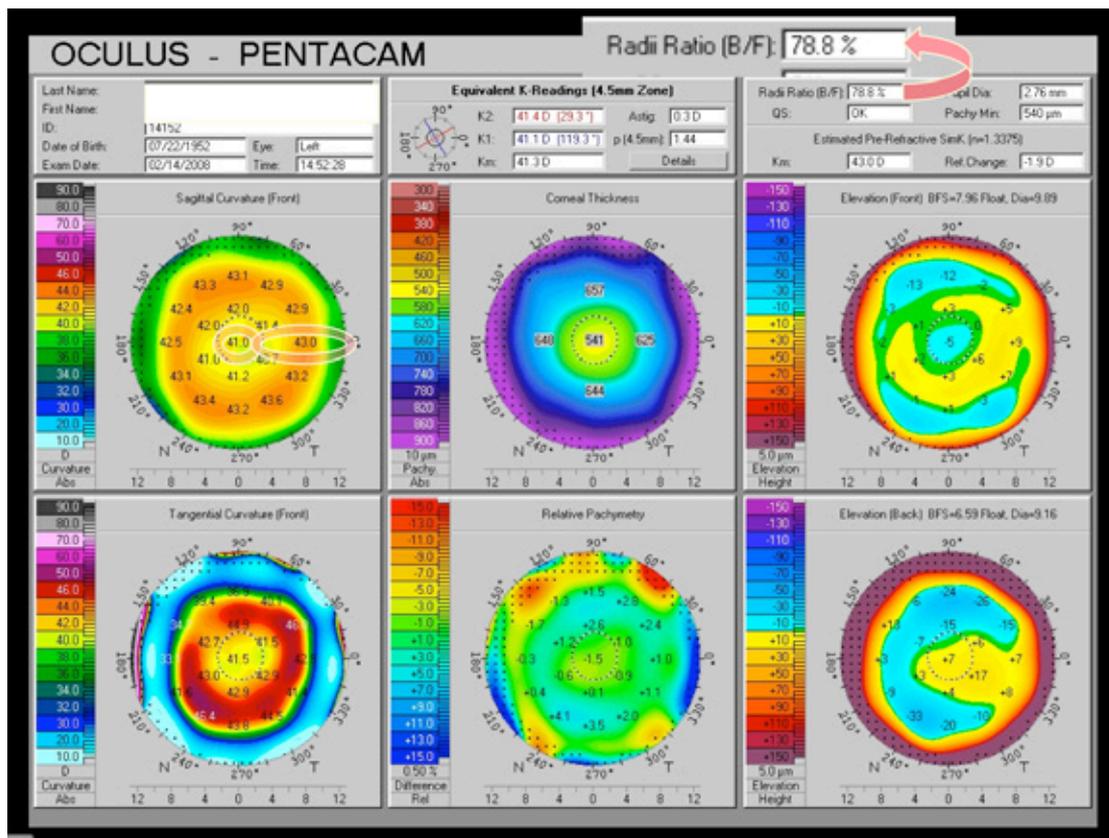


Figura #2. Pentacam, Reporte de Holladay. Relación radios curvatura posterior anterior 78.8%

En el caso de la asfericidad corneal y la inducción de la aberración esférica de la córnea, se deben tomar varios puntos de vista para entender en qué forma pueden afectar la estimación del poder corneal y el cálculo del poder del lente intraocular.

Para simplificar el entendimiento de la asfericidad corneal, si utilizamos el término de Q, debemos acordarnos que una esfera tiene un valor de Q de 0, un aplanamiento periférico induce una Q negativa, teniendo la córnea una Q promedio de -0.27, y llamándosele a estas como córneas prolatas. Cuando existe un encurvamiento periférico o aplanamiento central la Q se positiviza, ( $Q > 0$ ) utilizándose el término de córneas oblatas. Como indicamos anteriormente, en una córnea oblata, donde el centro es más plano, el queratómetro que mide un área más media periférica, medirá un poder más alto que el real central.

Con respecto a la inducción de aberración esférica<sup>40</sup>, el ángulo de incidencia de la luz en las zonas que se separan del eje óptico, sufren una mayor refracción, produciendo que los rayos periféricos se enfoquen en un punto más próximo (aberración esférica positiva). En una esfera se induce aberración esférica positiva. Para evitar la inducción de aberración esférica se requiere un lente asférico prolato (aplanamiento hacia la periferia) con una asfericidad de -0.58. Como la córnea normal tiene una menor prolatividad de -0.27, se induce una aberración esférica positiva de 0.25 micras.

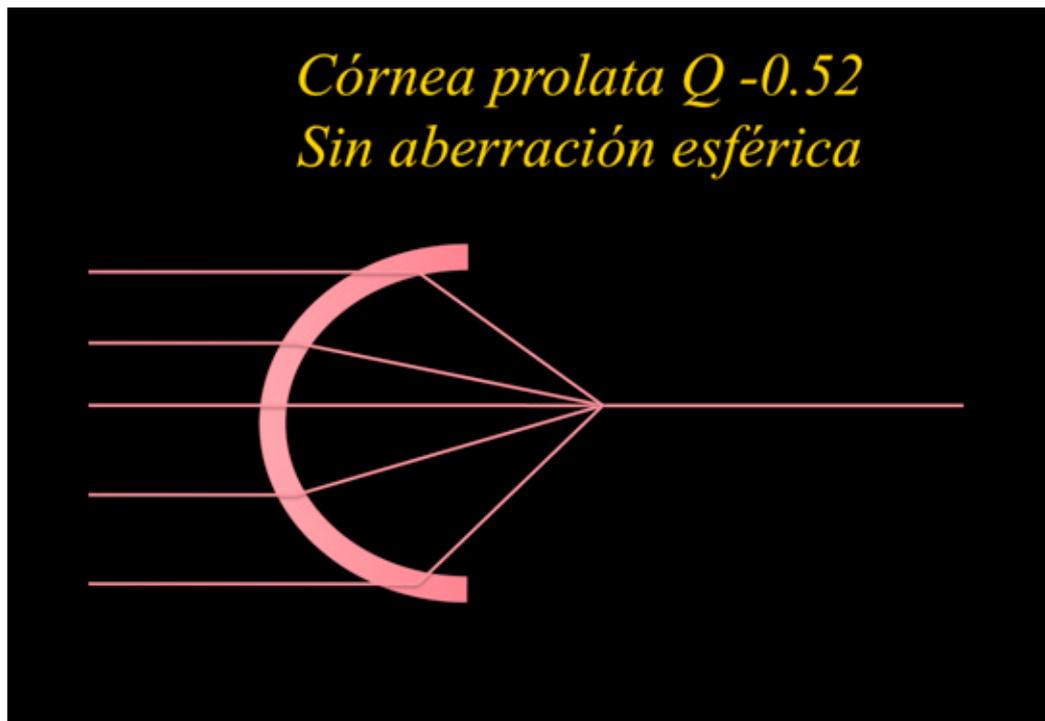


Figura #3. Esquema de lente con asfericidad de  $Q=-0.52$ , sin inducción de aberración esférica.

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

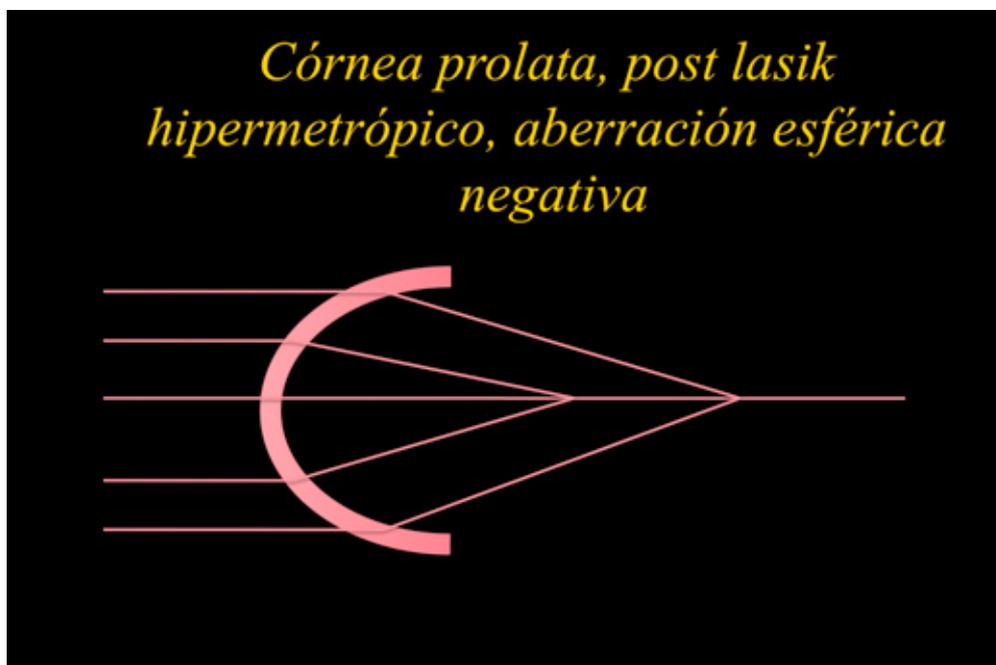


Figura #4. Esquema de lente con asfericidad de  $Q < -0.52$ , con inducción de aberración esférica negativa.

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

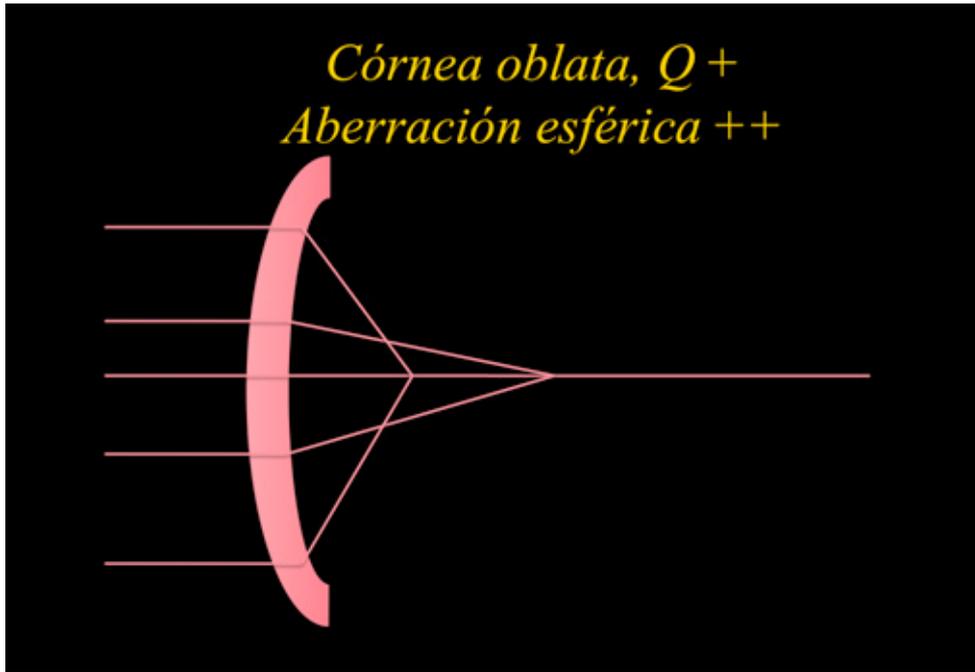


Figura #5. Esquema de lente con asfericidad de  $Q > 0$ , con inducción de aberración esférica positiva.

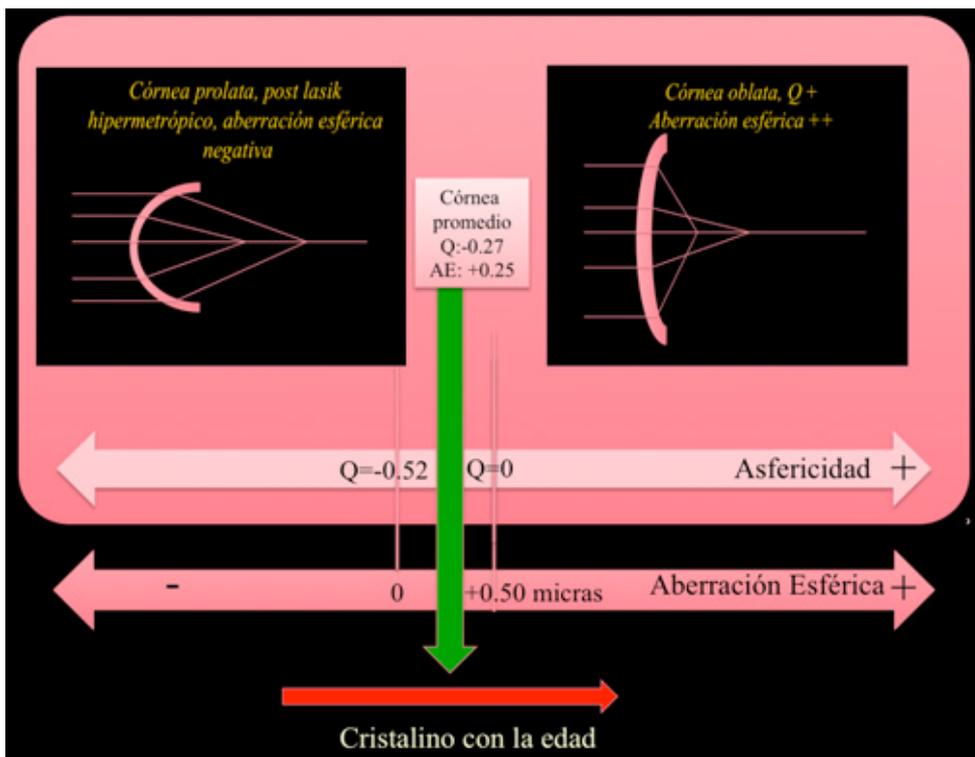


Figura #6. Esquema de lente con diferentes asfericidades y su correspondiente inducción de aberración esférica.

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

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

En el cálculo del poder del lente intraocular, la aberración esférica produce un factor a veces difícil de evaluar, por agregarse el factor de multifocalidad y la variabilidad según las condiciones de luz. Koch y Wang<sup>23,24</sup>, y Beiko<sup>2,3</sup> proponen en un estudio de calidad visual y sensibilidad de contraste, además de intentar reducir la aberración esférica final utilizando la asfericidad del lente intraocular ideal, calcular un defecto refractivo residual de acuerdo a la aberración esférica preoperatoria del paciente; esto es si la aberración esférica preoperatoria es de 0, buscar el neutro, en aberración esférica positiva, buscar miopizar y en aberración esférica negativa, buscar dejar al paciente hipermetrope. La cantidad que recomiendan es de 0.25 D por cada 0.10 micras de aberración esférica.

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

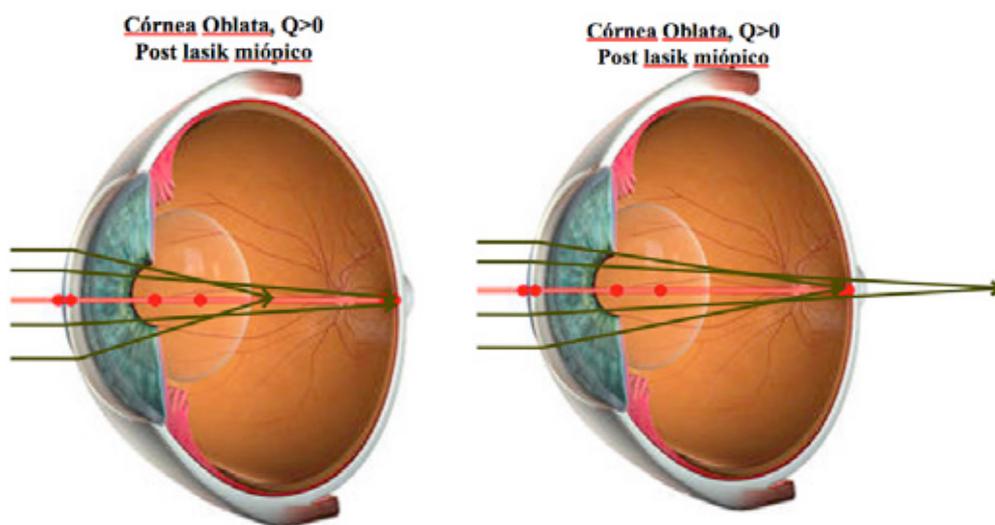


Figura #7. Esquema que muestra la multifocalidad inducida por una asfericidad alta, y la diferencia si los rayos axiales se enfocan en la retina, existiendo la posibilidad de visión más próxima por los rayos de la media periferia. En el segundo esquema si los rayos más periféricos son los que se enfocan en la retina, los rayos pariaxiales quedarán desenfocados (hipermetropía).

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

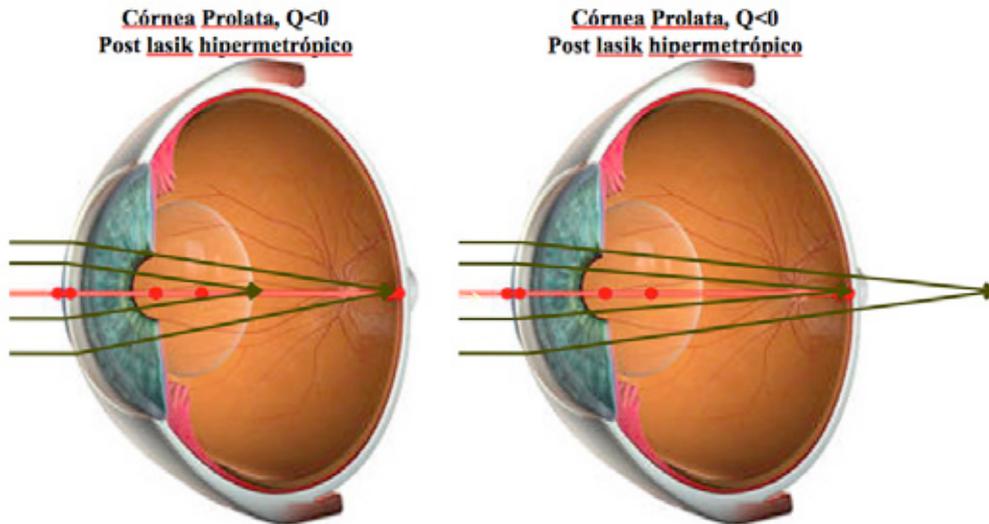


Figura #8. Esquema que muestra la multifocalidad inducida por una asfericidad alta negativa, y la diferencia si los rayos periféricos se enfocan en la retina, existiendo la posibilidad de visión más próxima por los rayos paraaxiales. En el segundo esquema si los rayos paraaxiales son los que se enfocan en la retina, los rayos más periféricos quedarán desenfocados (hipermetropía).

Por último la estimación de la posición efectiva del LIO, es el factor más difícil de definir, y es aquí donde los diferentes programas de cálculo de LIO varían<sup>27,29,30</sup>.

En los programas de tercera generación como SRK/t, Hoffer Q,<sup>17</sup> etc. donde se calcula la posición del LIO con solo dos datos, la longitud axil y el radio de curvatura corneal, asumiendo que el lente quedará en una posición más posterior en casos de ojos grandes y con corneas más curvas. A pesar que en general esto es real, esta relación no es lineal, y existen casos donde a pesar de tener un ojo grande la cámara anterior es más pequeña, o el segmento anterior es más pequeño y viceversa. Igualmente pueden existir ojos con curvaturas elevadas pero con segmentos anteriores más pequeños que los calculados. Además generalmente al aumentar la longitud axil existe una tendencia a presentarse corneas un poco más planas.

Es por estos factores que cada fórmula funciona mejor en ciertos rangos de longitud axil y por eso la recomendación de utilizar Hoffer Q en ojos pequeños y SRK-T para ojos medianos y discretamente grandes.

Un estudio reciente de Hoffmann PC y Hutz W (JCRS 2010;36:1479-1485) en 23 239 pacientes demostró como la relación de la cámara anterior y la longitud axil no es lineal.

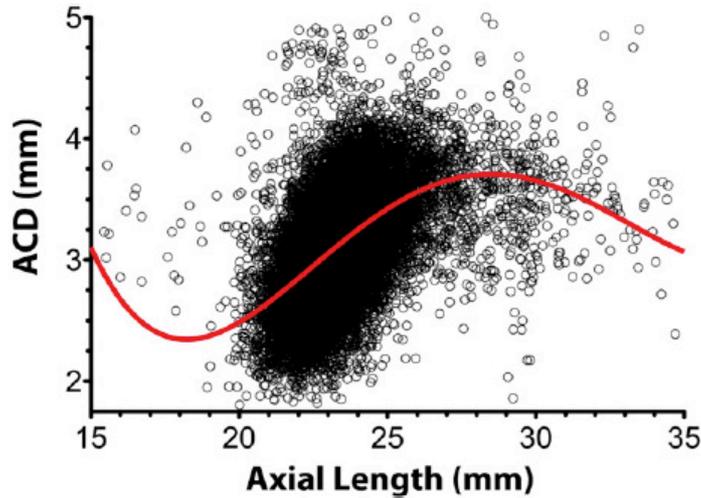


Figure 4. Scatterplot of preoperative ACD (corneal epithelium to anterior lens capsule) (N = 23 239 eyes). The red line is a fourth-order polynomial regression (ACD = anterior chamber depth).

Figura #9. Hoffmann PC, Hu¨tz, W. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23 239 eyes. J Cataract Refract Surg 2010; 36:1479–1485

Y como la relación entre la curvatura corneal y la longitud axil tampoco lo son.

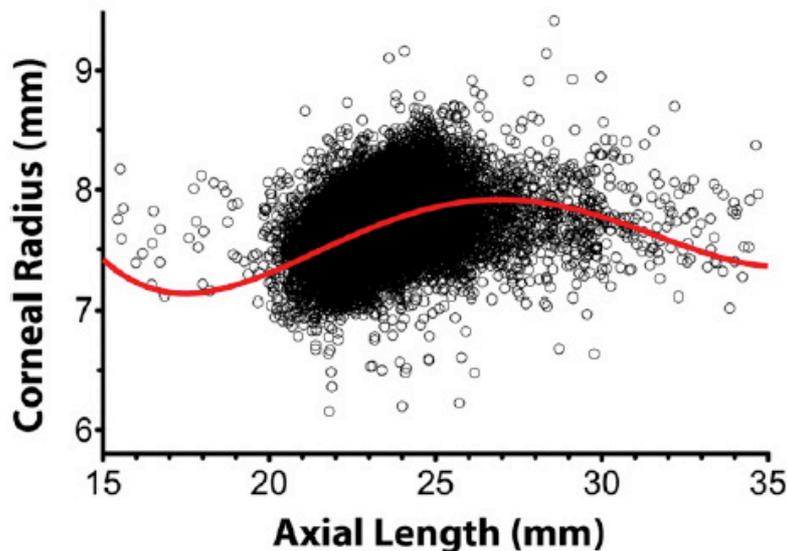
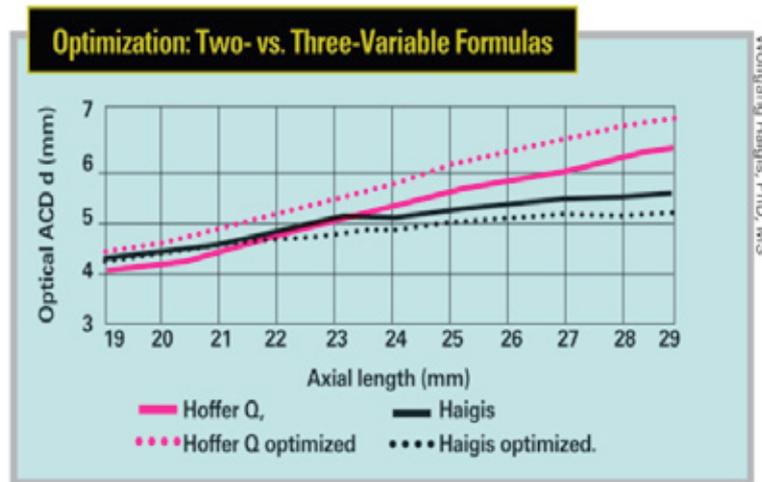


Figure 3. Scatterplot of corneal power over AL (N = 23 239 eyes). The red line is a fourth-order polynomial regression.

Figura #10. Hoffmann PC, Hu¨tz, W. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23 239 eyes. J Cataract Refract Surg 2010; 36:1479–1485

La fórmula de Haigis agrega factores de corrección que varían la posición y la forma de la curva de predicción del poder del LIO, permitiendo ajustarse a un rango mayor de longitudes axiales. Las tres variables son  $a_0$ , que controla la posición de la curva, tal y como lo hace la constante A de la fórmula SRK-T<sup>37</sup>,  $a_1$ , que controla la forma de la curva de predicción, basado en la medida de la cámara anterior y  $a_2$ , que

controla la forma de la curva en respuesta a la longitud axil. (Rev Ophthalm Vol. No: 17:1 Issue: 1/1/2010 Digital Edition)



Optimizing constants in a two-variable formula such as Hoffer Q shifts the prediction curve to a more accurate location; but optimizing in a three-variable formula such as the Haigis formula also reshapes the curve to better account for needed changes in the constant at different IOL powers.

Figura #11. Review of Ophthalmology, Another Step Closer: Lens Constant Customization, [http://www.revophth.com/index.asp?page=1\\_14564.htm](http://www.revophth.com/index.asp?page=1_14564.htm)

En vista de los errores asociados al mal cálculo de la posición efectiva del LIO, se han desarrollado fórmulas que mejoren esta estimación, aumentando el número de parámetros que se consideran necesarios y que pueden influir, como son además de la longitud axil y la curvatura corneal, la altura corneal, la profundidad de la cámara anterior, el espesor del cristalino, la distancia limbo a limbo, edad del paciente, y la refracción preoperatoria.

Las fórmulas de cuarta generación como la de Holladay II<sup>18</sup> y Olsen, utilizan estos factores para mejorar el cálculo de la estimación de la posición efectiva del lente, y permiten dar resultados más exactos en un rango muy amplio de longitudes axiales.

Si queremos lograr o mejorar los resultados refractivos a las cuatro semanas propuestos por el United Kingdom's National Health Service<sup>8</sup> de 55% de ojos refractando dentro de  $\pm 0.50$  D y 85% dentro del  $\pm 1.00$  D debemos hacer un esfuerzo mayor, tomándonos el tiempo para realizar más exámenes y sentarnos a evaluar cada caso individualmente, para determinar cuál se sale de la regla o presenta alteraciones anatómicas no esperadas en los programas con modelos de regresión.

Es por esto que si se desea obtener consistentemente resultados ópticos satisfactorios en la mayoría de nuestros pacientes y evitar sorpresas refractivas, se requiere en todos los pacientes realizar<sup>31,33</sup>:

- 1- Biometría óptica, o en su defecto biometría ultrasónica por inmersión<sup>26</sup>
- 2- Topografía corneal, en especial con equipos que permitan obtener datos de la curvatura posterior, relación posterior anterior y de asfericidad corneal.
- 3- Utilizar programas de cuarta generación o en su defecto programas de tercera generación pero con personalización y modificación de la constante del lio, modificada para el paciente en cuestión en relación a la posición efectiva del lente.

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

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

Esto explica por que la tendencia en los pacientes operados de cirugía refractiva miópica<sup>4,5,6,9,10,14,25,35,36,38,41</sup>, con inducción de una Q más positiva, con aplanamiento central, disminución de la relación P/A, por cambio únicamente de la curva anterior (en cirugía de excimer) y con un error en el cálculo de la posición efectiva del lente intraocular (las fórmulas de tercera generación utilizan la queratometría para determinar la posición del LIO, y la córnea está aplanada pero no la cámara anterior, por eso la modificación de fórmulas con doble  $K^1$  donde se utiliza la k preoperatoria para determinar la posición del LIO) inducen resultados hipermetrópicos.

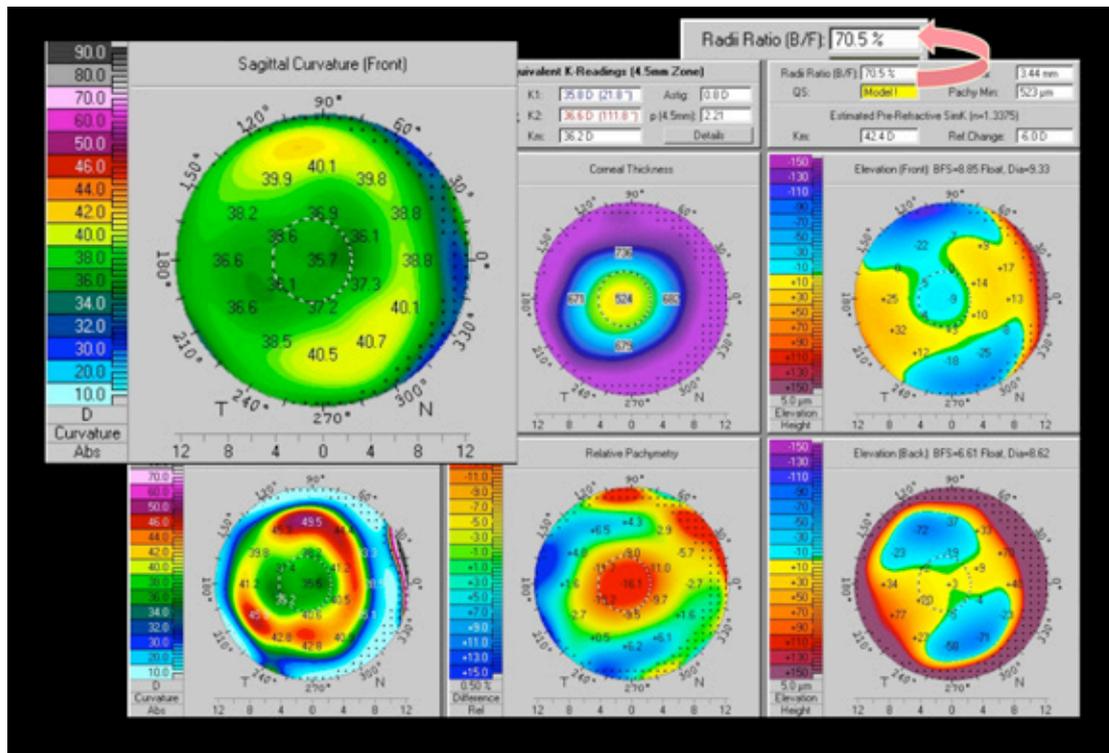


Figura #12. Pentacam, Reporte de Holladay. Paciente operado de cirugía de lasik miópico, con evidencia de aplanamiento central, córnea oblata, y marcada reducción de la relación de radios de curvatura posterior anterior 70.5%

En el futuro próximo tendremos equipos que nos realicen la toma de todos los datos en un solo equipo, permitiendo facilitar la evaluación preoperatoria, y fórmulas más precisas que utilicen todos los datos descritos. Aparecerán programas de cálculo basados en ray tracing<sup>26</sup>, que permitan además de predecir mejor la posición efectiva del LIO, calcular el efecto de la asfericidad y aberración esférica corneal y relaciones

de la cara posterior y anterior de la córnea, para determinar valores más reales del poder corneal total. Estos permitirán mejorar los resultados no solo en casos de cirugía de catarata y faco-refractivos sino también en el gran número de pacientes que nos tocará operar de catarata en los próximos años operados previamente de cirugía refractiva.

## Referencias:

1. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: double-K method. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:2063–2068
2. George H.H. Beiko, BM, BCh, FRCSC. Personalized correction of spherical aberration in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33:1455–1460.
- 3- George H.H. Beiko, BM, BCh, FRCSC. Understanding Corneal Asphericity and IOLs. A review of the research into the factors that may impact the choice of an aspheric intraocular lens. *Revophthal Vol. No: 15:11Issue: 11/1/2008.*
4. Eleftheriadis H. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. *Br J Ophthalmol* 2003; 87:960–963. Available at: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1771781/pdf/bjo08700960.pdf>.
5. Fam HB, Lim KL. A comparative analysis of intraocular lens power calculation methods after myopic excimer laser surgery. *J Refract Surg* 2008; 24:355–360
6. Feiz V, Mannis MJ, Garcia-Ferrer F, Kandavel G, Darlington JK, Kim E, Caspar J, Wang J-L, Wang W. Intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis for myopia and hyperopia: a standardized approach. *Cornea* 2001; 20:792–797
7. Findl O, Kriechbaum K, Sacu S, Kiss B, Polak K, Nepp J, Schild G, Rainer G, Maca S, Petternel V, Lackner B, Drexler W. Influence of operator experience on the performance of ultrasound biometry compared to optical biometry before cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:1950–1955
8. Gale RP, Saldana M, Johnston RL, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye* 2009; 23:149–152
9. Gimbel HV, Sun R. Accuracy and predictability of intraocular lens power calculation after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27:571–576
10. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:1658–1663
11. 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; 238:765–773
12. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry or intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238:765–773
13. Haigis W. Intraocular lens calculation in extreme myopia. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:5:906-11.
14. Hamed AM, Wang L, Misra M, Koch DD. A comparative analysis of five methods of determining corneal refractive power in eyes that have undergone myopic laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2002; 109:651–658
15. Hoffmann PC, Hu tz WW, Eckhardt HB, Heuring AH. IOL-Berechnung und Ultraschallbiometrie: Immersions- und Kontaktverfahren [IOL calculation and ultrasound biometry: immersion vs. contact techniques]. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1998; 213:161–165
16. Hoffmann PC, Hu tz, W. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23 239 eyes. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36:1479–1485
17. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19:700–712;errata 1994; 20:677
18. 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;14:17-24
19. Holladay JT, Hill WE, Steinmueller A. Corneal power measurements using Scheimpflug imaging in eyes with prior corneal refractive surgery. *J Refract Surg* 2009;25:10:862-8.
20. 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; 14:17–24
21. Holladay JT. Consultations in refractive surgery [comment]. *Refract Corneal Surg* 1989; 5:203

22. Koch DD, Liu JF, Hyde LL, Rock RL, Emery JM. Refractive complications of cataract surgery after radial keratotomy. *Am J Ophthalmol* 1989; 108:676–682
23. Koch DD, Wang L. Calculating IOL power in eyes that have had refractive surgery [editorial]. *J Cataract Refract Surg* 2003;29:2039–2042
24. Li Wang, MD, PhD, Warren E. Hill, MD, Douglas D. Koch, MD. Evaluation of intraocular lens power prediction methods using the American Society of Cataract and Refractive Surgeons Post-Keratometric Intraocular Lens Power Calculator. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36:1466–1473
25. Masket S, Masket SE. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in eyes requiring cataract surgery following excimer laser photoablation. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32:430–434
26. Norrby S, Lydahl E, Koranyi G, Taube M. Reduction of trend errors in power calculation by linear transformation of measured axial lengths. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:100–105
27. Norrby NES, Koranyi G. Prediction of intraocular lens power using the lens haptic plane concept. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23:254–259
28. Olsen T. Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster. *Acta Ophthalmol Scand* 2007; 85:84–87. Available at: <http://www3.interscience.wiley.com/cgi-bin/fulltext/118515533/PDFSTART>. Accessed April 29, 2010
29. Olsen T, Corydon L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *J Cataract Refract Surg* 1995; 21:313–319
30. Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:419–424
31. Olsen Th. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol. Scand.* 2007; 85: 472–485
32. Peter Christian Hoffmann, MD, Werner W. Hu"tz, MD Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23 239 eyes. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36:1479–1485
33. Preußner P-R, Olsen T, Hoffmann PC, Findl O. Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34:802–808
34. Randleman JB, Loupe DN, Song CD, Waring GO III, Stulting RD. Intraocular lens power calculations after laser in situ keratomileusis. *Cornea* 2002; 21:751–755
35. Seitz B, Langenbucher A, Nguyen NX, Kus MM, Ku"chle M. Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 1999;106:6936–702
36. Shamma HJ, Shamma MC, Garabet A, Kim JH, Shamma A, LaBree L. Correcting the corneal power measurements for intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis. *Am J Ophthalmol* 2003; 136:426–432
37. R M. Sheard, MA, FRCOphth, Guy T. Smith, FRCOphth, David L. Cooke, MD. Improving the prediction accuracy of the SRK/T formula: The T2 formula. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36:1829–1834
38. Wang L, Booth MA, Koch DD. Comparison of intraocular lens power calculation methods in eyes that have undergone LASIK. *Ophthalmology* 2004; 111:1825–1831
39. Li Wang, MD, PhD, Douglas D. Koch, MD. Custom optimization of intraocular lens asphericity. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33:1713–1720
40. Li Wang, John D. Pitcher, Mitchell P. Weikert, Douglas D. Koch Custom selection of aspheric intraocular lenses after wavefront-guided myopic photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36:73–81
41. Walter KA, Gagnon MR, Hoopes PC Jr, Dickinson PJ. Accurate intraocular lens power calculation after myopic laser in situ keratomileusis, bypassing corneal power. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32:425–429

# Resumen: Factores importantes a tomar en cuenta que pueden modificar el poder del LIO a elegir

