

RESULTADOS REFRACTIVOS EN OJOS POSOPERADOS DE
FACOEMULSIFICACIÓN CON IMPLANTE DE LENTES
INTRAOCULARES TÓRICOS Y NO TÓRICOS: COMPARACIÓN
DEL ERROR DE PREDICCIÓN REFRACTIVO DEL
ABERROMETRO INTRAOPERATORIO ORA SYSTEM CON
OTRAS TECNOLOGÍAS

Presentado por:

José Ignacio Sacoto Mendoza
Residente de Oftalmología de IV Año

Director de proyecto de grado:

Dr. Alejandro Tello Hernandez
Director del programa de Postgrado de Oftalmología de la
Universidad Autónoma de Bucaramanga UNAB
Oftalmólogo Supraespecialista en Segmento Anterior y
Cirugía Refractiva

Universidad Autónoma de Bucaramanga
Especialización en Oftalmología

Floridablanca Santander Octubre de 2019

Notas de aceptación:

.....
.....
.....
.....
.....
.....

.....

Firma presidente del jurado

.....

Firma del jurado

.....

Firma del jurado

.....

Firma del jurado

Dedicatoria

A todo aquel que con los pies en el suelo mira los movimientos, escucha las decisiones y admira los resultados de su mayor ejemplo... Su héroe... Decirte que tu camino es largo pero no inalcanzable, el tiempo aunque aparente interminable, pasa.... Al final y sin importa cuan lejos llegues, asegurate de mantener tus principios intactos... Los pies en el suelo.

José Ignacio Sacoto Mendoza

Agradecimientos

Con este trabajo quiero agradecer primero a Dios y la vida por darme la oportunidad de desempeñar mi labor diaria enfocado en la salud de los demás, renovando con cada día la voluntad de servicio al prójimo.

A mis padres por su apoyo incondicional durante toda mi vida y carrera, por construir en mí la persona que soy.

A mis profesores por su incondicional paciencia y dedicación, quienes sin egoísmos compartieron sus conocimientos y anécdotas para hacer de cada uno de nosotros (los residentes) profesionales de altísima calidad humana.

A mis compañeros y amigos por hacer de mi estadía durante estos años de aprendizaje lejos de mi país natal mucho más cálida de lo que imagine, al enseñarme que en Colombia también tengo parte de mi familia.

A todos ustedes... Muchas gracias.

Tabla de contenido

Resumen	7
Introducción	10
Problema de investigación y su justificación	11
Marco teórico	12
ULTRASONIDO MODO A Y MODO B	13
TRANSMISIÓN, VELOCIDAD Y REFLEXIÓN DEL ULTRASONIDO	14
BIOMETRÍA ULTRASÓNICA: CONTACTO E INMERSIÓN	15
BIOMETRÍA ÓPTICA: INTERFEROMETRÍA Y REFLECTOMETRÍA	17
BIOMETRÍA ULTRASÓNICA VERSUS BIOMETRÍA ÓPTICA	23
FÓRMULAS PARA EL CÁLCULO DEL PODER DEL LENTE A IMPLANTAR	25
Fórmulas teóricas de 1ª generación	26
Fórmulas de regresión de 1ª generación.....	29
Fórmulas teóricas de 2ª generación	30
Fórmulas de regresión de 2ª generación	31
Fórmulas teóricas de 3ª generación	31
Fórmulas teóricas de 4ª generación	33
¿CÓMO OBTENER UNA MEDIDA ADECUADA DEL PODER DEL LENTE INTRAOCULAR?	38
VERIFICANDO LOS DATOS MEDIDOS: QUERATOMETRÍA Y LONGITUD AXIAL	38
¿CUÁL FÓRMULA USAR?	40
OPTIMIZACIÓN Y PERSONALIZACIÓN DE LAS CONSTANTES	45
CALCULO DEL PODER DEL LENTE INTRAOCULAR EN PACIENTES OPERADOS DE CIRUGÍA REFRACTIVA	47
ORA SYSTEM	48
CIRUGÍA AVANZADA DE CATARATAS	49
POTENCIAL DE RESULTADOS PROGRESIVAMENTE MEJORES	49
Estado del arte	51
Objetivo general y objetivos específicos	53
Objetivo General	53
Objetivos específicos	54
Metodología	54
Población de estudio	54
Cálculo del tamaño de la muestra	54
Método de muestreo	55
Criterios de selección	55
-Criterios de exclusión.....	55
Descripción y definición de recolección de datos	56
VARIABLES	57
PLAN DE ANÁLISIS	59
Resultados/Productos esperados y potenciales beneficiarios	60
Conducentes al fortalecimiento de la capacidad científica institucional.....	60
Dirigidos a la apropiación social del conocimiento	60

Impactos esperados a partir del uso de los resultados.....	61
Disposiciones Vigentes.....	62
Consideraciones Éticas.....	62
Cronograma de Actividades	64
Resultados	66
Discusión	67
Conclusión	68
Referencias bibliográficas	68
Lista de tablas y graficos.....	83

Resumen

Objetivo

Determinar el error de predicción al calcular lentes intraoculares tóricos y no toricos con biometría preoperatoria IOL MASTER 700 (con diversas fórmulas de tercera y cuarta generación) y resultados refractivos afaquicos intraoperatorios con aberrometro ORAsystem en pacientes a quienes se les haya realizado faquectomia por facoemulsificación.

Metodología

Estudio observacional, analítico, longitudinal con muestreo no probabilístico con universo de 150 pacientes atendidos en el periodo desde octubre 2016 hasta julio 2019.

Se realizó análisis secundario de base de datos digital de pacientes atendidos a quienes se les realizó faquectomia por facoemulsificación en Foscal Internacional con resultados de cálculos de lentes intraoculares, refractivos preoperatorios, intraoperatorios y a 1 mes posoperatorios

Se determinó el menor error de predicción refractivo en equivalente esférico y cilíndrico usando los resultados de los cálculos preoperatorios e intraoperatorios obtenidos bajo cálculo con IOL MASTER 700 (con diversas fórmulas de tercera y cuarta generación) y ORAsystem, en relación al resultado refractivo obtenido en el primer mes de posoperatorio.

Resultados

En este estudio de un universo de 150 ojos posterior criterios de exclusión se seleccionaron 86 ojos de 68 pacientes (34 hombres y 34 mujeres). De los cuales 84% (42 ojos) fueron ojos derechos.

El 63,9% de los lentes implantados coincidieron en su poder de equivalente esférico con el sugerido por el ORASystem. Mientras que 25,5% de los lentes toricos implantados coincidieron en su poder de T (toricidad) con el sugerido por el ORASystem.

Los promedios de los errores absolutos fueron similares siendo Hill la de menor magnitud, pero sin encontrarse diferencia estadísticamente significativa con ninguna de las formulas excepto con la de T2 ($p=0.04$) (ver tabla 2).

Al comparar el error absoluto contra 0.00D todos fueron diferentes incluyendo el ORASystem. Al comparar el error absoluto contra 0.25 D (clínicamente significativo) se observa que el promedio del error absoluto de la formula de Hill no fue diferente. (ver tabla 3)

Al comparar los errores absolutos de las formulas de 3 y 4ta generación contra ORASystem se observó que no existió ninguna diferencia estadísticamente significativa (ver tabla 4).

Evaluando el porcentaje de ojos dentro de un error de predicción dado se encontró que al analizar los ojos con error de predicción menor o igual a 0.25D la formula de HILL presento el porcentaje mas alto con 54,7%, las formulas de menor porcentaje fueron barrett II y SRKT con 43% cada una. De la misma manera al analizar los ojos con error de predicción menor o igual a 0.5D la formula de BARRET II presento el porcentaje mas alto con 80,2%, la formula de T2 tuvo el menor porcentaje con 73,3%. Por otro lado al analizar los ojos con error de predicción menor o igual a 0.75D fue el ORASystem quien presento el porcentaje mas alto con 96.5%, mientras la formula de T2 tuvo el menor porcentaje con 89,5%. Y finalmente al analizar los ojos con error de predicción menor o igual a 1D todas las formulas obtuvieron el 100% excepto Kane quien tuvo 97,7% (ver tabla 5).

Conclusión

En ojos sin antecedentes de cirugía refractiva y con longitud axial entre 22 – 26mm el desempeño del ORASystem no fue inferior a las demás formulas de 3era y 4ta generación.

Summary

Objective

To determine the prediction error when calculating toric and non-toric intraocular lenses with preoperative biometrics IOL MASTER 700 (with various third and fourth generation formulas) and intraoperative refractive results with ORASystem aberrometer in patients who have undergone phacoemulsification phakectomy.

Methodology

Observational, analytical, longitudinal study with non-probabilistic sampling with a universe of 150 patients treated in the period from October 2016 to July 2019

Secondary analysis of the digital database of patients attended to whom phacoemulsification was performed by phacoemulsification in Foscil International with results of calculations of intraocular lenses, preoperative refractive, intraoperative and 1 month postoperative

The lowest refractive prediction error in spherical and cylindrical equivalent was determined using the results of the preoperative and intraoperative calculations obtained under calculation with IOL MASTER 700 (with various third and fourth generation formulas) and ORASystem, in relation to the refractive result obtained in the First month postoperatively

Results

In this study of a universe of 150 eyes after exclusion criteria, 86 eyes of 68 patients (34 men and 34 women) were selected. Of which 84% (42 eyes) were straight eyes

63.9% of the implanted lenses coincided in their spherical equivalent power with that suggested by the ORASystem. While 25.5% of the implanted toric lenses coincided in their power of T (toricity) with that suggested by the ORASystem

The averages of the absolute errors were similar, Hill being the smallest, but no statistically significant difference was found with any of the formulas except that of T2 ($p = 0.04$) (see table 2)

When comparing the absolute error against 0.00D all were different including the ORASystem. When comparing the absolute error against 0.25 D (clinically significant) it is observed that the average of the absolute error of the Hill formula was not different (see table 3). When comparing the absolute errors of the 3rd and 4th generation formulas against ORASystem, it was observed that there was no statistically significant difference (see table 4)

Evaluating the percentage of eyes within a given prediction error, it was found that when analyzing the eyes with prediction error less than or equal to 0.25D the HILL formula presented the highest percentage with 54.7%, the formulas with the lowest percentage were Barrett II and SRKT with 43% each. In the same way when analyzing the eyes with prediction error less than or equal to 0.5D, the BARRET II formula presented the highest percentage with 80.2%, the T2 formula had the lowest percentage with 73.3%. On the other hand, when analyzing the eyes with a prediction error of less than or equal to 0.75D, it was the ORASystem who presented the highest percentage with 96.5%, while the T2 formula had the lowest percentage with 89.5%. And finally, when analyzing the eyes with a prediction error of less than or equal to 1D, all the formulas obtained 100% except Kane, who had 97.7% (see table 5)

Conclusion

In eyes without a history of refractive surgery and with axial length between 22 - 26mm, the ORASystem's performance was not inferior to the other 3rd and 4th generation formulas.

Introducción

La cirugía ocular de faquectomía por facoemulsificación asociada a implante de lente intraocular es uno de los procedimientos más realizados en oftalmología, según estadísticas la progresión hacia catarata aumenta con cada década de vida a partir de los 40 años. A la edad de 75 años 50 % de estadounidenses blancos tienen catarata. A los 80 años, el 70 % en comparación con el 53 % de los negros y el 61 % de los hispanos americanos ⁹.

Hoy en día las expectativas quirúrgicas de catarata han evolucionado, hablando no solo de transparencia de medios sino además minimizar o eliminar por completo errores refractivos mediante un prolijo cálculo e implante de lente intraocular¹⁰. Adicionalmente el mercado actual cuenta con una amplia gama de lentes intraoculares que permite y facilitan las decisiones a los cirujanos y pacientes al tener alternativas para la corrección de defectos refractivos esféricos y cilíndricos, monovisión, multifocalidad, trifocalidad, e incluso poder escoger entre una gran variedad de técnicas quirúrgicas y sitios anatómicos para el implante de los lentes intraoculares.

A pesar de que existen varias alternativas para la corrección del astigmatismo entre las que tenemos el uso de lentes intraoculares tóricas, incisiones corneales o ambos. Son los lentes intraoculares los que han demostrado mayor predictibilidad refractiva a largo plazo. De hecho se ha demostrado que el astigmatismo residual posoperatorio es de 0.25D menor cuando se utilizan lentes tóricas en vez de incisiones corneales para corrección de astigmatismo¹⁰.

La reciente automatización de algunos pasos de la cirugía de cataratas utilizando láseres de femtosegundo, mejoras en mecanismos anti-surge y lentes tóricas proporcionan resultados similares o ligeramente mejores en comparación con la cirugía de catarata estándar¹⁰.

La mejora con la cirugía de cataratas asistida por láser fue evidente en un estudio de resultados astigmáticos; solo el 18% de los casos tenían astigmatismo refractivo residual mayor de 0.50 D. Se informa que el astigmatismo residual medio después de incisiones astigmáticas corneales manuales está entre 0.80 D y 1.33 D, y hasta 60% de los ojos con astigmatismo residual mayores de 0.50 D¹⁰.

Para el cálculo de lente intraocular se usan biómetros oculares que se basan en métodos ultrasonico u opticos los cuales mediante fórmulas especializadas y en función de valores queratometricos, longitud axial ocular, y profundidad de cámara anterior obtienen el poder esférico, cilíndrico y ejes necesarios para la selección del lente intraocular a implantarse¹¹. Adicionalmente, existen diferentes generaciones de fórmulas entre ellas las de cuarta generación que consideran aspectos como: factor cirujano, historia clínica, distancia blanco/blanco, edad, entre otras, las cuales han demostrado rangos de errores de predicción confiables ^{1, 2, 3}. Sin embargo todas las fórmulas actuales tienen

defectos inherentes cuando la longitud axial está en los extremos del rango normal. Los pacientes con cirugía refractiva previa también tienden a exigir un resultado visual postoperatorio perfecto, pero estos métodos pueden subestimar el poder de la LIO y potencialmente conducir a pacientes con sorpresa hipermetrópica¹¹.

Aunque la planeación y cálculo de lentes intraoculares tóricas son críticos para obtener buenos resultados refractivos, su adecuada orientación es también importante. De esta manera en estudios posoperatorios guiados por lámparas de hendidura se determinó que desviaciones mayores a 3 y 7 grados de los lentes intraoculares corresponden a reducción de la efectividad correctiva de astigmatismo en 20% del lente¹⁰.

El procedimiento de marcador de tinta de 3 pasos comúnmente implementado para la orientación tórica de la LIO puede resultar en un error promedio de 5 grados, que puede conducir a una reducción en la corrección astigmática y sorpresa esférica hipermetrópica¹¹.

Un estudio que utilizó biometría óptica y calculador tórico de Barrett encontró que 77% de los ojos tuvieron un astigmatismo posoperatorio residual de 0.50 D o menos¹⁰.

El aberrometro intraoperatorio para el cálculo de lente intraocular ORASystem (sistema analizador de refracción por frente de onda) busca superar las posibles inexactitudes de la biometría basándose en la toma de medidas en estado afáquico, lo que hace que no se vea influenciado por la catarata. Adicionalmente se puede utilizar para detectar astigmatismo irregular y aberración de orden superior y, por lo tanto, puede guiar la selección de LIO para optimizar el resultado visual postoperatorio. Así como también predice la posición efectiva del lente mediante la valoración integral y logarítmica de una refracción afáquica intraoperatoria que permite al cirujano revisar, confirmar o corregir la selección del poder del lente intraocular e incluso comparar con el resultado obtenido del cálculo de lente preoperatorio basados en longitud axial, queratometría, entre otros^{4, 5, 6, 11}.

Problema de investigación y su justificación

¿Para el cálculo de lentes intraoculares tóricas y no tóricas a implantar durante procedimientos quirúrgicos de faquectomía por facoemulsificación, cuál es la técnica con el menor error de predicción: biometría preoperatoria con IOL MASTER 700 (con diversas fórmulas de tercera y cuarta generación) o resultados refractivos afáquicos intraoperatorios con el aberrometro ORASystem?

El advenimiento del sistema de refracción/aberrometría Intraoperatoria (ORAsystem) permite al cirujano realizar cálculos de lentes intraoculares durante el proceso quirúrgico, demostrando resultados posoperatorios con bajos defectos esfero-cilíndricos residuales según estudios publicados. Sin embargo, el uso de biómetros oculares para el cálculo de lentes intraoculares mantiene rangos de errores de predicción confiables por la experiencia adquirida a través del tiempo y la personalización de constantes.

En teoría el uso de la aberrometría intraoperatoria como único método para cálculo de lente representaría mejoras en resultados refractivos posoperatorios, además de ahorro de recursos públicos e institucionales como:

- En consulta externa tiempo-espacio físico y talento humano: Reduce la cantidad de exámenes ópticos previos, citas medicas, y personal técnico operador de equipos para cálculo de lente preoperatorio
- Intraoperatorio Tiempo-físicos: Toma solo 60 segundos para obtener los valores del cálculo de lente a implantar. Se ubica por debajo del microscopio quirúrgico y cuenta con conexión inalámbrica a una torre de control.

Por lo tanto, se requiere determinar actualmente qué técnica obtiene el menor error de predicción refractivo entre biometría preoperatoria con IOL MASTER 700 (con diversas fórmulas de tercera y cuarta generación) o refracción afaquica intraoperatoria con el aberrometro ORAsystem.

Marco teórico

La biometría ocular se refiere a técnicas no invasivas que aplicando ciertas fórmulas junto con algunas medidas biométricas oculares (de ahí su nombre) que incluyen siempre la longitud axial y el poder de la córnea, y en algunos casos la profundidad de la cámara anterior y otros datos (dependiendo de la fórmula empleada), permiten calcular el poder dióptrico del lente intraocular a implantar con el fin de obtener una refracción deseada en un paciente que se opere de catarata. Ya que el resultado refractivo en el paciente operado de catarata es cada vez más importante, el punto del cálculo del poder del lente a implantar es crítico.

Inicialmente nos referiremos a los sistemas que permiten realizar la medida de la longitud del ojo (longitud axial) y luego nos referiremos a los diversos tipos de fórmulas para ese cálculo.

Dentro de los equipos utilizados para la medición de las distancias dentro del ojo existen dos tipos: los basados en ultrasonido (ecografía modo A) y los ópticos, basados en interferometría de coherencia parcial, reflectometría de baja coherencia o SWEPT Source OCT.

En las décadas de 1930 y 1940 se empezaron a realizar mediciones de la longitud axial del ojo con rayos X, pero eran técnicamente difíciles¹⁶. Luego de los trabajos experimentales de Oksala y Lehtinen, Kanki et al. en 1961 y Jansson en 1963 publicaron las primeras medidas oculares obtenidas con ultrasonido usando inmersión¹⁷.

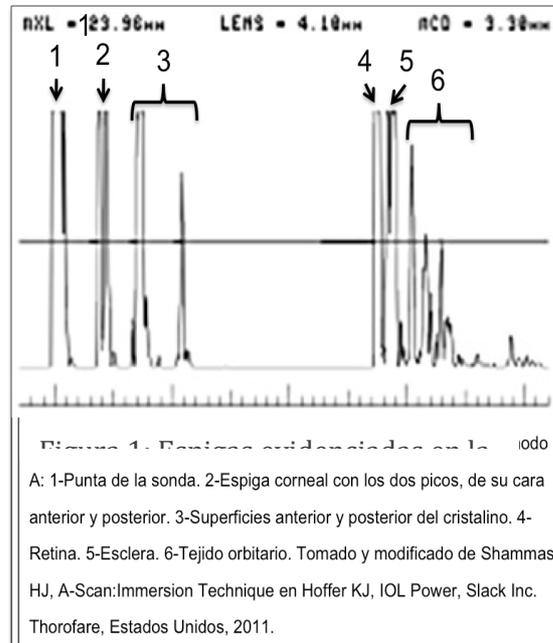
En la década de 1970 Worst¹⁸ y Colenbrander¹⁹ en Holanda empezaron a usar un equipo en modo A de manera rutinaria y Ossoinig en Austria mejoró su precisión por medio de la estandarización y la implementó para uso clínico^{20, 21}. Ya que la técnica requería fotografiar la pantalla y hacer medidas sobre las fotos, era bastante tediosa. Una casa comercial (Sonometrics) desarrolló en los Estados Unidos en 1975 un equipo que no requería tomar las fotografías, pero tenía una sonda de contacto. Al ser de contacto podía causar compresión corneal y generar un error variable, pero se popularizó por la facilidad de realizar e interpretar el examen y fue la técnica de biometría mas popular hasta mediados de la primera década del siglo XXI, cuando fue superada por las técnicas de biometría óptica en cuanto a porcentaje de oftalmólogos que la emplean^{22, 23, 35, 114, 115}. En las últimas encuestas de Leaming en 2012 en los Estados Unidos mas del 87% de los oftalmólogos usaban mas frecuentemente el IOLMaster (72%) y el Lenstar LS900 (15%), ambos biómetros ópticos, mientras que el 8,1 % usaba ultrasonido por inmersión y solo el 4.4% continuaba usando biometría ultrasónica de contacto^{22, 114}. En Europa para el mismo año^{23, 115} el preferido también fue el IOL Master, y asombrosamente aún la biometría ultrasónica de contacto se ubicó en segundo lugar, aunque su uso va en descenso. El orden de preferencia fue: IOLMaster (69.7%), ultrasonido por contacto (17.9%), biometría ultrasónica de inmersión (6.9 %) y Lenstar (5.4%)^{23, 115}.

ULTRASONIDO MODO A Y MODO B

El empleo del ultrasonido en los tejidos oculares se puede realizar por dos modos básicos, los llamados en español modo-A y modo-B (en inglés A-scan y B-scan). La A se origina de amplitud (amplitude-modulation), y la B de brillo (brightness-modulation)²⁴ (6).

Los equipos de ultrasonido modo A, que generan una imagen uni-dimensional con espigas de deflexión con respecto a una línea de base, se fundamentan en la utilización de una sonda con un transductor que emite un haz de ondas ultrasónicas delgado y paralelo (usualmente de 8 a 10 Mhz de frecuencia), las cuales viajan a diferentes velocidades en los diferentes tejidos. Entre mas alta la frecuencia de la onda, menor es su longitud de onda. Entre mas corta sea la longitud de onda penetra menos en los tejidos, pero genera imágenes de mejor resolución. Como en el ojo es preferible tener una mejor resolución y no se requiere una penetración tisular mas allá de los 30 o 35 mm, cómo máximo, se emplean ondas de muy alta frecuencia y muy corta longitud de onda, a

diferencia de los transductores empleados para otras partes del cuerpo cuyas frecuencias son de 3 a 5 MHz ^{22, 25, 26}. El transductor está compuesto por cristales de cuarzo que convierten energía eléctrica en ondas ultrasónicas y viceversa^{23, 27}.



En el modo-B, en cuyo transductor ocurre un movimiento hacia delante y hacia atrás del cristal piezoeléctrico a aproximadamente 25 Hz, y genera ultrasonido a 10 MHz, se puede obtener una reconstrucción de una imagen bi-dimensional (un corte) a partir de una serie de puntos, mas útil para determinar las características topográficas del globo ocular^{21, 24, 26}.

TRANSMISIÓN, VELOCIDAD Y REFLEXIÓN DEL ULTRASONIDO

La transmisión de las ondas ultrasónicas depende de la densidad de los materiales o superficies que atraviesa: a mayor densidad, mayor velocidad de transmisión. Al llegar a una interfase una parte de la onda ultrasónica sigue adelante y la otra se refleja, siendo este eco el que es percibido de nuevo por la sonda, que lo transforma

en un impulso eléctrico. Entre mayor sea la diferencia en la densidad de los dos medios en la interfase, mayor será el eco. Estos impulsos se amplían y procesan para presentarse como imágenes (espigas). El equipo puede registrar el tiempo que se tarda cada eco en recibirse y puesto que conocemos la velocidad promedio de transmisión del ultrasonido en los diferentes medios oculares, se calculan las distancias por la fórmula física de:

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

Las velocidades que se toman para el cálculo se basan en promedios de la densidad de los tejidos y por ello allí se introduce un factor de error en la medida de las distancias para un ojo específico²¹.

Las interfases que capta el ecógrafo como espigas en una biometría de inmersión son: la interfase entre la sonda y el fluido alrededor de la sonda; las de la caras anterior y posterior de la córnea; las cápsulas anterior y posterior del cristalino; la vítreo-retiniana y la de la coroides a la superficie anterior de la esclera, determinando entre ellos la paquimetría, la cámara anterior, el cristalino y la cámara vítrea, y todos ellos en conjunto la longitud axial (medida entonces desde el vértice de la córnea hasta la interface vítreo-retiniana, lo cual está un poco anterior al nivel de los fotorreceptores). Al llegar al tejido orbitario el haz de ultrasonido es atenuado hasta perder toda su energía. La espiga de la córnea tiene dos picos. Es muy importante alinear la sonda emisora del ecógrafo con el eje visual. En estas condiciones las espigas correspondientes a la córnea, cara anterior del cristalino, retina y esclera serán de grosor diferente, pero su amplitud (altura) será similar y cercana a la máxima. Este hecho nos indicará que la sonda ha sido colocada perpendicularmente al globo ocular y alineada con el eje visual. Muchos ecógrafos actuales poseen en la punta de la sonda para modo-A una luz de fijación, la cual es muy útil para realizar una medida en el eje visual, ayudándose con la fijación del paciente, en aquellos que pueden fijar. (Figura 1).

Como el espesor de la retina varía de aproximadamente 165 μm en el centro de la fovea a aproximadamente 250 μm en el área parafoveal, aunque las fórmulas biométricas tienen factores de compensación, esto genera un pequeño grado de error en el cálculo del poder del lente^{28, 35}. En general, la mayoría de los ecógrafos utilizan una velocidad promedio calculada de acuerdo a la proporción de la distancia recorrida en tejidos con alta densidad y alta velocidad (córnea, cristalino) y tejidos o espacios de baja densidad y baja velocidad (cámara anterior, cámara vítrea). Se considera así que en ojos fágicos la velocidad promedio es de 1.550 m/s y de 1.534 m/s en afágicos. Sin mebaergo, dentro de los biómetros ultrasónicos, los nuevos modelos utilizan las velocidades específicas en cada segmento (1532 m/seg en la cámara anterior, 1641 m/seg en el cristalino y 1532 en la cavidad vítrea) para obtener las medidas segmentarias y totales, lo cual mejora su precisión (Figura 2)²⁹.

BIOMETRÍA ULTRASÓNICA: CONTACTO E INMERSIÓN

Dentro de la biometrías ultrasónicas la técnica de aplanación o de contacto (Figura 3) ha disminuido mucho su uso en los últimos años: mientras que en 1999 era empleada por 95% de los miembros de la ASCRS^{30, 118} en la última encuesta de la ASCRS en los Estados Unidos en 2012 solo el 4.4% de los cirujanos la usan frecuentemente^{22, 114}, aunque en la encuesta realizada en Europa ese año, todavía un 17.7% la usaban de rutina^{23, 115}. Ha sido desplazada principalmente por la biometría óptica (basada en interferometría, reflectometría o tecnología OCT swept-source - OCT con fuente de barrido), pero también por un pequeño porcentaje creciente de usuarios de biometría



Figura 2: Equipo OcuScan (Alcon) para biometría ultrasónica



Figura 3: Biometría ultrasónica con técnica de contacto

ultrasónica de inmersión, técnica que, realizada adecuadamente, puede considerarse relativamente equiparable a la óptica, aunque es mas operador-dependiente ^{22, 31, 32 107, 108, 114}. La biometría ultrasónica de contacto se popularizó por su facilidad, pero siempre fue muy cuestionada en cuanto a su reproducibilidad, debido a que el contacto directo entre la sonda y la superficie corneal genera una indentación y por ende un acortamiento variable de la longitud del ojo, lo cual la hace demasiado operador-dependiente, con acortamientos variables reportados entre 140 y 360 micras, lo cual ha sido comprobado por estudios tanto antiguos como recientes^{18, 23, 29, 30, 111, 112}. En conclusión es una técnica que actualmente no se recomienda para los estudios biométricos.

La otra modalidad de biometría ultrasónica es la técnica de inmersión (Figura 4). En la última década las técnicas basadas en ultrasonido han cedido el espacio a las técnicas ópticas, sin embargo, como veremos mas adelante, las técnicas ópticas aún no pueden realizar mediciones en algunas cataratas muy densas, por lo cual la técnica de inmersión aún será utilizada en aproximadamente entre un 9 a 18 % de los casos^{31,33, 39, 40}.



Figura 4: Biometría ultrasónica de inmersión. Izq: Copa de acrílico de Prager con la sonda de ultrasonido ajustada con un tornillo de fijación, y jeringa con solución salina. Der: Realización de las mediciones en el paciente.

En la técnica de inmersión no hay contacto directo entre la sonda y la córnea. El paciente es colocado en posición supina, o reclinado hacia atrás, se aplica anestesia tópica, y se acopla sobre el ojo una copa de material acrílico que mantiene solución salina o metilcelulosa o una mezcla de los dos, libre de burbujas de aire, en contacto con el ojo. Existen diferentes diseños de copas (Kohn, Hansen-Ossoinig y Prager). La sonda es colocada en ese líquido, sin tocar la córnea (a 5-10 mm de distancia), alineándose con el eje visual (Figura 4).

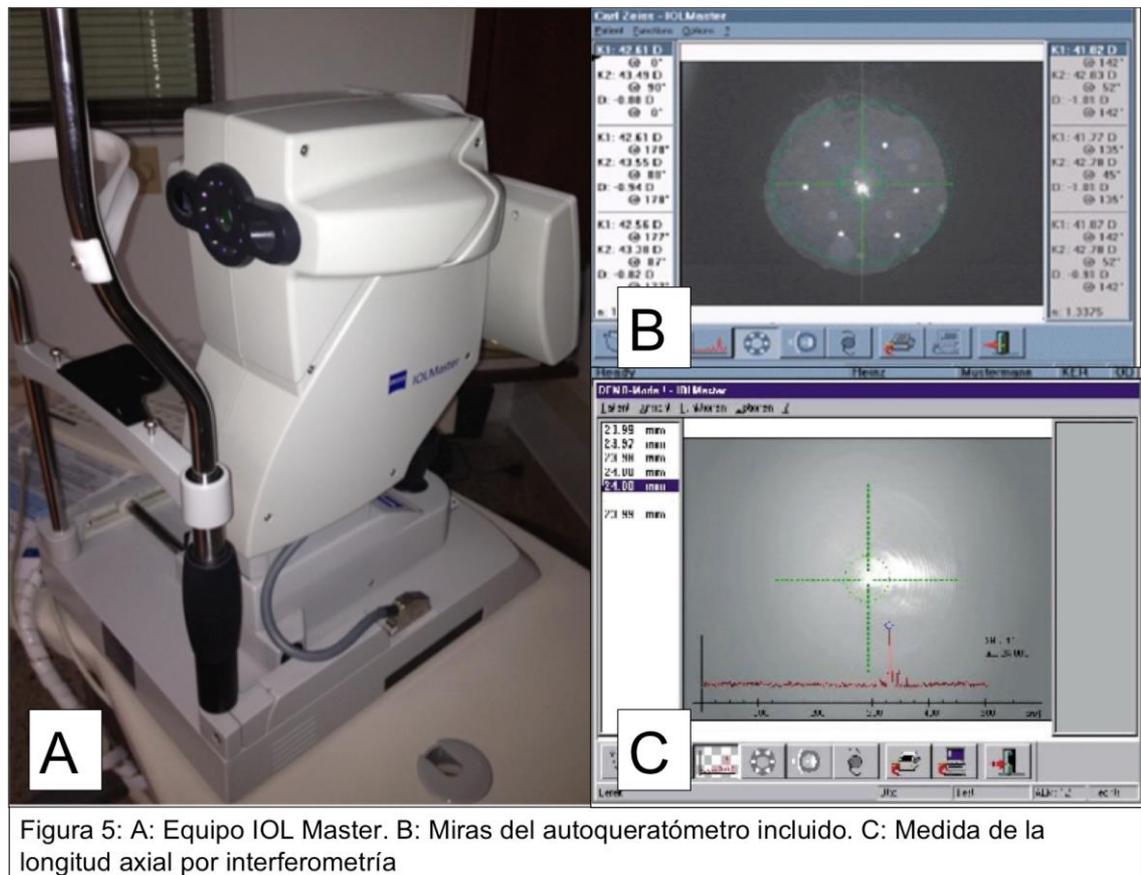
Esta técnica produce un patrón de espigas con una espiga adicional inicial con respecto al patrón de la técnica de contacto, la que se corresponde a la interfase entre la punta de la sonda y el fluido que la rodea (Figura 1).

La resolución o precisión para el cálculo de la longitud axial de los biómetros por ultrasonido, con la técnica de inmersión, es de aproximadamente 120 micras, lo cual genera un margen de error refractivo postoperatorio de aproximadamente $0.28D^{31, 41}$. Es muy importante que el haz de ultrasonido esté alineado con el eje visual.

BIOMETRÍA ÓPTICA: INTERFEROMETRÍA Y REFLECTOMETRÍA

IOL Master – Carl Zeiss: Durante los años 90, se desarrolló un nuevo equipo (IOL

Master) basado en interferometría de coherencia parcial (Figura 5).



Este equipo proporciona una técnica análoga del ultrasonido, pero que trabaja con ondas de luz infrarroja en vez de ultrasonido. Se basa en la interferometría con láser, descrita inicialmente por Michelson⁴². La técnica esta basada en la proyección de 2 haces de luz infrarrojos (láser de diodo multimodal de 780 nm de longitud de onda) sobre el globo ocular y la medición de la reflexión de estos haces sobre las distintas superficies oculares. El doble haz permite eliminar la influencia de los movimientos longitudinales del ojo durante el examen, usando la córnea como referencia.

En términos de resolución debido a que la onda luminosa usada en la biometría óptica tiene una longitud de onda mucho menor, la resolución en la medición de la longitud axial de la biometría óptica es aproximadamente de 5 a 9 veces la de la biometría por ultrasonido, siendo aproximadamente de 20 micras^{25, 28}. Además de la medición de la longitud axial por interferometría, el equipo IOLMaster puede realizar las medidas de la profundidad de la cámara anterior (ACD) por medios ópticos (usando una luz de hendidura); la medida blanco-blanco; y posee un auto-queratómetro.

En el autoqueratómetro incluido en el IOLMaster de las versiones 500 y anteriores, la curvatura corneal es medida analizando el reflejo de 6 puntos de

luz en un patrón hexagonal, a un diámetro aproximado de 2.3 mm de diámetro de la interfase lagrime/aire (Figura 5-B).

Haigis en 1999 incluyó una compensación para asegurar que los valores de medición obtenidos con el IOLMaster (medidos desde el epitelio pigmentario retiniano) fueran compatibles con los obtenidos a través de la medición ultrasónica de longitud axial (desde la membrana limitante interna). Esto evitó la necesidad de realizar cambios significativos en las constantes empleadas ya en ese momento en la fórmulas biométricas (ACDp, constante A, surgeon factor)^{31, 107}. Sin embargo, las constantes A calculadas para los lentes por los fabricantes (llamadas nominales) se basaron en resultados históricos con la técnica de biometría ultrasónica de contacto y adicionalmente, existen algunas diferencias en la queratometría (queratómetro manual versus autoqueratómetro del IOL Master), por lo cual Haigis lideró una tarea de optimización de las constantes de los lentes para biometría óptica, recogiendo resultados de muchos cirujanos. Estas constantes se pueden obtener de manera gratuita en la página del User Group for Laser Interference Biometry (ULIB)⁴³.

La biometría óptica tiene ventajas con respecto a la técnica ultrasónica: es totalmente de no contacto y permite la rápida realización de múltiples mediciones de diversas variables. Como ventajas adicionales de los biómetros ópticos se han identificado su mayor precisión en casos de ojos con estafilomas posteriores, fijación excéntrica y con aceite de silicón^{44, 113}.

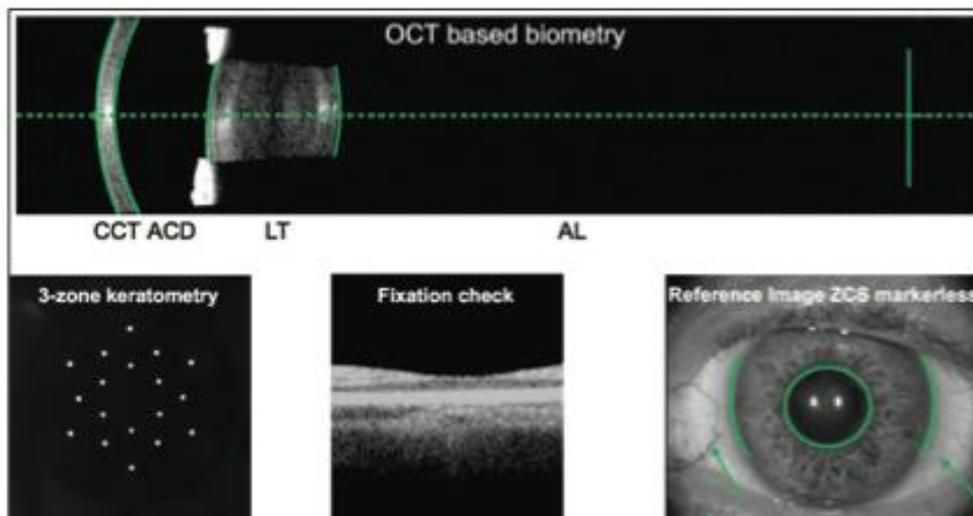
Dentro de los inconvenientes de este equipo se encuentran el alto costo, la incapacidad de la luz infrarroja de atravesar superficies opacas como leucomas corneales, cataratas nucleares muy densas o con importantes opacidades subcapsulares posteriores, hemorragias vítreas entre otras. En general no es posible obtener una medida confiable entre un 9 y un 18 % de los ojos^{31, 32, 35, 39, 40}. Con los modelos mas antiguos se han reportado porcentajes de falla en la toma de la longitud axial hasta el 37,8%^{45, 46}. El modelo IOLMaster 500 permitió el manejo especial de las señales luminosas, con el fin de disminuir el porcentaje de ojos que no se pueden medir, pero sin embargo recientemente se han reportado porcentajes de falla entre 13,7 y 16,2%^{39, 47}. Nosotros encontramos que no obtuvimos una medida confiable de longitud axial en el 8,7% de los ojos con el IOLMaster 500 (datos no publicados). Este equipo incluye la fórmula Holladay 2 directamente, sin necesidad de exportar datos al programa Holladay IOL Consultant, aunque no es posible que tenga en cuenta el espesor del cristalino de manera directa, pues no realiza esta medición.

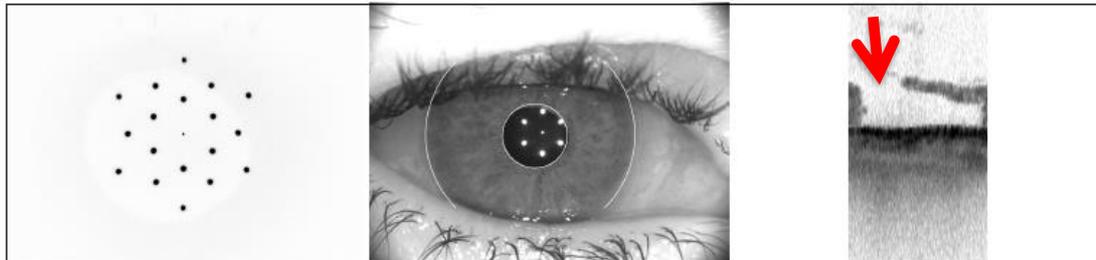
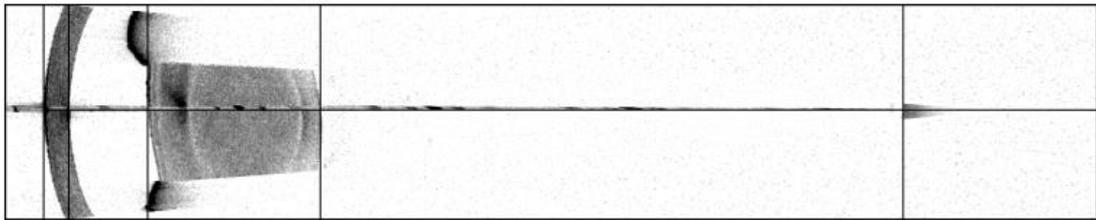
Biómetro IOLMaster 700: El IOLMaster 700 fue el primer biómetro óptico que empleó la tecnología OCT swept-source (OCT con fuente de barrido). Permite una profundidad de exploración de 44 mm con una resolución de 22 µm en tejido. La velocidad del sistema de medición de las longitudes permite adquirir tomogramas de longitud completa en 2000 A-scans / segundo. En contraste con el IOLMaster 500 y todos los otros dispositivos de biometría óptica de

varios fabricantes que usan A-scans, el IOLMaster 700 además aplica la tecnología B-scan para determinar los datos biométricos, así como la configuración de la fovea del ojo examinado¹²².

Para evaluar la queratometría utiliza 19 puntos organizados en un patrón hexagonal. Este equipo permite medir de manera similar al Lenstar las diferentes interfaces del ojo (córnea, profundidad de cámara anterior, espesor del cristalino y longitud axial) pero además permite visualizar un corte del cristalino y la mácula, lo que puede ayudar a verificar la fijación del paciente al observar la depresión de la fovea.

Inclusive puede detectar patología macular evidente, como agujero macular.





Caso de agujero macular descubierto con el IOLMaster 700 (flecha roja). Debido a la presencia de la catarata el oftalmólogo remitente no lo había podido detectar.

En un estudio recientemente publicado el IOLMaster 700 pudo realizar la medición de la longitud axial en el 100% de 80 ojos, mientras que el Lenstar tuvo un 12,5% de medidas fallidas⁴⁸.

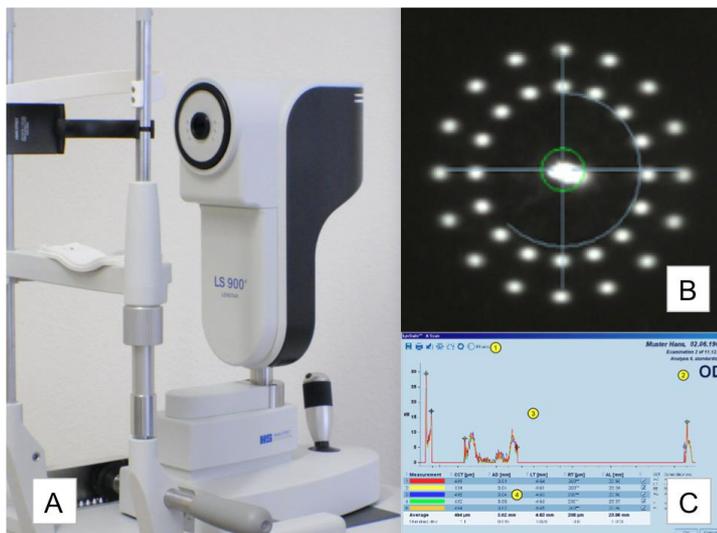


Figura 7: A: Equipo LenStar LS 900. B: Miras del autoqueratómetro del LenStar. C: Mediciones de paquimetría, profundidad cámara anterior, espesor del cristalino y longitud axial realizadas con reflectometría óptica de baja coherencia.

LenStar LS 900 – Haag Streit:

Otra opción de biometría óptica es el LenStar LS 900® de Haag Streit basado en reflectometría óptica de baja coherencia y que puede medir longitud axial, espesor corneal, profundidad de la cámara anterior y longitud axial (Figura 7)⁴².

Para medir la queratometría utiliza 32 puntos en dos círculos

(aproximadamente de 2.30 y 1.60 mm de diámetro). Mide la profundidad de la cámara anterior utilizando la tecnología de coherencia óptica (a diferencia del IOLMaster 500 y versiones anteriores, que para determinarla usa una medición óptica con luz de hendidura). Se basa en la reflectometría óptica de



baja coherencia, un principio también fundamentado en el interferómetro de Michelson, pero que se diferencia de la interferometría de coherencia parcial en la fuente de luz y la configuración del interferómetro²⁷. El LenStar utiliza un diodo superluminiscente infrarrojo de 820 nm de longitud de onda como fuente de luz para medir la longitud axial. Tiene una reproducibilidad teórica en la medición de la longitud axial de 35 micras^{25, 109, 110}. Se ha reportado que entre un 10 % y un 13,5% de los ojos no pueden ser medidos, por presentar con cataratas densas, nucleares o subcapsulares posteriores^{25,31,34,33}. Nosotros encontramos que en un 6,9% de los ojos de un grupo de estudio, no se pudo obtener una medida de longitud axial con el LenStar (datos no publicados)¹⁰⁹.

Tiene como ventaja sobre el IOLMaster 500 y versiones anteriores, que puede hacer mediciones de todas las interfaces ópticas del ojo: córnea, cámara anterior, espesor del cristalino y longitud axial.



Biómetro AL-Scan de NIDEK : Se fundamenta también en la interferometría de coherencia parcial. Tiene la capacidad de medir 6 parámetros: longitud axial, queratometría, profundidad de la cámara anterior, paquimetría, distancia blanco-blanco (diámetro corneal), y tamaño pupilar. Usa un diodo que emite luz de 970 nm de longitud de onda. El poder de la córnea se mide mediante el análisis de las imágenes reflejadas de dos miras circulares a diámetros de 2,4 y 3,3 mm.

Recientemente Hoffer y Savini reportaron que la medición de la longitud axial no tuvo diferencia con el IOLMaster 500. Los autores no reportaron en cuántos ojos no pudieron obtener una medida confiable.³⁵ En otros dos estudios que compararon AL-Scan con otros biómetros ópticos, los autores excluyeron los ojos con opacidad subcapsular posterior avanzada.^{36,37}

Biómetro Aladdin de TOPCON: Biómetro óptico, basado en interferometría óptica de baja coherencia, que tiene incorporado un topógrafo de disco de Plácido.

En un reciente estudio el equipo no pudo medir el 3,7% de un grupo de 215 ojos en Londres, pero en ese mismo grupo el IOLMaster versión 5 también tuvo el mismo porcentaje de ojos fallidos, lo que hace pensar que las cataratas no eran de una densidad avanzada. Desafortunadamente los autores no indicaron la densidad de las cataratas³⁸.

En un estudio nosotros encontramos que el 8,2 % de los ojos no pudieron ser medidos con el Aladdin (datos no publicados).

Biómetro OA-2000 de Tomey: Este biómetro utiliza la interferencia óptica Fourier-domain con un láser de fuente de barrido de 1060-nm para medir la longitud axial, también acopla un cono con un disco de Plácido. Recientemente se reportaron tasas de éxito en la toma en el 99% de un grupo de ojos y en el 100% de otro.^{31,32}

BIOMETRÍA ULTRASÓNICA VERSUS BIOMETRÍA ÓPTICA

Comparando la biometría ultrasónica de contacto y la biometría óptica se han encontrado en casi todos los estudios diferencias significativas, lo cual es de esperarse, pues el IOLMaster se calibró teniendo como referencia la biometría ultrasónica de inmersión. Connors y coautores en 2002 en 111 ojos, usando la constante nominal y la fórmula Holladay 1, encontraron que el error de predicción absoluto del IOLMaster fue de 0.53 D, mientras que el de la biometría ultrasónica de contacto fue de 0.76 D, y el porcentaje de ojos con un error absoluto ± 0.5 D fue de 61.2% versus 42.3%, ambas diferencias estadísticamente significativas¹¹⁷. Rajan y coautores en 2002 compararon 50 ojos a los que se les realizó biometría óptica con el IOLMaster y 50 ojos a los cuales se les practicó biometría ultrasónica de contacto usando las constantes nominales (recomendadas por el fabricante). El promedio de error absoluto con el IOLMaster fue de 0.52 D y de 0.62 D en el de ultrasonido de contacto, diferencia que no alcanzó significancia estadística. Los autores recomiendan que para mejorar los resultados con el IOLMaster debe optimizarse la constante, concepto que hoy es aceptado universalmente¹¹⁸. Nemeth y coautores en 2003 encontraron una diferencia de 390 micras en los promedios de la medición de la longitud axial entre la biometría ultrasónica de contacto y el IOL Master, lo cual es tanto estadística como clínicamente significativo¹¹². Findl y coautores en 2003 encontraron una diferencia de entre 150 y 220 micras, dependiendo de la experiencia del examinador, en los valores de longitud axial del IOLMaster y la biometría ultrasónica de contacto¹¹³. Otro estudio reciente ha confirmado esas diferencias. Magde y coautores en 2005 encontraron en 20 ojos, usando la fórmula SRK/T y las constantes nominales, un error de predicción aritmético mayor con el IOLMaster (+0.59 D) que la biometría de contacto (-0.15 D). Desafortunadamente no indicaron la magnitud de los errores absolutos¹⁰¹. Luego de realizar el proceso de personalización de la constante, en otros 22 ojos logró un error aritmético de +0.12 D, y finalmente, luego de otro ajuste de la constante, alcanzó en una tercera fase (20 ojos) un error aritmético promedio de -0.15 D¹⁰¹. Roy y colegas en 2012 encontraron que la diferencia entre las medidas de la longitud axial del IOLMaster y la biometría ultrasónica de contacto fue de $0.18 \text{ mm} \pm 0.23 \text{ mm}$ y en cuanto al poder calculado del lente fue de $-0.52 \text{ D} \pm 0.93 \text{ D}$. El error absoluto promedio con el IOLMaster fue 0.3 D y con la biometría de contacto fue de 0.94 D ¹¹⁰. En la actualidad este tipo de comparaciones no son relevantes, pues desde hace más de dos décadas se ha demostrado que la biometría ultrasónica de

contacto no es lo suficientemente precisa ni reproducible^{29, 30, 111, 112}.

El panorama es completamente diferente cuando se compara la biometría ultrasónica de inmersión y la óptica.

Diversos estudios, antiguos y recientes, han mostrado que no existe una diferencia significativa entre los resultados refractivos de la biometría óptica (IOL Master) y la ultrasónica por inmersión^{94, 108, 115}.

Packer, Fine y coautores en 2002 compararon los resultados de 50 ojos con la fórmula Holladay 2 y constante personalizada, usando para la queratometría preoperatoria el autoqueratómetro del IOLMaster. Encontraron una mínima diferencia en los valores medidos de longitud axial (10 micras mas largos en promedio con el IOLMaster), y los resultados del error de predicción para ambas tecnologías (que son unos de los menores alguna vez publicados) fueron identicos entre los dos equipos: el 48% de los ojos en cero, el 92% \pm 0.50 D y el 100% \pm 1.0 D, con un error absouto de 0.215 D⁹⁴.

Narvaez y coautores tampoco encontraron diferencias significativas en los resultados refractivos de 47 ojos operados en el año 2002 en el Emory Eye Center (Atlanta, EEUU) al comparar los errores de predicción absolutos con la biometría ultrasónica de inmersión/queratómetro manual (0.389 D) y el IOLMaster (0.395). En su estudio el 69.6 % de los ojos finalmente estuvieron \pm 0.50 D del resultado esperado con la biometría ultrasónica y el 67.4 % en ese rango con el IOLMaster¹⁰⁸.

Montés-Mico y coautores recientemente encontraron en 78 ojos con catarata que el ultrasonido de inmersión encontró valores de longitud axial en promedio 110 micras mas cortos que el IOLMaster y el Lenstar, pero esa diferencia no alcanzó a ser significativa¹¹⁵.

Whang y coautores en 2012 estudiaron los errores de predicción en 354 ojos comparando la biometría óptica (IOL Master) y la ultrasónica de inmersión. Para el cálculo de los errores de predicción en el poder del LIO con ambas tecnologías emplearon el poder corneal medido por el queratómetro manual y constantes personalizadas con la fórmula SRK/T. La diferencia entre los promedios de longitud axial medida con los dos equipos fue pequeña (30 micras mas corta con el ultrasonido), pero alcanzó significancia estadística. Los errores de predicción absolutos en promedio fueron de 0.463 D para el IOLMaster y 0.469 D para el ultrasonido de inmersión, sin diferencia estadísticamente significativa entre ellos. En su estudio el 61.9 % de los ojos finalmente estuvieron \pm 0.50 D del resultado esperado con la biometría ultrasónica y el 61 % en ese rango con el IOLMaster¹¹⁶.

Nemeth y coautores en 2012 compararon 159 ojos a los cuales se les realizó biometría ultrasónica de inmersión con 205 en los que se usó el IOLMaster. Usaron la fórmula SRK/T y en un subgrupo de 172 ojos (89 con ultrasonido y 91 con IOLMaster) compararon los resultados luego de optimizar la constante.

Los errores de predicción sin optimización fueron en promedio 0.54 D con inmersión y 0.47 D con el IOLMaster. Curiosamente en los subgrupos en los que se realizó optimización de la constante, con un sistema empleando el plug in *solver* del software Microsoft Excel, los valores de los errores fueron mayores: 0.56 D y 0.6 D, lo que en principio hace dudar del procedimiento de optimización, cosa que indicamos en una carta al editor publicada en la revista. Las diferencias entre las dos tecnologías (ultrasonido de inmersión y IOLMaster) no fueron significativas¹²³

FÓRMULAS PARA EL CÁLCULO DEL PODER DELLENTE A IMPLANTAR

La cirugía de catarata ha evolucionado con la aparición de incisiones más pequeñas, la disminución de las complicaciones y del tiempo de recuperación del paciente para así aumentar el grado de satisfacción del mismo. Con el paso del tiempo han mejorado los resultados refractivos de la cirugía y la finalidad de la cirugía de catarata ha pasado de ser solo la restitución de la transparencia de los medios, a una cirugía con fines refractivos, y los pacientes así están exigiéndolo cada vez más, especialmente para los casos de lentes multifocales y/o tóricos.

La cirugía de catarata como cirugía refractiva actúa sobre los dos componentes dióptricos del ojo: en mucho menor grado sobre la córnea, con el tipo de incisión, y en mucha mayor magnitud sobre el cristalino al sustituirlo por una lente intraocular de una potencia determinada.

Harold Ridley en 1949 fue el primero en implantar una lente intraocular en un paciente. En sus dos primeros casos, sin embargo, sus resultados refractivos fueron malos con un equivalente esférico postoperatorio de -21 y -15 dioptrías. Posteriormente, con ajustes que no explicó claramente, logró refracciones dentro del rango de las 2.00 D de la planeada³⁶.

Por las dificultades técnicas que implicaba la implantación de un lente en la cámara posterior, la tendencia posterior fue implantarlos en la cámara anterior. En 1957 Binkhorst, quien había implantado algunos lentes del tipo Ridley, diseñó su lente de fijación iridiana⁵⁸, y en la década de 1960 se empezaron a popularizar en Europa. La mayoría de los cirujanos optaban por el método empírico de implantar un lente estándar de +18.00 o +19.00 Dioptrías, con el fin de restaurar la transparencia de los medios, y simplemente dejar al ojo en un estado refractivo similar al que tenía preoperatoriamente.

Para un cálculo del poder del lente a implantar con una refracción deseada, se requería un dato de la longitud axial del ojo. Desde finales de la década de 1930 se realizaron mediciones de la longitud axial del ojo con rayos X, pero eran técnicamente difíciles¹⁶. En 1963 Jansson describió las primeras medidas oculares obtenidas con ultrasonido, técnica que evolucionó y facilitó la medición in vivo de la longitud axial del ojo¹⁷.

Un investigador que encabezó el desarrollo de fórmulas biométricas usando la longitud axial fue Fyodorov^{38, 39}, quien de hecho en su descripción original utilizó el dato medido con Rayos X en varios de sus pacientes, pero luego continuó empleando la medición ultrasónica por ser más confiable y sencilla de realizar. Después de Fyodorov muchos investigadores desarrollaron fórmulas para el cálculo del poder del lente intraocular a implantar y estas se pueden dividir de acuerdo a su tipo (teóricas vs de regresión) y de acuerdo al tiempo de su publicación y al uso o no de variables adicionales (1ª, 2ª, 3ª o 4ª generación). En esta revisión las dividiremos por generaciones, señalando en cada generación cuál es teórica y cuál de regresión.

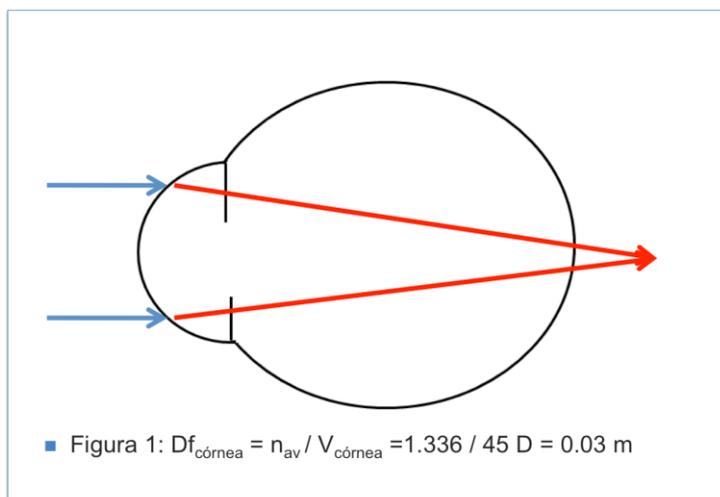
Fórmulas teóricas de 1ª generación

Fyodorov fue el primero en publicar en 1967 una fórmula teórica para calcular el poder del lente que se debía implantar en el ojo en función de la Longitud Axial (LONGITUD AXIAL) y la queratometría (K)^{38, 39}. En esta fórmula Fyodorov calculó la posición efectiva del lente (ELP por sus siglas en inglés) basándose en la queratometría y el diámetro corneal, a diferencia de todas las demás teóricas de primera generación, en las que para la ELP se empleó un valor constante para cada lente.

Esta fórmula, así como todas las teóricas de primera generación que le siguieron, se basaron en el cálculo de la vergencia de los rayos al llegar al plano del lente intraocular, y la vergencia con que deberían salir de ese plano para enfocarse en la mácula.

Conociendo la longitud axial y la posición del lente (presumida), se puede determinar el poder del lente intraocular.

Hagamos un ejemplo:



Conocemos del ojo en estudio que tiene:

$$K = 45 \text{ D}$$

$$LA = 24 \text{ mm} = 0.024 \text{ m}$$

$$ELP = \text{calculada de } 4,5 \text{ mm} = 0.0045 \text{ m}$$

El primer paso es determinar la distancia focal de los rayos que salen de la córnea (cuya vergencia es equivalente al poder de la córnea entendiendo que los

rayos que ingresan son paralelos provienen de un objeto lejano y por ello

tienen vergencia igual a cero) (Figura 1).

$$Df_{\text{córnea}} = n_{\text{av}} / V_{\text{córnea}} = 1.336 / 45 \text{ D} = 0.03 \text{ m}$$

Donde:

$Df_{\text{córnea}}$ = Distancia focal de la córnea como único lente

n_{av} = índice de refracción del humor acuoso y del humor vítreo

$V_{\text{córnea}}$ = Vergencia de los rayos que salen de córnea, equivalente al poder de la córnea por que ingresan rayos paralelos

Conociendo la distancia focal de la córnea (determinada en la fórmula anterior) y asumiendo una ELP dada, podemos calcular la vergencia de llegada de esos rayos al plano del lente intraocular, ya que podemos conocer la distancia de ese plano al punto focal de la córnea, simplemente restándole la ELP a esa distancia ya determinada.

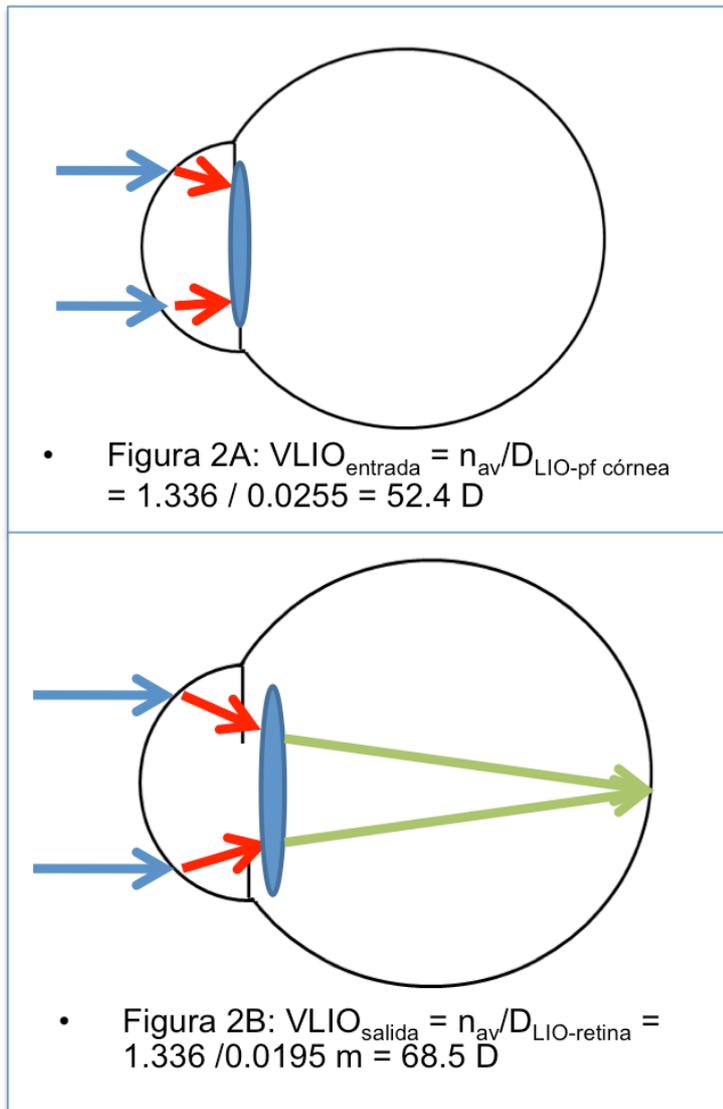
$$D_{\text{LIO-pf córnea}} = Df_{\text{córnea}} - \text{ELP} = 0.03 - 0.0045 = 0.0255 \text{ m (Figura 2 A)}$$

El cálculo de la vergencia de los rayos de entrada al plano del lente es:

$$V_{\text{LIO entrada}} = n_{\text{av}} / D_{\text{LIO-pf córnea}} = 1.336 / 0.0255 = 52.4 \text{ D}$$

El ultimo paso será determinar el poder del LIO para que la distancia focal ya no sea 0.03 m, sino que enfoque en la mácula. Para ello debemos simplemente determinar la vergencia de los rayos de salida del LIO de manera que enfoquen en la retina. Recordemos que para ello necesitamos conocer la distancia focal y el índice de refracción del medio. Para determinar la distancia focal deseada, simplemente conociendo la LA (24 mm) y la ELP asumida (4.5 mm),

determinamos que la distancia Lente-retina es de 19.5 mm), y entonces la vergencia de salida del LIO deseada será (Figura 2B):



$$VLIO_{salida} = n_{av}/D_{LIO-retina} = 1.336 / 0.0195\ m = 68.5\ D$$

Conociendo la vergencia antes del LIO y la vergencia después del LIO, determinamos fácilmente el Poder del LIO:

$$P = VLIO_{salida} - VLIO_{entrada} = 68.5\ D - 52.4\ D = +16.1\ D$$

Incluyendo todas las variables, la fórmula completa de poder de

vergenza del LIO sería:

$$P = (n_{av}/LA - ELP) - (n_{av}/[(n_{av}/V_{córnea}) - ELP])$$

Donde:

P = Poder del lente intraocular para emetropía.

n_{av} = índice de refracción del humor acuosos/humor vítreo.

LA= Longitud axial.

ELP= Posición efectiva del lente (presumida).

$V_{córnea}$ = Poder de vergencia de la córnea, equivalente al poder corneal medido con queratometría.

Esta fórmula es equivalente a la publicada inicialmente por Fyodorov, solo que con algunas transformaciones matemáticas de la ubicación de los términos.

Surgieron luego varias fórmulas incluyendo las de Colenbrander en 1972¹⁸; la de Hoffer en 1974⁴⁰; y la de Binkhorst original en 1975⁴¹, entre otras. Todas estas fórmulas son bastante parecidas, y con excepción de la de Fyodorov, empleaban un valor constante para determinar la ELP de cada lente, llamada inicialmente la ACD, por anterior chamber depth, ya que en su momento, para lentes fijados al iris, correspondían de manera bastante aproximada a la ELP. Esta constante ACD se calculó para cada lente de acuerdo a los promedios de profundidad de cámara postoperatoria de los datos reportados por los cirujanos en su momento.

Fórmulas de regresión de 1ª generación

Debido a problemas con la estimación de la profundidad de la cámara pseudofáquica y la posición efectiva del lente intraoculares en el postoperatorio, dificultades con la medición del poder corneal real (en la práctica clínica se basa en el índice queratométrico, que se sabe es inexacto), dificultades en la medición de la longitud axial, entre otras, los resultados de esta primera generación de fórmulas no fueron suficientemente buenos especialmente en los ojos cortos (menores de 22 mm) o largos (mayores de 25 mm).

Diversos grupos empezaron a trabajar en el enfoque de hacer análisis de regresión con los resultados obtenidos clínicamente. En 1978, primero Lloyd y Gills⁴², luego Retzlaff⁴³ y más tarde Sanders y Kraff⁴⁴ desarrollaron cada uno sus propias fórmulas. Los tres últimos unieron sus estudios y crearon en 1980 la fórmula Sanders-Retzlaff-Kraff (conocida como la SRK I)⁴⁵. En esa fórmula se introdujo la constante A, que se calculó para cada lente de acuerdo a los resultados clínicos, e incluía el efecto de la ACD (y por ende de la ELP) así como otros factores relacionados con el material del lente, el diseño del lente (la angulación de las hápticas, y la forma del lente) que está relacionado con la posición en que el lente quedará en el ojo, la técnica quirúrgica y posibles inexactitudes en las medidas del poder corneal o de la longitud axial.

La fórmula original SRK que consistía en una simple ecuación de regresión lineal, era:

$$P = A - (0.9 K) - (2.5 LA)$$

Donde

P: Poder del lente intraocular.

A: Constante A para cada lente (calculado por cada fabricante de acuerdo a los resultados de profundidad de cámara anterior postoperatoria enviados por cierto número de cirujanos).

LA: Longitud axial (mm).

K: Queratometría promedio (dioptrías).

Debido a que era una fórmula mucho más sencilla de calcular, se popularizó de manera rápida.

Fórmulas teóricas de 2ª generación

Para el desarrollo de las fórmulas teóricas de segunda generación, que continuaron con la aplicación de las leyes gaussianas de la óptica geométrica en un ojo esquemático como las teóricas de primera generación, los investigadores identificaron que un factor de imprecisión en las fórmulas teóricas de primera generación era que casi todas (con excepción de la de Fyodorov) asumían que la Posición Efectiva del Lente (ELP) era igual en todos los ojos para cada modelo de LIO, independientemente de la longitud axial. Por ello autores como Hoffer y Binkhorst, al igual que los creadores de las fórmulas de regresión, observaron que con las fórmulas teóricas de primera generación los ojos largos tendían a tener hipocorrecciones y los ojos cortos hipercorrecciones⁴⁶. Por todo ello dedujeron que el valor de la profundidad de la cámara anterior "ACD" postoperatoria (o el valor ahora conocido como posición efectiva del lente, ELP) se debía calcular en función de la longitud axial realizando estas modificaciones, creando las fórmulas teóricas de segunda generación :

Hoffer de segunda generación:

$$ACD = (0,292 \times LONGITUD AXIAL) - 2,93 \quad (32)$$

Binkhorst II:

ACD modificada = (LONGITUD AXIAL / 23,45) x constante ACD para LIO (Binkhorst) (33).

Esto hizo que estas fórmulas teóricas tuviesen una mayor capacidad predictiva como resultado de una mayor precisión en la predicción de la ELP.

Fórmulas de regresión de 2ª generación

Por otra parte en cuanto a las fórmulas de regresión en 1988 los autores de la fórmula SRK observaron que funcionaba bien para valores estándar de longitud axial pero detectaron que los ojos largos ($> 24,5$ mm) sufrían errores miópicos y los ojos cortos ($< 22,5$ mm) quedaban con errores hipermetrópicos, es decir lo contrario de los errores detectados en las fórmulas teóricas de primera generación que habían intentado corregir en su fórmula de regresión, por lo que diseñaron la fórmula SRK-II en la cual se hacen ajustes en la constante A de la fórmula original de acuerdo a la longitud axial: se aumentaba en 1, 2 o 3 al valor de A para ojos cortos y se restaba 0,5 en ojos largos. Como el incremento de la constante A tiene relación directa con el poder del lente, se calculaba así un lente más poderoso en los ojos cortos, y uno menos poderoso en los largos⁴⁹.

Shammas describió también su fórmula, que es otra modificación de la original de Colenbrander, en donde para compensar ese error en los ojos cortos, introduce un factor de modificación dependiente de la longitud axial ($LA = (0.9 LA) + 2.3$)⁵⁰.

Fórmulas teóricas de 3ª generación

Son las fórmulas que más se utilizan actualmente. Tratan de predecir la posición efectiva de la lente (ELP) pero ahora en función de dos parámetros: la longitud axial y la altura corneal (derivada de la queratometría), a diferencia de las de segunda generación que lo calculaban sólo a partir de la longitud axial. Las más conocidas son SRK-T, Holladay I y Hoffer Q. Las tres incluyen una constante específica para cada lente: la constante A en la SRK/T (aunque como veremos más adelante en realidad emplea la ACD), el Surgeon Factor (SF) y la pACD, que se pueden calcular una a partir de la otra, y se pueden optimizar o personalizar. Estas tres fórmulas trabajan así en dos pasos sucesivos, en el primero emplean la longitud axial y el valor de la queratometría para calcular la ELP con la influencia de la constante específica de cada fórmula (ACD o SF). Luego en el segundo paso esta variable y de nuevo la longitud axial y la queratometría se usan en la fórmula del cálculo de la vergencia para determinar el poder.

Estas fórmulas se generaron cuando en 1988 Holladay⁵¹ consideró que para poder predecir preoperatoriamente el valor de la profundidad de la cámara anterior (ACD) postoperatoria debería relacionarse con la longitud axial y con la altura de la cúpula corneal (H). El concepto de la altura de la cúpula corneal ya había sido utilizado por Fyodorov para los lentes de fijación iridiana³⁹ y se calcula a partir del radio de curvatura corneal. Holladay, debido a la popularización de los lentes de cámara posterior, le añadió una distancia adicional que el denominó el “factor del cirujano” o SF (surgeon factor). Este factor entonces hace un ajuste para calcular la ELP y se puede relacionar con una fórmula con las constantes ACD disponibles para cada lente. En este sentido funciona de manera similar a la constante A de las formulas SRK, o con la constante pACD para cada lente de la fórmula HofferQ. Como este factor se puede personalizar puede compensar los sesgos consistentes que sean evidentes en los resultados de un cirujano en particular, que provengan de cualquier fuente (sitio de implantación del lente, equipos de medición), empleando para esta personalización la refracción post-operatoria, el poder del LIO implantado, la queratometría y la longitud axial.

La formula SRK teórica (SRK/T) que a diferencia de sus predecesoras (SRK I y SRK II), no es de regresión sino teórica, se desarrolló basada en la fórmula teórica de Binkhorst y de la Holladay 1 (basándose igual que ella en la ecuación de la altura corneal de Fyodorov para predecir la ELP)^{52, 53} pero añadiendo algoritmos de modificación de la predicción de la posición efectiva del lente desarrollados empleando un proceso de optimización con la metodología de regresión empírica basados en los resultados de 1677 ojos con lentes de cámara posterior. En ella en función de la constante ACD, la longitud axial y el poder corneal, se calcula la posición efectiva del lente⁵⁴. En general relacionan las córneas curvas con cámaras anteriores mas profundas y las córneas planas con cámaras anteriores mas estrechas, pero también dentro del cálculo de la ELP la longitud axial tiene un factor de ajuste dependiendo de si es menor o no de 24,2 mm. Esta presunción se basa en que los segmentos anterior y posterior del ojo son proporcionales, es decir que un ojo pequeño tiene tendencia a tener una córnea plana y una cámara anterior poco profunda, situación que se ha demostrado que no se cumple en un porcentaje importante de los casos. Holladay encontró que muchos ojos cortos, tenían una cámara anterior profunda, lo cual constituye una fuente de error en el cálculo de la ELP en estos casos⁵⁴ (Holladay JT, Gills JP, Leidlein J, Cherchio M. Achieving emmetropia in extremely short eyes with two piggyback posterior chamber intraocular lenses. *Ophthalmology* 1996;103:1118-1123).

Curiosamente, a pesar que la fórmula SRK/T no usa directamente la constante A, sino la constante ACD, utiliza una fórmula de conversión para que el usuario ingrese la constante A de cada lente, y no la ACD, con el fin de mantener en este sentido la misma tendencia de la SRK I y la SRK II.

La fórmula Hoffer Q desarrollada en 1992 utiliza para la predicción de la ELP una fórmula independientemente desarrollada que involucra la función tangente del poder corneal en lugar de una línea recta, por lo que la relación entre ELP y LA no es lineal, como en las fórmulas SRK/T y Holladay 1, sino una curva tangente (40)(Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. J Cataract Refract Surg. 1993 Nov;19(6):700-12.). La fórmula Hoffer Q incluyó un factor de incremento de la ACD al incrementarse la longitud axial y un factor de incremento de la ACD con el aumento de la curvatura corneal (calculando así la pACD, o ACD personalizada), y adicionalmente un factor moderador de los cambios en ojos con longitudes axiales menores de 22 mm o mayores de 26 mm⁵⁷.

Se han determinado fórmulas de conversión entre las diferentes constantes de las fórmulas de tercera generación, así:

$$ACD = [(0.5663 \times A) - 62.005]/0.9704$$

$$ACD = (SF + 3.595)/0.9704$$

$$A = (SF + 65.6)/0.5663$$

$$SF = 0.9704 \times ACD - 3.595$$

$$SF = 0.5663 \times A - 65.6$$

$$A = [(ACD \times 0.9704) + 62.005]/0.5663$$

Donde SF = surgeon factor, A = Constante A y ACD = pACD.

Fórmulas teóricas de 4ª generación

Desde la década de 1990 aparecieron las llamadas por algunos autores de 4ª generación, que son las que emplean más que estos dos factores (longitud axial y queratometría) para predecir la posición efectiva de la lente (ELP).

En 1990, Olsen⁵⁷ (Olsen T., Oleson H., Thim K., Corydon L.: Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. J Cataract Refract Surg 1990; 16:587-590) propuso además de la longitud axial y de la altura corneal

(queratometría), el empleo de la profundidad preoperatoria de la cámara anterior, el espesor del cristalino, la edad y la refracción para predecir de manera mas exacta la posición efectiva del lente intraocular y publicó algoritmos de este abordaje⁵⁸. Recientemente la modificó para calcular el ELP basándose fundamentalmente en la ACD y el espesor del cristalino (constante C). Una versión de esta fórmula con un trazado de rayos con abordaje para-axial se encuentra incluida dentro del equipo Lenstar. Otra versión mas compleja de la fórmula (que acepta datos de la cara posterior medidos con un tomógrafo corneal) está disponible para ser adquirida via internet (<http://phacooptics.com/vm/>).

La fórmula Holladay 2 (1996) intenta predecir de manera mas precisa la ELP basando sus cálculos no solo en la longitud axial y la queratometría, sino incluyendo el diámetro blanco-blanco, la profundidad preoperatoria de la cámara anterior, el espesor del cristalino, la edad y el sexo del paciente. Esto se diseñó luego de descubrir que un porcentaje importante de ojos menores de 22 mm, no tenían una cámara anterior estrecha, y por ello las fórmulas que predicen la posición del lente basándose en la longitud axial y la queratometría se equivocan. La Holladay 2 solo está disponible por compra directa del programa al Holladay Lasik Institute (Houston, Tx, Estados Unidos) y recientemente en el nuevo software del IOL Master. En la fórmula Holladay 2 se puede ingresar el valor del poder corneal para el cálculo de la ELP en un paso y luego ingresar de nuevo el valor del poder corneal para la fórmula del cálculo del poder de vergencia del lente intraocular, lo cual es útil en los casos con cirugía refractiva previa, como lo veremos mas adelante⁵⁹.

Desde 1990, Haigis propuso el empleo de tres constantes para predecir la posición del lente intraocular⁶⁰, pero solo hasta 1999 se popularizó su fórmula incluida dentro del IOLMaster⁶¹.

Haigis inicialmente empleó la formula del lente grueso, a diferencia de todas las otras fórmulas teóricas que emplean la aproximación del lente delgado, y determinó que los principales determinadores de la ELP eran la longitud axial y la cámara anterior prequirúrgica, excluyendo el poder corneal⁶². Sin embargo posteriormente tuvo dificultades para obtener de los fabricantes de lentes intraoculares todos los datos requeridos, y regresó a la aproximación del lente delgado, pero continuó con la exclusión de la queratometría dentro del cálculo del ELP postoperatoria, basándose en medidas con el IOL Master, asi:

La constante a_0 se comporta de manera similar a la constante A de la fórmula SRK/T. La constante a_1 está relacionada con la profundidad de la cámara anterior medida preoperatoriamente y la constante a_2 se relaciona con la

longitud axial⁶⁰.

La fórmula Haigis calcula la ELP postoperatoria con la siguiente fórmula:

$$ELP = a_0 + a_1 \times ACD + a_2 \times LA$$

Donde:

ELP = posición efectiva del lente predicha

a_0 = constante específica del lente, relacionada con la constante A o la ACD de cada lente. ($a_0 = ACD_{const} - a_1 \times ACD - a_2 \times LA$).

Inicialmente Haigis trabajó con unos valores que parecían funcionar bien para muchos tipos de lentes, de $a_1=0.4$ y $a_2=0.1$, y calculó la a_0 , con la siguiente fórmula:

$a_0 = ACD_{constante\ del\ lio} - 0.4 \times 3.37 - 0.1 \times 23.39$ (siendo 3.37 y 23.39 los valores promedios de la CA y LA).

El cálculo a partir de la constante A es:

$$a_0 = 0.62467 \times Const\ A - 72.434$$

Actualmente Haigis recolecta datos de múltiples cirujanos, para optimizar las constantes (a_0 , a_1 y a_2) de manera periódica y publicarlas en una página de la internet (Users Group for Laser Interference Biometry -ULIB) con datos para el IOLMaster (360 cirujanos), y ya está recogiendo para el Lenstar LS900 pero hasta ahora con datos de solo 10 cirujanos. En el futuro se incluirán también datos del AL-Scan y para el Aladdin de Topcon. Debido a las diferencias intrínsecas entre el ultrasonido y la interferometría, no se recomiendan estas constantes para usar con medidas hechas con ultrasonido (especialmente con la técnica de contacto). Otro detalle que impide el intercambio directo de las constantes entre el ultrasonido (aún de inmersión) y el IOLMaster, es que la medición del poder corneal por los queratómetros manuales es diferente a la del autoqueratómetro incluido en el IOLMaster.

Existe disponible en esa misma sitio una página para calcular las diferentes constantes a partir de una de ellas⁶³.

Algunos, como Hoffer, consideran la fórmula de Haigis como de quinta generación⁶¹.

Haigis posteriormente desarrolló una nueva fórmula para pacientes con antecedente de cirugía refractiva la fórmula Haigis-L que se puede emplear con el interferómetro láser (IOL Master) realiza unos ajustes y es una buena alternativa cuando no se poseen datos previos a la cirugía refractiva⁶⁴. En cuanto al cálculo del poder del lente la formulas Haigis-L y la Haigis son la misma. La diferencia es que la Haigis-L realiza un ajuste compensatorio del radio de curvatura corneal medido, con un algoritmo diseñado para ese propósito⁶⁶.

Recientemente Sheard describió la fórmula T2, que hace unas modificaciones a la SRK/T para ajustar el cálculo especialmente en casos de córneas con curvatura por encima de 46 D, y aparentemente puede disminuir en aproximadamente un 10% el error de cálculo en estos casos⁶⁷. Esta fórmula, sin embargo, aun no está disponible en los equipos de biometría, y recibió críticas de los creadores de la SRK/T⁶⁸.

La fórmula Universal de Barrett fue inicialmente publicada por ese autor en 1993, y recientemente (2013) una nueva versión basada en trazado de rayos para-axial con el principio de la lente gruesa fue descrita. Está disponible en la página de la Asia Pacific Association of Cataract and Refractive Surgeons (Barrett GD. Asia pacific association of cataract and refractive surgeons (https://www.apacrs.org/barrett_universal2)). Tiene en cuenta las variables de longitud axial, poder corneal y la profundidad de la cámara anterior y además opcionalmente el espesor del cristalino y el diámetro corneal.

En un reciente estudio publicado por Melles, Holladay y Chang¹⁰⁹ encontraron en una muestra de mas de 18 mil ojos, que al comparar la precisión de las fórmulas de cálculo de lente intraocular : Barrett Universal II, Haigis, Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, Olsen y SRK / T en la predicción de la refracción postoperatoria, la desviación estándar del error de predicción, en orden de menor a mayor, fue: Barrett Universal II (0,404 D), Olsen (0,424 D), Haigis (0,437 D), Holladay 2 (0,450 D), Holladay 1 (0,453 D), SRK / T (0,463 D), y Hoffer Q (0,473). La fórmula de Barrett fue significativamente mejor que las otras fórmulas en la predicción de refracción postoperatoria.

Recientemente realizamos un estudio en nuestra institución (Frederck G, Tello A, Galvis V, Camacho PA) con el fin de determinar los errores de predicción absolutos de 12 fórmulas biométricas en ojos operados con lentes intraoculares multifocales (Restor). Se incluyeron ojos con longitud axial mayor de 22 mm, que fueron intervenidos de facoemulsificación con lente intraocular con al menos tres meses

de seguimiento. Con el poder del lente efectivamente implantado se usaron 12 formulas biométricas. El orden de clasificación consolidado del rendimiento de las fórmulas (mejor a peor) fue: Hill-RBF, T2 personalizada, T2, Barrett

Universal II

personalizada, Panacea, Holladay 1, Barrett Universal II, SRK/T, Haigis, EVO, Holladay 1 personalizada, SRK/T, Hoffer Q, Haigis personalizada, Olsen personalizada, Olsen, Olsen modificada, UniversIOL y Holladay 2.

En conclusión en el grupo total la fórmula que mejor desempeño tuvo fue la HillRBF.

En el subgrupo de ojos menores de 23 mm la fórmula de Hill-RBF se mantuvo en

un segundo lugar, por detrás de la T2, pero fue desplazada hasta un cuarto lugar

en el grupo de ojos mayores o iguales de 23 mm, en los cuales la Barrett Universal

II personalizada tomó el primer lugar.

Otra alternativa es el programa OKULIX que emplea el abordaje de trazado de rayos exactos aplicando la ley de Snell a cada interface óptica. Se le pueden introducir los datos obtenidos de un tomógrafo corneal y de un biometro óptico, o solo los de este último equipo y el programa hace algunas compensaciones para determinar el poder corneal posterior. Algunos estudios han mostrado algo de ventaja clínica de este abordaje, que está disponible para comprarlo en internet (<http://okulix.de/en/index.php>).

Recientemente Hill describió su nueva fórmula Hill-RBF Calculator (disponible en <http://rbfcalculator.com/>). Esta fórmula se basa en el proceso de función de base radial con la cual la selección del poder del lente intraocular se desempeña de manera similar para ojos cortos, normales y largos. Esta metodología basada en inteligencia artificial, está totalmente fundamentada en datos y libre de sesgos de cálculo. Este enfoque también emplea un modelo de límites de validación, que indica cuándo se está realizando dentro de un área de precisión definida.

La ventaja fundamental del reconocimiento de patrones para seleccionar un poder del LIO se logra a través del proceso de aprendizaje adaptativo: la capacidad de aprender tareas basadas únicamente en datos, independientemente de lo que se conoce previamente. Los diversos métodos actuales limitan las posibilidades a situaciones que ya están comprendidas. Este nuevo método también se auto-organiza, lo que significa que tiene la capacidad de crear su propia organización, o la representación de los datos. Este enfoque se adapta bien a las complejas relaciones no lineales que

constituyen muchos aspectos del ojo humano.

A diferencia de las fórmulas teóricas estáticas, este enfoque será un proyecto continuo y continuamente actualizado como un ejercicio de análisis de datos masivos ("big data"). Cuanto mayor sea el número de resultados quirúrgicos que se ajustan al modelo RBF, mayor será la profundidad total de precisión. En su forma preestablecida, la calculadora Hill-RBF ha sido optimizada para lentes intraoculares biconvexas de +6.00 D a +30.00 D.

¿CÓMO OBTENER UNA MEDIDA ADECUADA DEL PODER DEL LENTE INTRAOCULAR?

Desde 1988 cuando Holladay describió su fórmula, definió tres pasos fundamentales para realizar un cálculo biométrico adecuado, que aún hoy son completamente aplicables: (1) evaluar criterios de tamizaje de los datos para identificar posibles errores en los valores de queratometría o longitud axial, (2) utilizar una fórmula que tenga un desempeño adecuado y (3) personalizar las constantes⁴⁹.

VERIFICANDO LOS DATOS MEDIDOS: QUERATOMETRÍA Y LONGITUD AXIAL

En estudios de la década de 1980 Holladay encontró que en su momento hasta el 67% de las sorpresas refractivas (errores mayores de 2 D) se debían a errores en la queratometría o la longitud axial⁶⁹. El recomendó una serie de criterios para identificar mediciones inusuales que requieren verificación⁵⁰.

-Si la LA es menor de 22 mm o mayor de 25 mm

-Si el poder corneal promedio es menor de 40 D o mayor de 47 D

-Si el poder calculado es diferente al promedio para ese tipo de lente (calculado para 43.8

D de poder corneal y 23.5 mm de LA).

-Si existe una diferencia entre los ojos:

> de 1 D de poder corneal.

> 0.3 mm de LA

> 1 D de poder del LIO

En un reciente estudio, incluido como recomendación dentro de las Guías de Catarata del Colegio Real de Oftalmólogos las sugerencias de verificación son similares con algunas adicionales⁷⁰.

-Longitud Axial menor de 21.30mm o mayor de 26.60 mm

-Poder corneal menor de 41.00 o mayor de 47.00 D

-Astigmatismo corneal >2.50 D

Diferencia entre ambos ojos:

>0.70 mm en LA

>0.90 D en K promedio

Para minimizar los errores en estas mediciones, se debe estandarizar al máximo su toma.

En cuanto a la queratometría se debe recordar que los queratómetros (manuales o automatizados) y los topógrafos, emplean el llamado "índice queratométrico" para calcular el poder corneal total, basándose únicamente en la medición del radio de curvatura de la cara anterior. Existen varios problemas con este enfoque al aplicarlo a los cálculos biométricos. El primero es que este índice no está universalmente estandarizado: en los queratómetros de producción originalmente norteamericana es de 1.3375, en los ingleses es de 1.336 y en los alemanes de 1.332. Así por ejemplo un paciente con un radio de curvatura corneal anterior de 7.5 mm tendrá en los Estados Unidos un poder de 45 D; en Inglaterra de 44.8 D y en Alemania de 44 D. Todos estos índices además se basan en una relación constante de los radios de curvatura de las caras corneales anterior y posterior (asumiendo por ejemplo la relación de radios del ojo esquemático de Gullstrand 7.7:6.8 mm). Haciendo cálculos con fórmulas de lente grueso (y no de lente delgado como las asumen los queratómetros) se ha encontrado que los poderes corneales son menores (alrededor de 0.8 D para un radio de 7.7 mm) y se han propuesto otros índices de refracción. Sin embargo todas las fórmulas se han diseñado con factores de compensación de ese error por lo que el usar otro índice de refracción llevaría a un error adicional. Otro detalle que induce diferencias entre las medidas de un queratómetro y otro, es que el área que se mide no es la misma. El queratómetro manual mide dos puntos separados por 3.2 mm en una córnea de 44 D. El queratómetro automatizado incluido dentro del IOLMaster mide puntos separados por 2.5 mm. Por ello el valor es alrededor de 0.37 D más alto que el de los manuales. El nuevo biómetro óptico Haag-Streit Lenstar mide un diámetro de entre 1.8 y 2.2 mm. Por ello para los cálculos biométricos, y la optimización y personalización de las constantes, las mediciones queratométricas se deben realizar con el mismo tipo de equipo, y si se realizan medidas con queratómetro manual y el queratómetro automatizado del IOL Master, tener muy en cuenta que estas no son intercambiables, y se debe optimizar una constante para los dos tipos de biometría.

En cuanto a la longitud axial se ha demostrado que el empleo de la interferometría óptica de coherencia parcial (IOLMaster) al ser menos operador

dependiente y tener mayor precisión, puede disminuir los errores relacionados con malas mediciones de la longitud axial con respecto a las medidas biométricas ultrasónicas, tanto aplanáticas (las menos confiables) como de inmersión^{71, 73}.

La buena reproducibilidad tanto de la medición de la longitud axial como de la queratometría se han demostrado tanto para el IOLMaster^{74, 75}

Es importante recalcar que las constantes utilizadas para el ultrasonido no pueden transferirse directamente a usarse en el IOLMaster.

Los errores en cuanto a la longitud axial serán más importantes en los ojos cortos, ya que cualquier diferencia representa un mayor porcentaje de la longitud del ojo, y llevará a una mayor variación en el poder del lente intraocular.

¿CUÁL FÓRMULA USAR?

En su trabajo original describiendo la SRK/T, Sanders en 1990 la comparó en 1050 ojos con otras fórmulas (SRK II, Binkhorst II, Hoffer, y Holladay 1) encontrando que su desempeño fue igual a la de la Holladay 1, y estas dos solo un poco mejor que las demás. Encontró que en ojos menores de 22 mm todas las fórmulas se desempeñaron de manera similar (notese que no se incluyó la Hoffer Q, que aún no existía). En ojos con LA entre 24.5 mm y 27 mm, las fórmulas SRK/T y Holladay 1 fueron marginalmente mejores. En ojos entre 27 mm y 28.4 mm no encontró diferencias, y en ojos mayores de 28.4 mm la SRK II tuvo pobre desempeño⁷⁶.

En un estudio realizado en 1993 en 450 ojos, Hoffer comparó la fórmula Hoffer Q, con la Holladay 1, SRK/T, SRK I y SRK II, y encontró que en ojos cortos (menores de 22 mm) que correspondían al 8% de los ojos, la Hoffer Q fue la más precisa; en el rango de 22 a 24.5 mm (72 % de los ojos del estudio) todas las fórmulas funcionaban similarmente bien. En los ojos entre 24.5 y 26 mm (15% de los ojos) la más precisa fue la Holladay I y en los ojos mayores de 26 mm la SRK/T (5% de los ojos)⁷⁷. El error absoluto máximo en este estudio fue de 4.91 D para la fórmula SRK I; 2.51 para la SRKII; 2.07 para la SRK/T; 1.85 para la Holladay I y 1.93 para la Hoffer Q.

En un estudio del año 2000 con 317 ojos Hoffer incluyó dentro de los análisis a la nueva fórmula, para esa época, Holladay 2. Encontró que la fórmula Holladay 2 se desempeñaba de manera similar a la Hoffer Q en ojos de menos de 22 mm; en ojos entre 22 y 24.5 mm la Holladay I y la Hoffer Q de forma llamativa tuvieron mejor desempeño que la Holladay 2 y la SRK/T; en ojos entre 24.5 y 26 mm la Holladay I y SRK/T tuvieron mejor desempeño que la Holladay 2 y la Hoffer Q; en los mayores de 26 mm la de mejor desempeño fue la SRK/T⁷⁸. El error absoluto máximo en este estudio fue de 1.45 D para la fórmula SRK/T; 1.44 para la Holladay I; 1.60 para la Holladay 2 y 1.61 para la

Hoffer Q.

En 2000 Zaldivar y Holladay publicaron una serie de 50 ojos con LA mayor de 27 mm comparando el desempeño de las fórmulas SRK/T, Hoffer Q, Holladay 1, y Holladay 2³³. En general las formulas tuvieron una tendencia a la hipocorrección, con defectos hipermetrópicos resultantes, sobretodo en los ojos mayores de 30 mm de LA. Como en algunos de estos casos se evidenció un estafiloma posterior en la ecografía modo-B, los autores opinan que es posible que esto hubiese sido un factor de error que hubiese llevado a medir una longitud axial mas larga que la real córnea-fóvea. En cuanto a las fórmulas, en los ojos con implantes positivos (LA entre 27.31 y 32.12 mm) el desempeño de las fórmulas fue similar, pero la SRK/T fue la mejor (un equivalente esférico postoperatorio ± 1.00 D se hubiese alcanzado en el 92% de los ojos con la SRK/T y en el 88% con las otras tres: Hoffer Q, Holladay 1, y Holladay 2). En los ojos con implantes negativos (LA entre 27.16 y 34.66 mm) la de mejor desempeño fue la Holladay 1 (63% de los casos con $EE \pm 1.00$ D), seguida por SRK/T y Hoffer Q (54% ± 1.00 D); y Holladay 2 (41% ± 1.00 D).

En contra de la gran mayoría de los estudios, Tsang en 2003 publicó sus hallazgos en 125 ojos con longitud axial mayor de 25 mm, indicando que la fórmula Hoffer Q se había desempeñado mejor que la SRK/T, la Holladay 1 y la SRK II. Como los autores mismos lo indican, y Hoffer lo señala también, el estudio tiene limitaciones ya que incluyó múltiples cirujanos y la biometría se realizó con el método de aplanación⁷⁹.

En un estudio publicado en 2006, Narvaez analizando 643 ojos en los que empleó una constante optimizada (SF) con biometría ultrasónica, no encontró diferencias estadísticamente significativas entre las fórmulas Holladay 1, Holladay 2, Hoffer Q y SRK/T en ninguno de los subgrupos de ojos de acuerdo a la longitud axial⁸¹. El error absoluto máximo en este estudio fue de 3.48 D para la fórmula SRK/T; 3.21 para la Holladay 1; 3.19 para la Holladay 2 y 3.03 para la Hoffer Q. Llama la atención el incremento del valor de error máximo comparado con el estudio de Hoffer del año 2000.

MacLaren publicó un estudio con sus resultados en 76 ojos en 2007 en un grupo de ojos con LA entre 19.8 y 21.55 mm. Empleó tanto biometría ultrasónica de contacto como óptica (IOLMaster). La fórmula Haigis tuvo el menor error promedio y absoluto (+0.51 D/ 0.91 D), seguida por la Hoffer Q (-0.70 D/ 1.13 D). Tanto la fórmula Holladay 1 como la SRK/T tuvieron un menor desempeño. Comparando la biometría ultrasónica de contacto con la óptica, se evidenció que la primera incrementó en +0.66 D y +0.49 D el valor de los poderes calculados en promedio para las fórmulas Haigis y Hoffer Q, incrementando el error promedio de la primera (que tenía ya tendencia a la hipocorrección) y disminuyendo el de la segunda. El subgrupo medido con IOLMaster mostró un mejor desempeño de la fórmula Haigis (+ 0.22 D) en contraste con un empeoramiento de la Hoffer Q (-0.96 D). En conclusión la fórmula Haigis fue significativamente más precisa que la Hoffer Q al usar el IOL

Master, pero con la biometría ultrasónica de contacto el resultado fue el contrario: fue más precisa la Hoffer Q⁸².

Gavin publicó en 2008 sus resultados en 41 ojos menores de 22 mm de LA, usando el IOLMaster sin personalización de la constante ACD⁸³. La fórmula Hoffer Q mostró un error absoluto de predicción promedio de 0.78 D y la SRK/T de 0.98 D. La diferencia fue estadísticamente significativa a favor de la Hoffer Q.

Wang en 2008 publicó los resultados en 68 ojos con una longitud axial mayor de 25 mm comparando las fórmulas SRK II, SRK/T, Holladay I y Haigis, sin optimización de las constantes⁸⁴. Usó para un grupo IOLMaster y para el otro biometría ultrasónica por aplanación realizada por técnicos expertos. Para el primer grupo no encontró diferencias significativas en el Promedio del Error Absoluto entre las fórmulas, aunque la que presentó el menor error fue Haigis (0.62 D) y la de mayor la SRK II (1.08 D). Para el grupo de medición ultrasónica por aplanación (donde no se incluyó la Haigis) tampoco encontró diferencias estadísticamente significativas, pero la que presentó el menor error fue SRK/T (0.76 D) y la de mayor la SRK II (1.13 D). El porcentaje de ojos ± 1 D fue mayor en el grupo medido con IOL Master, pero las diferencias no fueron estadísticamente significativas con la ultrasonografía por apalanación, explicada posiblemente por el entrenamiento adecuado de los técnicos, que limitó los errores.

En 2009 Petermeier publicó los resultados en 48 ojos de pacientes miópes, con LA promedio de 31,89 mm (a 30 de los cuales se les implantó un lente positivo y a 18 de los cuales se les implantó un lente negativo). Encontró que con las constantes sin optimizar en los ojos que requirieron un implante positivo las de mejor desempeño fueron la fórmula Haigis (+0.57) y la SRK/T (+0.59) y en los ojos con implantes negativos curiosamente fue la SRK II (-0.32) y la Haigis (+1.14). Con las constantes optimizadas todas las formulas SRK/T, Haigis, Hoffer Q y Holladay 1 lograron muy buen desempeño⁸⁵.

En un estudio publicado en 2011, Bang reportó en 53 ojos de mas de 27 mm de longitud axial evaluados con el IOLMaster, que la fórmula Haigis obtuvo el mejor desempeño, seguida por la SRK/T y luego por la Holladay 2, aunque para el subgrupo de ojos entre 27 y 29 mm, la SRK/T fue superior a la Haigis. Todas las fórmulas predijeron un resultado mas miópico que el alcanzado. La Holladay 2 estuvo en tercer lugar en los subgrupos de 27 a 29 mm (por detrás de SRK/T y Haigis) y de 29 a 30.6 mm (por detrás de Haigis y SRK/T), y en cuarto lugar en el subgrupo de mayores de 30.6 mm (por detrás de Haigis, SRK/T y Holladay 1)⁸⁶. Los errores máximos fueron de 2.22 D para la fórmula Haigis y de 2.12 para la SRK/T. Los autores de este estudio recomiendan en estos ojos extremadamente largos para alcanzar la emetropia, en el grupo de 27 a 29.07 mm de longitud axial calcular para una refracción meta de entre -0.25 y -0.75 D. Para ojos entre 29.07 y 30.62 mm, calcular para una refracción meta de entre -0.50 y -1.00 D. Finalmente para ojos mayores de 30.62 mm

calcular para una refracción meta de entre -1.00 y -1.75 D. Un comentario al respecto de este estudio, realizado con biometría óptica, es que la fórmula Holladay 2 requiere dentro de sus siete variables el espesor del cristalino, dato que no puede ser medido con el IOL Master. No es claro cómo se puede emplear la Holladay 2 basándose en datos del IOL Master, pero la compañía y el Doctor Holladay ya llegaron a un acuerdo para incluirla directamente en los nuevos modelos del IOLMaster (el IOLMaster 500)⁸⁷.

Sin embargo algunos expertos, como Hill, consideran que en la fórmula Holladay 2 el espesor del cristalino solo influye en longitudes axiales menores a 22 mm, por lo que se puede emplear en el IOLMaster en ojos mayores de 22 mm, sin incluir ese dato⁸⁸.

En un estudio publicado en 2011 utilizando el IOLMaster y constantes optimizadas, y llamativo por el gran número de ojos (8108), Aristodemou encontró que en los ojos cortos (entre 20 y 20,99 mm) la fórmula Hoffer Q tuvo el menor error absoluto medio (MAE). Tanto Hoffer Q como Holladay 1 funcionaron mejor que la SRK / T en longitudes axiales entre 21 y 21,49 mm. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre las fórmulas en ojos entre 21.50 y 23.49 mm.

Para LA entre 23,50 y 25,99 mm, se observó una tendencia hacia un mejor desempeño de la fórmula Holladay 1. Las diferencias no fueron estadísticamente significativas entre 25,99 y 26,99 mm de LA, aunque la SRK/T se desempeñó mejor en ojos entre 26.50 y 26.99 mm, sin alcanzar significancia estadística. Para ojos con mas de 27 mm la de mejor desempeño fue la SRK/T⁵².

Otro reciente estudio publicado por Wang en 2011 comparó el desempeño de las fórmulas Holladay 1, Haigis, SRK/T, y Hoffer Q en ojos mayores de 25 mm de LA⁸⁹.

Tambien en 2011 Trivedi publicó su estudio comparando las fórmulas Holladay 2, Holladay 1, Hoffer Q y SRK/T en 45 ojos de niños menores de 11 años, con una longitud axial promedio de 21.7 mm⁹⁰.

En el estudio (Accuracy of the Holladay 2 intraocular lens formula for pediatric eyes in the absence of preoperative refraction) se empleó biometría ultrasónica de inmersión. En ojos extremadamente cortos (menores de 20 mm) la fórmula de mejor desempeño fue la Holladay 2, seguida por la Hoffer Q y la Holladay 1. En ojos entre 20 y 22 mm, la de mejor desempeño fue la Hoffer Q, seguida por la Holladay 2 y la Holladay 1. En los ojos entre 22 y 24.5 mm, la de mejor desempeño fue la Hoffer Q, seguida de la Holladay 2 y la Holladay 1. En el grupo total la de mejor desempeño fue la Holladay 2, seguida por la Hoffer Q y la Holladay 1.

Una posible causa de sorpresas refractivas al emplear fórmulas de tercera generación es que en un porcentaje importante de ojos los segmentos anterior

y posterior no son proporcionales, es decir que en ojos con longitudes axiales pequeñas el segmento anterior puede ser de tamaño normal, y viceversa. Esto fue señalado por Holladay hace 15 años en un pequeño grupo de hipermétropes y recientemente corroborado por Hoffmann en un gran grupo de más de 23.000 ojos⁵⁴. Por ello Freydelm ha propuesto un algoritmo diseñado para recomendar cuál fórmula usar teniendo en cuenta diversas variables, tales como LA, queratometría, distancia blanco-blanco y profundidad de la cámara anterior⁹². En resumen Freydelm recomienda emplear en los ojos que tienen LA entre 22,25 y 24,9 mm; queratometría entre 42,21 y 45,41 D y profundidad de cámara anterior entre 2,8 y 3,4 mm cualquier fórmula entre la Haigis, Holladay 2 y SRK/T. Si la LA está entre 22,25 y 24,9 mm; queratometría por debajo de 42,21 o por encima de 45,41 D y profundidad de cámara anterior entre 2,8 y 3,4 mm, recomienda la Holladay 2 o la Haigis. Si la LA está entre 22,25 y 24,9 mm; queratometría por debajo de 42,21 o por encima de 45,41 D y profundidad de cámara anterior mayor de 3,4 mm, recomienda la Haigis. Para los ojos con LA mayores de 24,9 mm recomienda la fórmula SRK/T, pero si la córnea tiene por debajo de 42,21 D recomienda la Haigis. Para ojos cortos, por debajo de 22,25 mm de LA, recomienda la fórmulas de Haigis o la de Holladay 2⁹³.

Diversos estudios han mostrado que las mediciones realizadas con la interferometría óptica con láser son menos operador dependiente y más reproducibles que las medidas ultrasonicas hechas con aplanación^{71,109, 112} y con inmersión⁷³. Sin embargo algunos estudios han mostrado un desempeño similar de la técnica ultrasónica de inmersión y la óptica^{94, 108, 115, 116}. Adicionalmente todavía en un porcentaje de entre aproximadamente un 10% y un 20% de los casos no es posible realizar este examen debido a la opacidad causada por la catarata o a dificultades con la fijación, aunque se espera que este porcentaje disminuya con los nuevos desarrollos del IOLMaster^{35, 107, 108}. Una alternativa propuesta por Aristodemou en estos casos, si es que se desean usar constantes optimizadas con el IOLMaster, es emplear los valores del autoqueratómetro del IOLMaster, e introducir los valores de longitud axial ultrasónica por inmersión³⁵.

Las recomendaciones de Hoffer en el año 2011 en cuanto a fórmulas eran:

Longitud axial menor de 24.5 mm, usar la Hoffer Q.

Longitud axial de 24.5 a 26 mm, usar la Holladay 1.

Longitud axial mayor de 26 mm, usar la SRK/T.

Nunca usar SRK I o SRK II.

Las fórmulas Holladay 2 o Haigis se desempeñan bien, pero no son necesarias⁹⁷.

En las guías de manejo de la catarata del adulto del NICE (National Institute for Health and Care Excellence) del Reino Unido (<https://www.nice.org.uk/guidance/ng77>), publicadas en Octubre de 2017, hace las siguientes recomendaciones en cuanto a biometría:

-Si la longitud axial es inferior a 22,00 mm: Haigis o HofferQ.

-Si la longitud axial está entre 22.00 y 26.00 mm: Barrett Universal II si está instalada en el dispositivo de biometría y no necesita transcribir los resultados a mano. Si no es así, recomienda usar la SRK / T (posiblemente por el riesgo de un error al realizar la transcripción de los resultados).

Si la longitud axial es más de 26.00 mm: Haigis o SRK / T.

En las guías de la Academia Americana de Oftalmología publicadas en 2016, no se comprometen con las nuevas fórmulas biométricas y se limitan a indicar que se deben usar fórmulas como la como Hoffer Q, Holladay I o SRK / T, y que existen unas de mas nueva generación como Haigis, Holladay 2, Olsen y Barrett Universal II que incorporan mas parámetros en un intento de predecir con mayor precisión la posición efectiva de la lente de la lente intraocular ser implantado. ([http://www.aaojournal.org/article/S0161-6420\(16\)31418-X/pdf](http://www.aaojournal.org/article/S0161-6420(16)31418-X/pdf)).

OPTIMIZACIÓN Y PERSONALIZACIÓN DE LAS CONSTANTES

El primer paso para poder rerealizar una optimización o personalización de las constantes es llevar unos adecuados registros pre y postoperatorios, de manera que se pueda realizar una verificación y auditoría de los resultados refractivos.

En el Reino Unido (National Health Service of the United Kingdom) se han establecido unos estándares mínimos de resultados refractivos de la cirugía de catarata que son muy útiles como guía de evaluación de la calidad de la biometría en un servicio de catarata. En ojos sin antecedentes de cirugía corneal, el 55% de los ojos deben alcanzar una refracción ± 0.50 D de la predicha y un 85% alcanzar ± 1.00 D de la refracción predicha¹⁰⁰.

Existen diversos métodos para la optimización o personalización de las diversas constantes (constante A, SF, pACD, a0, a1,a2).

Uno sencillo usado por diversos autores (Madge 2005, Gavin 2008) consiste en calcular el error promedio de un grupo de ojos con una constante A dada para un mismo lente, y luego realizar ese ajuste a la constante. En su grupo inicial Madge tomó 20 ojos a los cuales se les implantó un lente con constante nominal de 118.0 y calculó el error promedio, que fue de +0.59 D. Ajustó la constante A a 118.5 y así en el segundo grupo de 20 ojos obtuvo un error promedio de +0.12 D. Con un nuevo ajuste de la constante A a 118.7 obtuvo

un error promedio de -0.15, así que finalmente decidió usar una constante A optimizada de 118.6¹⁰¹. Gavin en su grupo de 41 ojos de menos de 22 mm de LA, analizando de manera teórica retrospectiva el error predictivo al ajustar la constante A de la SRK/T en el valor correspondiente al error promedio aritmético encontrado (+0.87 D) y la constante de la Hoffer Q en 0.61 D, incrementó significativamente el porcentaje de ojos ± 1 D para ambas fórmulas (para la SRK/T pasó del 54% al 80%, y para la HofferQ del 63% al 83%), lo cual evidencia el significativo impacto de la optimización⁸³. Petermeier en un grupo de 50 ojos miopes altos logró pasar de un error residual promedio para ojos con implantes positivos y ojos con implantes negativos para cada fórmula: SRK/T (+0.59/+1.68), Haigis (+0.57/+1.14), Hoffer Q (+1.25/+2.10) y Holladay 1 (+1.10/+1.64) a cero al optimizar las constantes⁸⁵.

Aristodemou para cada ojo y cada fórmula optimizó las constantes empleando un proceso interactivo más complejo en el cual se varió la constante en pasos de 0.001 hasta que la diferencia entre la refracción predicha y la real obtenida fuera cero. La constante optimizada se obtiene como el promedio aritmético de las constantes individuales excluyendo a las que se encontraran alejadas 2 desviaciones estándar del promedio. Él encontró que sus constantes optimizadas en conjunto para el grupo de 66 cirujanos incluidos en el estudio fueron más precisas que las sugeridas por el ULIB para los lentes empleados y que la personalización para cirujanos individuales no mejoró los resultados de manera significativa. Las posibles causas de por qué las sugeridas por el ULIB tuvieron menor desempeño es por que los dos cirujanos que contribuyeron con los 464 ojos para los dos tipos de lentes estudiados enviaron, en desacuerdo con las instrucciones dadas en la página del ULIB, datos tomados con biometría ultrasónica de inmersión combinadas con las del IOLMaster y usaron queratómetros manuales y no los datos del IOLMaster¹⁰².

Existe una página manejada por Haigis (ULIB- Users Group for Laser Interference Biometry) en donde se pueden descargar formularios para realizar la optimización de las constantes medidas en el IOLMaster donde recomienda al menos 50 casos para cada tipo de lente que se desee analizar¹⁰³(<http://www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/ulib/czm/dload.htm>). Una buena opción, si no se dispone de los datos para enviar con el fin de obtener las constantes personalizadas, es emplear las optimizadas publicadas en la página, pero se debe tener en cuenta que son directamente aplicables al IOLMaster o al Lenstar, no al ultrasonido de inmersión. El grupo original EULIB - European User Group for Laser Interference Biometry – fundado en 1999 se transformó en el ULIB en la reunión de 2001 de la American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS) en San Diego, Estados Unidos. Actualmente Haigis recolecta en esa página datos de más de 400 cirujanos, para optimizar las constantes (a_0 , a_1 y a_2) de manera periódica y publicarlas (<http://ocusoft.de/ulib/c1.htm>, consultada el 26 de diciembre de 2017). Debido a las diferencias intrínsecas entre el ultrasonido y la interferometría, no se recomiendan estas constantes para usar con medidas hechas con ultrasonido

(especialmente con la técnica de contacto).

CALCULO DEL PODER DEL LENTE INTRAOCULAR EN PACIENTES OPERADOS DE CIRUGÍA REFRACTIVA

En caso de alteración corneal (quirúrgica o patológica) hay que valorar el efecto que dicho cambio puede tener sobre la predicción de la ELP. El efecto más típico es el inducido por la cirugía fotorefractiva corneal con excimer láser. En estos pacientes existen al menos dos causas de error en el cálculo biométrico. El primero se debe a que el cálculo del poder de la córnea hecha con los queratómetros convencionales y con los topógrafos en los mapas axiales es errado en estos pacientes. Esto a su vez se debe a dos factores: el primero es que los queratómetros o los topógrafos de reflexión realizan sus mediciones en una zona de aproximadamente 3.0 mm de diámetro, y asumen que por dentro de esta zona la córnea es esférica o esferocilíndrica, pero en las córneas que tienen una prolatividad muy diferente (mucho menos prolata en los operados de miopía y mucho mas prolata en los operados de hipermetropía), por lo cual no detectan la córnea mas plana del miope en el centro, o la mas curva del hipermetrope. El segundo factor que incide en el error de la determinación del poder corneal está determinado por el empleo del índice queratométrico ($n: 1.3375$). Este índice funciona aceptablemente bien en córneas no operadas, con una relación dada constante entre los radios de curvatura de la cara anterior y la cara posterior de la córnea (asumiendo la relación de radios del ojo esquemático de Gullstrand 7.7:6.8 mm). Ya que esta relación se altera en los ojos operados, este índice no funciona adecuadamente y por ello sobre-estima el poder de la córnea en los operados de miopía y sub-estima el poder de la córnea en los operados de hipermetropía. Esta fuente de error explica el mayor porcentaje del error biométrico en estos casos. La segunda fuente de error es la originada por la inclusión de la queratometría dentro del cálculo del ELP en las fórmulas de tercera generación. En el caso de un LASIK/PRK miópico, el valor alto de radio de curvatura (córnea más plana), hará predecir a la fórmula una ELP excesivamente baja, restando potencia a la LIO lo que conducirá a una refracción hipermetrópica. Tras un LASIK/PRK hipermetrópico el efecto es de signo contrario. Para evitar este fenómeno hay que emplear una fórmula doble-K de Aramberry, es decir, cualquiera de las antes mencionadas (SRK/T, Holladay 1, Hoffer Q, Holladay 2, etc.) programadas de forma que el algoritmo de predicción de la ELP utilice la K previa a la cirugía refractiva y el algoritmo de vergencia óptico utilice la K actual post cirugía refractiva. Una alternativa para evitar este segundo error puede ser una fórmula que no emplee la K en la predicción de la ELP, como la fórmula de Haigis.

Se han descrito multitud de métodos para solucionar estos problemas y lograr hacer un cálculo biométrico adecuado luego de cirugía con excimer láser, aunque ninguno ha demostrado ser infalible. El que en teoría sería el mejor

método para la determinación del poder corneal postoperatorio es el método de la Historia Clínica, en el cual se calcula el poder corneal postoperatorio basándose en la queratometría preoperatoria y el cambio logrado en la refracción con la cirugía. Sin embargo este método requiere el conocer los datos pre y postoperatorios, y puede fallar debido a que la refracción postoperatoria puede estar influida por la presencia de la catarata.

Existe en la red dentro de la página de la ASCRS un calculador virtual (<http://iol.ascrs.org/>) con muchas de estas alternativas descritas con los datos que estén disponibles del caso, y realiza el cálculo con la fórmula Holladay 1 y la doble K de Aramberry, incluyendo:

Método de Historia Clínica, método de Feiz-Mannis, método del Corneal Bypass, método del Poder Refractivo Efectivo ajustado (Eyesys), método ajustado del topógrafo Atlas, fórmula de Masket, fórmula modificada de Masket, average central corneal power (ACCP)

del Tomey, método Wang-Koch-Maloney, método de Shammas, fórmula de Haigis-L y método ajustado del Galilei.

Este tipo de calculadores son muy útiles pues evitan el engorroso trabajo del cálculo manual con cada método, y el promedio de los múltiples métodos ha sido en nuestra experiencia mejor que alguno de ellos por separado.

Otra alternativa muy útil es el empleo de la refracción afáquica intraoperatoria.

ORA SYSTEM

El aberrometro intraoperatorio para el cálculo de lente intraocular ORA SYSTEM (sistema analizador de refracción por frente de onda) es una innovación tecnológica que permite a los cirujanos confirmar la potencia de la LIO que se calculó meticulosamente antes de la operación. Ya que tiene la capacidad de calcular el poder del lente intraocular y la posición efectiva del mismo mediante la valoración integral y logarítmica de una refracción afáquica intraoperatoria que permite al cirujano revisar, confirmar o corregir la selección del poder del lente intraocular. Esto permite al ORASystem obtener valores esféricos, cilíndricos, eje del lente a implantar e incluso llega a localizar áreas de incisiones corneales correctoras de astigmatismo ^{4, 5, 6}.

La tecnología ORASystem está compuesta por el aberómetro de frente de onda intraoperatorio de la tecnología ORA SYSTEM y la base de datos de la tecnología AnalyzOR.

La tecnología ORA SYSTEM capacita al cirujano para ayudar a garantizar que la LIO implantada sea la que logre resultados refractivos que son únicos para las necesidades visuales de cada paciente.

CIRUGÍA AVANZADA DE CATARATAS

El aberrómetro intraoperatorio de frente de onda de la tecnología ORASystem® obtiene mediciones oculares en tiempo real después de la extracción de la lente natural durante la cirugía de cataratas mediante un sistema de aberrometría Talbot Moiré que produce un frente de onda que es analizado para derivar esfera, cilindro y eje a través de un proceso patentado. Como característica especial el interferómetro Talbot-Moiré posee un rango refractivo de -5 a +20 dioptría por lo cual es posible realizar cálculos de lentes intraoperatorios en condiciones faquicas, pseudofaquicas y afaquicas ⁷.

Junto con las mediciones y los cálculos realizados antes de la operación, la tecnología ORASystem calcula la potencia de la LIO utilizando una fórmula de vergencia modificada y luego recomienda que la esfera de la LIO y la potencia del cilindro se implanten en el ojo para lograr el error de refracción residual más bajo.

El cálculo de lentes con el aberrómetro intraoperatorio ORASystem se usa en el quirófano cuando el ojo está afáquico, determinando el defecto refractivo total ocular sin pasar por alto la curvatura anterior y posterior de la córnea, lo que facilita calcular lentes en paciente a quienes se les haya realizado previamente cirugía refractiva láser con subsecuentes modificaciones de la estructura corneal ⁶.

Esto le da al cirujano la oportunidad de confirmar los cálculos (o estimaciones) de LIO realizados antes de la operación y verificar el poder correcto de la LIO que se implantará durante la cirugía en lugar de confiar en la retroalimentación subjetiva del paciente meses después. De esta manera, el poder de la LIO, que era, en el mejor de los casos, una estimación previa a la cirugía debido a factores que están más allá del control de los cirujanos, como la contribución de la superficie posterior de la córnea, cataratas densas/opacas y limitaciones físicas que impiden el correcta posicionamiento de la LIO del paciente.

El proceso de medición se valida en tiempo real durante la cirugía de cataratas.

Se puede argumentar que las mediciones adicionales en la sala de operaciones implican pasos adicionales que pueden aumentar el costo y el tiempo quirúrgicos totales. Sin embargo, la inversión adicional en costo y tiempo es marginal y con respecto a la eficiencia obtenida en el logro constante de resultados predecibles de refracción de cataratas.

El sistema de refracción/aberrometría Intraoperatoria (ORAsystem) ha demostrando resultados posoperatorios con bajos defectos esfero-cilíndricos residuales según estudios publicados^{1, 6, 8}.



POTENCIAL DE RESULTADOS PROGRESIVAMENTE MEJORES

Las posibles fuentes de error en el cálculo de la potencia de la LIO

preoperatoria pueden estar relacionadas con varios factores, como la estimación de la posición de la LIO postoperatoria o la posición efectiva de la lente (ELP), la determinación de la refracción postoperatoria y la longitud axial preoperatoria. De los tres mencionados, ELP aporta el 35% de los errores, mientras que los otros dos aportan el 27% y el 17%, respectivamente. Por lo tanto, la mejora en los resultados refractivos postoperatorios está directamente relacionada con el refinamiento en la capacidad de predecir ELP.

A través de la tecnología AnalyzOR, el componente basado en la nube de la tecnología ORA SYSTEM, los resultados refractivos postoperatorios de un cirujano se utilizan para optimizar aún más las constantes específicas de LIO y el coeficiente de regresión para ofrecer resultados más predecibles. La tecnología AnalyzOR permite que los sitios quirúrgicos ingresen los datos postoperatorios para rastrear los resultados y optimizar aún más las constantes de la lente más allá de la constante de lente recomendada por el fabricante de la LIO (es decir, la estimación de la mejor posición efectiva de la lente, independientemente de otras variables exclusivas de un cirujano o un ojo). Dependiendo de cuán diligentes sean los cirujanos al ingresar sus datos postoperatorios, la tecnología ORA SYSTEM puede usar cualquiera de las dos constantes de lente optimizadas para verificar la potencia de la LIO intraoperatoriamente. Estas constantes de lente son: Constante de optimización global de lente y factor de cirujano personalizado que, a su vez, son las constantes de lente utilizadas en la fórmula de la tecnología ORA SYSTEM.

Constante global de optimización de lentes: para que una nueva LIO se optimice globalmente con la tecnología ORA SYSTEM, se requieren los siguientes criterios: al menos 100 cirugías con datos postoperatorios de ≥ 10 días desde la fecha de la cirugía, de al menos 3 cirujanos con ≥ 15 cirugías, cada una de las cuales ninguno de los cirujanos tiene más del 50% de todos los casos. Solo se incluirán en el caso los casos que tengan al menos 10 días de postoperatorio, con un BCVA de 20/40 o mejor, un BCVA postoperatorio \geq UCVA postoperatorio y un error absoluto previsto por la tecnología ORA SYSTEM de menos de 2.75 D.

Además, según el modelo de lente que cumpla con los criterios anteriores, los coeficientes de regresión están optimizados para seis tipos de grupos quirúrgicos: sin cirugía refractiva, post cirugía LASIK miope con longitud axial ≤ 26 , post cirugía LASIK miope con longitud axial > 26 , post cirugía LASIK hipermetrópica, post RK con 4 cortes y post RK con 8 cortes. Usando una fórmula de regresión lineal (específicamente, RANSAC, que asigna coeficientes de regresión basados en características anatómicas) que tiene en cuenta la longitud axial, K promedio, blanco a blanco, equivalente esférico, coeficientes de regresión personalizados para el modelo de lente y el estado post-queratorefractivo del ojo, se obtiene una constante de optimización de lente global, que luego se vuelve a calcular y actualizar en la tecnología AnalyzOR

cada tres meses. Una vez establecida, la constante de optimización de lente global se aplica a los cálculos que realiza el sistema después de tomar las mediciones afáquicas con el aberrómetro intraoperatorio. Esto significa que cada cirujano, que utiliza la tecnología ORA SYSTEM en los casos en que la constante de lente para una LIO particular ya se ha optimizado a través de la tecnología AnalyzOR, se beneficia al recibir cálculos de potencia de LIO utilizando una constante de lente mejorada, que representa mejor la posición efectiva del lente (ELP) en comparación con solo usar la constante de lente del fabricante de la LIO. Es decir, el cálculo de la potencia de la LIO se vuelve más preciso y conduce a resultados postoperatorios más predecibles.

Factor de cirujano personalizado: si un cirujano continúa teniendo resultados de refracción postoperatorios ingresados en la tecnología AnalyzOR, la constante de la lente puede optimizarse aún más en función de los datos específicos del cirujano en lugar de los datos del ORA SYSTEM, esto se llama factor de cirujano personalizado. Requiere que los cirujanos ingresen datos válidos de resultados de refracción de al menos treinta casos para cada familia de LIO en los que se desea la optimización constante de lentes en la Tecnología AnalyzOR. Como cada cirujano ingresa constantemente los resultados postoperatorios, sus datos de resultados individuales se incluyen cuando se actualiza la constante de optimización de lente global. Estos esfuerzos conducen a una mayor optimización tanto de la constante global de la lente como del factor cirujano personalizado y, en última instancia, mejores resultados de refracción postoperatoria para los pacientes. Dado que la tecnología AnalyzOR es exclusiva de la tecnología ORA SYSTEM, las optimizaciones de constantes de lentes intraoculares continuas pueden suceder eficientemente con la tecnología ORA SYSTEM. Esta característica de la tecnología AnalyzOR brinda una ventaja adicional a los cirujanos que usan la tecnología ORA SYSTEM en comparación con aquellos que solo confían en biómetros de tecnología avanzada y fórmulas teóricas de cálculo de LIO¹²⁴.

Estado del arte

En el estudio **Intraocular Lens Power Selection and Positioning With and Without Intraoperative Aberrometry** los pacientes sometidos a extracción de cataratas con colocación de LIO tórica ayudados por la aberrometría intraoperatoria fueron 2,4 veces más propensos a tener menos de 0,50 D de astigmatismo refractivo residual postoperatorio en comparación con los métodos estándar¹.

En publicación **Intraoperative Refractive Biometry^[1] for Predicting Intraocular Lens Power Calculation after Prior Myopic Refractive Surgery,**

la estimación de potencia del lente intraocular en ojos con previo LASIK / queratectomía fotorrefractiva fue mejor predicha por aberrometro ORA (P <0,0001) que contra 3 métodos convencionales de práctica clínica: la mejor opción preoperatoria del cirujano (determinada por el cirujano usando todos los datos clínicos disponibles), Haigis L y las fórmulas de LIO de Shammas. Utilizando ORA alcanzó la mayor precisión predictiva con un error absoluto medio de 0,35 D y error absoluto medio de 0,42 D. El sesenta y siete por ciento de los ojos estaban dentro de 0,5 D y 94% se encontraban dentro de 1,0 D del resultado predicho por la biometría refractiva intraoperatoria. Esto fue significativamente más preciso que los otros métodos preoperatorios: El error absoluto promedio fue de 0,6, 0,53 y 0,51 D para la mejor elección del cirujano, el método de Haigis L y el método de Shammas, respectivamente⁶.

Las medidas aberrométricas intraoperatorias para la selección de la LIO y las mediciones pseudofáquicas para el posicionamiento de la LIO crean nuevas oportunidades de mejora en los métodos tradicionales, en particular para los pacientes con ojos post refractivos y / o pacientes que desean corregir el astigmatismo⁸.

En la publicación **“is intraoperative aberrometry Worth the investment?”** se realiza un análisis comparativo entre los resultados de estudio encontrados con un error de predicción de valor absoluto medio de 0,30 D ± 0,29 D, con 56% de ojos menos de 0,25 D de error de refracción residual y 80% con menos de 0,50 D al utilizar aberrometría intraoperatoria, en contraste con **“intraoperative aberrometry: an unnecessary tool”** quienes postula que la aberrometría intraoperatoria es una herramienta innecesaria para el cirujano de la catarata porque se puede lograr mayor precisión con los métodos de cálculo de LIO más avanzados que con las mediciones intraoperatorias. Esta afirmación se aplica tanto a las LIOs simétricas rotacionales como tóricas ya sea con ojos virginales y así como los posoperatoria cirugía refractiva. Además, incluso si las mediciones aberrométricas se pueden realizar con alta precisión, las características ópticas de un ojo durante la cirugía son diferentes de las de un ojo en condiciones normales por varias razones:

1. La posición de la LIO en la bolsa capsular durante la cirugía es diferente de su posición después de la retracción capsular de la bolsa, que se logra finalmente 6 a 8 semanas después de la cirugía. Esta diferencia es la principal responsable de un cambio en el desenfoque, pero también puede afectar la descentración de LIO o la rotación de LIOs tóricas.

2. Bajo condiciones fisiológicas, la superficie corneal refractante más externa es la película lagrimal. Durante la cirugía, es la película de una solución salina que tiene propiedades ópticas ligeramente variadas y que causa una hidratación diferente del epitelio corneal.

3. La hidratación del estroma corneal también es diferente durante la cirugía. El agua entra en el estroma corneal, particularmente en las incisiones. Esto causa edema de la córnea asimétrica, que afecta principalmente al astigmatismo y el coma.

4. En el intraoperatorio, la temperatura dentro del ojo es más baja de lo normal debido a que la solución de riego tiene una temperatura más baja. Esto cambia el índice de refracción del humor acuoso, la LIO y la córnea.

5. La presión intraocular del paciente puede diferir del valor fisiológico, cambiando así la longitud axial del ojo y la forma corneal.

6. Algunos modelos de LIO requieren más de 24 horas para lograr el equilibrio osmótico con su entorno. La diferente absorción de agua o electrolito de la LIO cambia el índice de refracción.

Todos los argumentos mencionados son plausibles, pero son difíciles de cuantificar. Por lo tanto, como criterio final decisivo, la exactitud de los resultados con aberrometría intraoperatoria debe compararse con los mejores resultados posibles obtenidos sin ella⁷.

Objetivo general y objetivos específicos

Objetivo General

- Determinar el error de predicción al calcular lentes intraoculares tóricos y no tóricos con biometría preoperatoria IOL MASTER 700 (con diversas fórmulas de tercera y cuarta generación) y resultados refractivos afaquicos intraoperatorios con aberrometro ORAsystem en pacientes a quienes se les haya realizado faquectomía por facoemulsificación.

Objetivos específicos

- Comparar errores de predicción entre los resultados refractivos a 1 mes posoperatorio de pacientes a quienes se les realizó faquectomía bajo facoemulsificación con selección de lente intraocular guiado por cálculo biométrico preoperatorio con IOL MASTER 700 (con diversas fórmulas de tercera y cuarta generación) incluyendo el promedio y mediana del error absoluto versus resultados refractivos afaquicos intraoperatorios con el aberrometro ORAsystem
- Comparar errores de predicción entre los resultados refractivos a 1 mes posoperatorio de pacientes a quienes se les realizó faquectomía bajo facoemulsificación con selección de lente intraocular guiado por cálculo biométrico preoperatorio con IOL MASTER 700 (con diversas fórmulas de tercera y cuarta generación) incluyendo el promedio y mediana del error absoluto comparado con un error de predicción igual a 0 y a 0,25 (clínicamente significativo)
- Comparar el poder cilíndrico del lente a implantar en pacientes quienes se les realizó faquectomía por facoemulsificación mediante cálculo tórico online basados en las queratometrías del IOL MASTER 700 versus refracción afaquica intraoperatoria con aberrometro ORAsystem

Metodología

Estudio observacional, analítico, longitudinal tipo retrospectivo

Población de estudio

Universo 150 ojos

Cálculo del tamaño de la muestra

Se calculó un tamaño mínimo de muestra de 47 ojos, para un poder de 90%, una confianza de 95% (Alfa: 0.05%) , con base en una diferencia de 0.25D, una desviación estándar de 0.42 (ver fórmula anexa)

Compare two means (Paired / Before - After)

$$n \geq \frac{2 \left(Z_{1-\alpha/2} + Z_{1-\beta} \right)^2}{\left(\frac{\delta_{\text{Difference}}}{\sigma_{\text{Difference}}} \right)^2} + \frac{Z_{1-\alpha/2}^2}{2}$$

Alpha (α) 0.05

Beta (β) 0.2

Mean of difference (δ Diff) .25

Standard deviation of difference (σ Diff) .42

Calculate

Minimum paired sample needed: 47

Método de muestreo

Muestreo no probabilístico del universo de estudio. Del Universo de estudio (150 pacientes atendidos en el periodo octubre 2016 hasta julio 2019) se realizó análisis secundario de base de datos digital de pacientes revisando el cumplimiento de los criterios de selección. En el caso de que uno de los elegibles no haya cumplido con los criterios fue reemplazado por el siguiente en la lista.

Criterios de selección

-Criterios de inclusión

- Edad: 45 a 75 años
- Córneas sin patología asociadas
- Recuento endotelial mayor a 1500 células endoteliales
- Longitud axial entre 22 - 26mm
- Pacientes operados por un solo cirujano (Dr. Virgilio Galvis Ramírez)
- Calculo de lente intraocular preoperatorio con IOL MASTER 700
- Calculo de lente intraocular Intraoperatorio con ORAsystem

-Criterios de exclusión

- Antecedente de cirugía corneal o intraocular
- Antecedes cx refractiva: LASIK, PRK, TRANS PRK, queratotomía, segmentos intraestromales

Método de recolección de datos

Se tomaron los resultados obtenidos de cálculos de lentes intraoculares y refractivos preoperatorios, intraoperatorios y a 1 mes posoperatorios de pacientes a quienes se les realizó faquectomía por facoemulsificación registrados en la base de datos de gestión documental de Foscal Internacional

La información recolectada fueron datos:

- Clínicos
- Topógrafos corneales: Sirius, Orbscan, Galilei
- Biometrías oculares: IOL Master 700
- Queratometría manual: Topcon OM-4
- Aberrometro Intraoperatorio: ORASystem

Descripción y definición de recolección de datos

Los investigadores tomaron información de la base de datos de los pacientes de Foscal Internacional, quienes fueron intervenidos quirúrgicamente por facoemulsificación con implante de lente intraocular tórico y no torico. Los datos provienen de 3 momentos específicos Preoperatorio-Intraoperatorio-Posoperatorio detalles que se exponen a continuación:

Datos Preoperatorios

- Topógrafos corneales: Sirius, Orbscan, Galilei
- Biómetros oculares: IOL Master 700
- Queratometría manual: Topcon OM-4

Datos Intraoperatorios:

- Aberrometro Intraoperatorio: ORASystem

Datos Posoperatorios:

- Refracción 1 mes posoperatorio de participantes

Para determinar el menor error de predicción al calcular lentes intraoculares tóricos y no toricos con biometría preoperatoria IOL MASTER 700 (con diversas fórmulas de tercera y cuarta generación) versus resultados refractivos afaquicos intraoperatorios con aberrometro ORASystem, se tomaron los datos preoperatorios e intraoperatorio de error de predicción de cada método para el cálculo de lente intraocular y se compararon con el resultado refractivo a 1 mes posoperatorio del paciente.

Para determinar el menor error de predicción refractivo en equivalente esférico usando los resultados obtenidos bajo cálculo con IOL MASTER 700 y ORASystem se tomaron los datos de los cálculos preoperatorios e intraoperatorios comparando el error de predicción de cada uno de los calculadores en el lente escogido e implantado, contra los resultados refractivos a 1 mes posoperatorio del valor esférico residual obtenido con el lente implantado por el cirujano (escogido únicamente a partir de la selección de lente por IOL MASTER 700 u ORASystem).

VARIABLES

Variable	Definición conceptual	Definición operativa	Naturalidad	Valor que asume	Escala
Cilindro corneal	Valor medido en dioptrías que representa la diferencia en curvatura entre el meridiano más curvo y el más plano de la superficie anterior de la córnea.	Queratometría	Numérica continua	Dioptrías	Intervalo
Eje cilindro corneal	Orientación entre 0 y 180 grados del meridiano corneal más plano	Queratometría	Numérica continua	Grados	Intervalo
Cilindro refractivo	Diferencia en la refracción entre el meridiano más poderoso y el menos poderoso de todo el sistema óptico ocular, incluyendo las caras anterior y posterior de la córnea, y el cristalino.	Refracción Manual	Numérica continua	Dioptrías	Intervalo

Eje cilindro refractivo	Orientación entre 0 y 180 grados del meridiano mas plano de todo el sistema óptico ocular.	Refracción Manual	Numérica continua	Grados	Intervalo
Esfera refractiva posoperatoria	Valor del componente esférico de la refracción postoperatria.	Refracción Manual	Numérica continua	Dioptrias	Intervalo
Selección de Lente	Lente Implantado a partir de la selección realizada por el cirujano durante la cirugia, según alternativas: lente calculado en preoperatorio (IOL MASTER 700), y lente calculado en intraoperatorio (ORASystem)	Selección intraoperatoria del lente	Cualitativo	1: Del calculo preoperatorio 2: Del calculo intraoperatorio	Dicotómico
Sexo	Sexo de paciente a quien se le implantó el lente intraoperatorio	Sexo	Cualitativo	1: Hombre 2: Mujer	Dicotómico
Grupos de edad decenar	Grupo etario a quien se le implanto el lente intraocular intraoperatorio	Grupos de edad por años	Cualitativo	1: 50- 59 años 2: 60-69 años 3: 70-79 años 4: mas de 80 años	Multinomial
Error de predicción	Valor numérico obtenido a partir de la diferencia	Comparativo entre resultados	Numérica continua	Dioptrias	Razón

	entre la predicción dióptrica posoperatoria con un lente intraocular específico recomendado por los calculadores biométricos y/o ORASystem contra el valor refractivo real obtenido en el posoperatorio	refractivos predictivos preoperatorio o intraoperatorios (dependientes de la selección del lente) contra los resultados refractivos posoperatorios 1 mes después			
--	---	--	--	--	--

PLAN DE ANÁLISIS

Los resultados fueron:

- Tabulados, graficados y analizados en hoja calculo de Excel
- Se utilizó constantes de base de datos del ULIB
- Se utilizó calculadores en línea:
 - MyALCON Calculator: (www.myalcon-toriccalc.com) con y sin fórmula de BARRET
 - T2 Formula (<http://www.richardsheard.net/T2Formula.aspx>)
 - Kane Formula (<https://www.iolformula.com/>)
 - Hill-RBF 2.0 Formula (<https://rbfcalculator.com/online/index.html>)
 - Barrett Universal II (http://calc.apacrs.org/barrett_universal2105/)

Las variables de resultado e independientes se presentó en términos de medidas de tendencia central y dispersión, de acuerdo con el comportamiento a la variable de resultado (error de predicción refractivo) por medio del test Shapiro Wilk.

El análisis bivariado se proyectó con el objetivo de hallar diferencias entre las medidas de tendencia central y estimar si los deltas de cambio de las formulas de 3era y 4ta generación y el ORASystem son estadísticamente significativos ($p < 0.05$). Los resultados se presentan en tablas y figuras. El nivel de significancia del estudio es del 5%.

Resultados/Productos esperados y potenciales beneficiarios

Relacionados con la generación de conocimiento y/o nuevos desarrollos tecnológicos e innovación

Tabla 4.1 Generación de nuevo conocimiento y Desarrollo Tecnológico e innovación

Resultado/Producto esperado	Indicador	Beneficiario
Disminución del error de predicción refractivo aplicada a población con características raciales similares a la población objeto de estudio	Delta de cambios entre métodos	Comunidad Científica, pacientes y personal asistencial
Publicación científica de artículo original en revista indexada	1 artículo sometido	Comunidad Científica

Conducentes al fortalecimiento de la capacidad científica institucional

Tabla 4.2 Fortalecimiento de la comunidad científica

Objetivo de la propuesta	Resultado/Producto esperado	Indicador	Beneficiario
Fortalecer líneas de investigación	Generación de línea de base	Base de datos	Institución/ Residentes/ comunidad científica
Aplicar nuevas tecnologías y eficiencia en la prestación de nuevos servicios	Generación de recomendaciones de cambios en procesos administrativos-operativos	Capítulo de recomendaciones	Institución/ Residentes/ comunidad científica

Dirigidos a la apropiación social del conocimiento

Tabla 4.3 Apropriación social del conocimiento

Objetivo de la propuesta	Resultado/Producto esperado	Indicador	Beneficiario
No aplica			

Impactos esperados a partir del uso de los resultados

Impactos esperados:

Impacto esperado	Plazo (años) después de finalizado el proyecto: corto (1-4), mediano (5-9), largo (10 o más)	Indicador verificable	Supuestos *
Dirigido a la generación de conocimiento en la aplicación de nuevas tecnologías, en la eficiencia en la prestación del servicio del área oftalmológica y fortalecimiento de la línea de investigación	Corto plazo	Entrega de productos esperados	Ninguno

*Los supuestos indican los acontecimientos, las condiciones o las decisiones, necesarios para que se logre el impacto esperado.

Impacto Ambiental del proyecto

El proyecto de investigación resultados refractivos en ojos posoperados de

facioemulsificación mas implante de lentes intraoculares tóricos y no toricos: Comparación del error de predicción refractivo del Aberrometro intraoperatorio ORA System con otras tecnologías, busca impactos positivos sobre la futura selección de métodos de cálculos de lente intraoculares frente al análisis de errores de predicción que se obtengan. Lo cual beneficiara a intermedio y largo plazo la calidad visual de los pacientes a intervenir de facioemulsificación mas implante de lentes intraoculares tóricos.

Desde un punto de vista ambiental frente a la nueva tecnología y en orden a la reducción de exámenes clínicos preoperatorios requeridos, se podría pensar en la probable y beneficiosa reducción de energía, tiempo, espacio e insumos de papelería frente a la evaluación del paciente a intervenir.

Según el Decreto 309 de 2000, expedido por el Ministerio del Medio Ambiente, este proyectos de investigación científica no afecta la diversidad biológica, no involucra actividades de colecta, captura, caza, pesca, manipulación del recurso biológico y su movilización en el territorio nacional, así como la introducción de especies exóticas.

Disposiciones Vigentes

Consideraciones Éticas

De acuerdo con los principios establecidos en la Declaración de Helsinki, las Pautas CIOMS y en la Resolución 008430 de Octubre 4 de 1993; y debido a que esta investigación se consideró como sin riesgo, y en cumplimiento con los aspectos mencionados con el Artículo 6 de la presente Resolución, este estudio se desarrolló conforme a los siguientes criterios:

- No se afectó el principio de *no maleficencia*, dado que es un estudio retrospectivo, analítico, transversal, documental en donde no produciremos daño hacia los pacientes involucrados en el estudio, no se realizarán cambios en los esquemas terapéuticos, ni se indagará personalmente o por medio de llamadas telefónicas acerca de información sensible.
- No se afectó el principio de *Autonomía*, ya que en este estudio estudio retrospectivo, analítico, transversal, documental, los eventos a evaluar ya fueron desarrollados y no se modificó en su momento la toma de decisiones por parte de los pacientes involucrados. Para proteger la información confidencial, sensible y la intimidad de los pacientes, sólo el personal que recolectará la información de la base de datos para poder registrar los datos necesarios. Desde el principio de la recolección de los datos nunca se tuvo en cuenta el nombre, número de identificación o de la historia clínica.

- No se afectó el principio de *Justicia*, ya que no se expuso a los individuos a una situación de riesgo real o potencial y no se saco ventaja de ninguna situación de vulnerabilidad legal o de subordinación de los pacientes con motivo de ésta investigación.
- Este estudio no tuvo efecto directo sobre el principio de *Beneficencia*, ya que es un estudio retrospectivo, analítico, transversal. Los beneficios para este tipo de pacientes es indirecto y derivado de las ventajas potenciales que podrían resultar de la obtención de nuevo conocimiento que favorecería a un mejor tratamiento de los pacientes con EL EVENTO ESTUDIADO a futuro.
- Este tipo de estudio ya ha sido realizado previamente en seres humanos sin que generen un daño potencial o real al grupo evaluado.
- Los datos que se produjeron en el presente estudio no pueden ser obtenidos a partir de simulaciones, de fórmulas matemáticas o investigación en animales, u otras muestras.
- Siendo esta una investigación sin riesgo basada en registros electrónicos según la Resolución 008430 de Octubre 4 de 1993, Artículo 16, Parágrafo 1, el comité de ética podrá dispensar al investigador del diligenciamiento del consentimiento informado.
- Ésta investigación fue producida y ejecutada por Medicos, especialistas en Oftalmología, Investigacion clinica, Medico residentes, y optometra quienes tienen experiencia en el manejo de las patologías de los sujetos a evaluar, además del conocimiento para la ejecución de este tipo de proyectos. Igualmente Foscal Internacional fue la institución encargada de aportar los datos necesarios a través de sus historias clínicas electrónicas previa evaluación y aprobación por parte del comité de ética institucional.
- El inicio del proyecto solo se efectuó una vez se recibió el aval por parte de la Institución de salud y éste autorizó para su ejecución por parte del comité de ética de FOSCAL INTERNACIONAL.

Los investigadores participantes en este estudio tiene idoneidad en su formación académica y no presentaron conflictos de intereses económicos, legales o personales asociados a este problema de investigación.

Cronograma de Actividades

Objetivo	Actividad	Mes 1	Mes 2-3	Mes 4-6	Mes 7-9	Mes 10	Mes 11	Responsable
Presentar proyecto a Comité Etica	Presentacion, evaluacion y aprobacion de proyeco en Comité Etica	X						JOSE SACOTO
Revisar historias clínicas	Se revisaran historias clínicas del Centro Oftalmológico Virgilo Galvis buscando pacientes quienes fueron intervenidos por facoemulsificación e implante secundario de lente intraocular tórico desde Octubre del 2016 a Mayo del 2017		X					JOSE SACOTO
Tabular Datos	Se ingresaran los datos a evaluar obtenidos de historias clínicas en Hoja excel prediseñada			X				JOSE SACOTO
Analizar estadísticamente los resultados obtenidos	Se realizara análisis estadístico de datos obtenidos				X			DR. ALEJANDRO TELLO /JOSE SACOT
Masteriz	Se digitalizara el					X		DR.

ar informa ción	proyecto en archivo Word, se adicionarán las tablas previamente analizadas y se combinarán con soportes gráficos							ALEJANDRO TELLO /JOSE SACOTO
Socializa r resultad os	Publicación de resultados						X	DR. ALEJANDRO TELLO /JOSE SACOTO

Resultados

En este estudio de un universo de 150 ojos posterior criterios de exclusión se seleccionaron 86 ojos de 68 pacientes (34 hombres y 34 mujeres). De los cuales 84% (42 ojos) fueron ojos derechos.

Las características biométricas de cada ojo medidas con el IOL master 700 así como las queratometrías manuales medidas con el queratometro Topcon OM-4 y el poder del lente intraocular implantado para cada ojo se muestran en la tabla 1.

El histograma del error de predicción del SRK-T asemeja una distribución normal con una media y mediana similar, simétrica y una curtosis adecuada, y una prueba de Shapiro-Wilk de 0.810. El histograma del error de predicción de Hill, Barrert y T2 asemeja una distribución normal con una media y mediana diferente, simétrica y una curtosis adecuada, y una prueba de Shapiro-Wilk mayor de 0.05. El error de predicción de Kane y ORA no tiene una distribución normal (grafico 1).

Los errores de predicción absolutos de tercera y cuarta generación no tienen una distribución normal, debido a que esta medida expresa el margen de error absoluto en función de un error igual 0 (grafico 2).

El 63,9% de los lentes implantados coincidieron en su poder de equivalente esférico con el sugerido por el ORASystem. Mientras que 25,5% de los lentes toricos implantados coincidieron en su poder de T (toricidad) con el sugerido por el ORASystem.

Los errores de predicción aritméticos de las formulas de 3 y 4ta generación tendieron a resultados levemente negativos (miopicos) mientras que el ORASystem tendió a resultado levemente positivo (hipermetropico), pero sin embargo la magnitud del promedio de estos errores fue menor de 0.1 dioptrías, lo cual lo hace clínicamente no significativo (ver tabla 2).

Los promedios de los errores absolutos fueron similares siendo Hill la de menor magnitud, pero sin encontrarse diferencia estadísticamente significativa con ninguna de las formulas excepto con la de T2 ($p=0.04$) (ver tabla 2).

Al comparar el error absoluto contra 0.00D todos fueron diferentes incluyendo el ORA. Al comparar el error absoluto contra 0.25 D (clínicamente significativo) se observa que el promedio del error absoluto de la formula de Hill no fue diferente. (ver tabla 3)

Al comparar los errores absolutos de las formulas de 3 y 4ta generación contra ora se observo que no existió ninguna diferencia estadísticamente significativa (ver tabla 4).

Evaluando el porcentaje de ojos dentro de un error de predicción dado se encontró que al analizar los ojos con error de predicción menor o igual a 0.25D la formula de HILL presento el porcentaje mas alto con 54,7%, las formulas de menor porcentaje fueron barrett II y SRKT con 43% cada una. De la misma manera al analizar los ojos con error de predicción menor o igual a 0.5D la formula de BARRET II presento el porcentaje mas alto con 80,2%, la formula de T2 tuvo el menor porcentaje con 73,3%. Por otro lado al analizar los ojos con error de predicción menor o igual a 0.75D fue el ORASystem quien presento el porcentaje mas alto con 96.5%, mientras la formula de T2 tuvo el menor porcentaje con 89,5%. Y finalmente al analizar los ojos con error de predicción menor o igual a 1D todas las formulas obtuvieron el 100% excepto Kane quien tuvo 97,7% (ver tabla 5).

Discusión

En este estudio los promedios de error aritmético con las constantes optimizadas del ULIB fueron muy cercanos a 0, lo que indica que los errores positivos y negativos se compensaron, y la distribución estuvo relativamente centrada en cero, sugiriendo que las constante optimizadas no requieren ajustes adicionales.

Ya que en la evaluación del error de predicción absoluto no se tienen en cuenta los signos y da un panorama mas real del error de predicción.

Analizando el porcentaje de ojos con un error de predicción absoluto dentro de un rango especifico, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes formulas. Para el rango de menor o igual a 0.25D la formula de mayor porcentaje fue la de Hill-RBF 2.0 con 54.7%, para el rango de menor o igual a 0.50D la formula de mayor porcentaje fue la de Barrett-II con 80.2%, para el rango de menor o igual a 0.75D la formula de mayor porcentaje fue ORA con 96.5%, y para el rango de menor o igual a 1D todos excepto kane llegaron al 100%.

Estos porcentajes están por encima de los parámetros sugeridos por un estudio realizado en Suecia con un gran numero de ojos considerado como el referente de los resultados refractivos al principio de esta década. Ellos encontraron que el 47% tuvieron menor o igual a 0.25D, 71% menor o igual a 0.50, y el 93% menor o igual a 1D de error absoluto (Anders Behndig, Per Montan, Ulf Stenevi, Maria Kugelberg, Charlotta Zetterström, Mats Lundström. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study. J Cataract Refract Surg 2012; 38:11181-1186).

Sin embargo estos parámetros de referencia se han modificado en los últimos años y es así como en el 2018 en un estudio con mas de 13000 ojos con formulas de tercera y cuarta generación los porcentajes estuvieron entre 43 y 50% para menor o igual a 0.25D, el 73-82% para menor o igual a 0.50D, el 88-94% para menor o igual a 0.75D, y el 96-98% para menor o igual a 1D (Ronald

B. Melles, Jack T Holladay, William J. Chang. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas. American Academy of Ophthalmology, 2017. <http://dx.doi.org/10.1016/j.opthta.2017.08.027>).

En otro estudio reciente con mas de 30000 ojos usando el ORA el 81.9% de los ojos tuvieron un error absoluto de predicción de 0.50D o menos, valor un poco mayor al encontrado en el presente estudio (Robert J. Cionni, Ramon Dimalanta, Michael Breen, Cody Hamilton. A large retrospective database analysis comparing outcomes of intraoperative aberrometry with conventional preoperative planning. J Cataract Refract Surg 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2018.07.016>).

Conclusión

En ojos sin antecedentes de cirugía refractiva y con longitud axial entre 22 – 26mm el desempeño del ORASystem no fue inferior a las demás formulas de 3era y 4ta generación.

Referencias bibliográficas

1- Hatch KM, Woodcock EC, Talamo JH. Intraocular lens power selection and positioning with and without intraoperative aberrometry. J Refract Surg. 2015 Apr;31(4):237-42. doi: 10.3928/1081597X-20150319-03.

2- Galvis V, Tello A, Niño CA, Parra MM. Total Corneal Astigmatism Measurement Precision. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2015 Sep 1;56(10):5912. doi: 10.1167/iovs.15-17735.

3- Koch DD. The posterior cornea: hiding in plain sight. Ophthalmology. 2015 Jun;122(6):1070-1. doi: 10.1016/j.opthta.2015.01.022.

4- Stringham J, Pettey J, Olson RJ. Evaluation of variables affecting intraoperative aberrometry. J Cataract Refract Surg. 2012 Mar;38(3):470-4. doi: 10.1016/j.jcrs.2011.09.039.

5- Hirschschall N, Amir-Asgari S, Maedel S, Findl O. Predicting the postoperative intraocular lens position using continuous intraoperative optical coherence

tomography measurements. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2013 Aug 5;54(8):5196-203.

6.- T. Ianchulev, K. Hoffer, et al. Intraoperative Refractive Biometry^[1] for Predicting Intraocular Lens Power Calculation after Prior Myopic Refractive Surgery. American Academy of Ophthalmology. Volume 121, Number 1, January 2014. 0161-6420.

7.- E. Mertens, P. Preussner. Is intraoperative aberrometry Worth the investment?. Cataract & refractive Surgery today europe. Marzo 2013.

8.- William F. Wiley, MD; Shamik Bafna, MD. Intra-Operative Aberrometry Guided Cataract Surgery. INTERNATIONAL OPHTHALMOLOGY CLINICS Volume 51, Number 2, 119–129. 2011.

9.- nei.nih.gov (Internet). USA: National Eye Institute; 2000 (actualizado 2 Mayo 2010; citado 3 de mayo 2017). Disponible en nei.nih.gov/eyedata/cataract

10.- Kerry D. Solomon, Helga P. Sandoval, Richard Potvin. Correcting astigmatism at the time of cataract surgery: Toric intraocular lenses and corneal relaxing incisions planned with an image-guidance system and intraoperative aberrometer versus manual planning and surgery. J Cataract Refract Surg 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2018.12.002>

11.- Susie Drake, Robert Hyde, Shilpa Gulati, Alex Pleet, Mei Zhou, Kai Kang, and Siya Huo. Review of “Intraoperative aberrometry vs. for bilateral toric IOL implantation with a standard preoperative biometry and a toric IOL calculator femtosecond laser: One-month clinical study results”. EyeWorld journal club. June 2016, Pag 70 – 72.

12.- Robert J Cionni, Michael Breen, Cody Hamilton, Ravaughn Williams. Retrospective analysis of an intraoperative aberrometry database: a study investigating absolute prediction in eyes implanted with low cylinder power toric intraocular lenses. Clinical Ophthalmology 2019;13 1485–1492

13.- Shruti Sudhakar, Darren C. Hill, Tonya S. King, Ingrid U. Scott, Gautam Mishra, Brett B. Ernst, Seth M. Pantanelli. Intraoperative aberrometry versus

preoperative biometry for intraocular lens power selection in short eyes. J Cataract Refract Surg 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2018.12.016>

14.- Rodrigo Franco lafetá, Queiroz^[1] Danilo Varela Kniggendorf, André lins de Medeiros , Wilson Takashi hida, Celso Takashi nakano, Pedro Carlos Carricondo, Walton nosé, Andre gustavo rolim, Antonio Francisco Pimenta Motta. Clinical comparison of speculum's influence on intraoperative aberrometry Reading. Clinical Ophthalmology 2019;13 953–958

15.- Ming Chen, Michael Reinsbach, Nathan D Wilbanks, Chaokai Chang, Chen Cheng Chao. Utilizing intraoperative aberrometry and digital eye tracking to develop a novel nomogram for manual astigmatic keratotomy to effectively decrease mild astigmatism during cataract surgery. Taiwan Journal Of Ophthalmology 2019, Volume : 9, Issue : 1, Page : 27-32. DOI: 10.4103/tjo.tjo_6_18

16.- Rushton RH. The clinical measurement of the axial length of the living eye. Trans. ophthal. Soc. U.K.1938; 58, 136-42.

17.- Jansson F. Measurement of intraocular distances by ultrasound and comparison between optical and ultrasonic determinations of the depth of the anterior chamber. Acta Ophthalmol (Copenh). 1963;41:25-61.

18.- Colenbrander MC. Calculation of the power of an iris clip lens for distance vision. Brit J Ophthalmol. 1973;57(10):735–740.

19.- Ossoinig KC. Standardized echography: Basic principles, clinical applications, and results. Int Ophthalmol Clin. 1979;19(4):127–210.

20.- Hoffer KJ. IOL Power. SLACK Inc. Thorofare, Estados Unidos, 2011. Páginas 10-11.

21.- Di Bernardo C, Greenberg EF. Ophthalmic ultrasound: A diagnostic atlas.Segunda Edición. Thieme Medical Publisher, Nueva York (Estados Unidos), 2007. Página 1.

- 22.- Waldron RG, Aaberg TM. B-Scan ocular ultrasound. Ultrasound principles and physics. Emedicine.Medscape. Disponible en <http://emedicine.medscape.com/article/1228865-overview#a3>, consultado el 8 de diciembre de 2016/ Harrie RP. Clinical ophthalmic echography: a case study approach. Springer, Nueva York (Estados Unidos),2008. Página 52.
- 23.- Shamma HJ. Intraocular Lens Power Calculations. Slack Inc. Thorofare, Estados Unidos, 2004, páginas 83-89.
- 24.- Harrie RP. Clinical ophthalmic echography: a case study approach. Springer, Nueva York, Estados Unidos, 2008. Página 51.
- 25.- Hill W. Biometry Methods. Disponible en http://doctor-hill.com/iol-main/biometry_explained.htm.
- 26.- Schechter RJ. Capítulo “Optics of Intraocular Lenses”, en “Duane’s Ophthalmology”. Editores: Tasman W, Jaeger EA, Lippincott Williams & Wilkins, Edición 2011, disponible en <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp.4.2a/ovidweb.cgi?&S=CEBDFPFKGHDDDBDINCB LGEMCGCBPAA00&tab=books&New+Database=S.dbListAll%7cSingle%7c7&C=books&Jump+to+Browse=books>.
- 27.- Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg. 1997;23(9):1356–1370.
- 28.- Hoffer KJ. IOL Power, Slack Inc, Thorofare, Estados Unidos, 2011. Página 18.
- 29.- Shamma HJF. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurements. J Am Intraocul Implant Soc. 1984;10(4):444–447.
- 30.- Olsen T, Nielsen PJ. Immersion versus contact technique in the measurement of axial length by ultrasound. Acta Ophthalmol (Copenh). 1989;67(1):101–102.

- 31.- Hill W. A-scan biometry. Disponible en <http://doctor-hill.com/iol-main/a-scan.htm>.
- 32.- Gupta AK, Krishna V. Clinical Ophthalmology: Contemporary Perspectives, 9ª Edición. Elsevier, Noida (India), 2009. Página 690.
- 33.- Hill W, Immersion Vector A/B-scan Biometry, disponible en: http://doctor-hill.com/iol-main/immersion_vector_abscan.htm
- 34.- Zaldivar R, Shultz MC, Davidorf JM, Holladay JT. Intraocular lens power calculations in patients with extreme myopia. J Cataract Refract Surg. 2000 May;26(5):668-74.
- 35.- Ridley H. Intra-ocular acrylic lenses; a recent development in the surgery of cataract. Br J Ophthalmol. 1952 Mar;36(3):113-22.
- 36.- Binkhorst CD. Results of implantation of intraocular lenses in unilateral aphakia. With special reference to the pupillary or iris clip lens-a new method of fixation. Am J Ophthalmol. 1960 Apr;49:703-10.
- 37.- Fyodorov S.N., Kolonko A.I.: Estimation of optical power of the intraocular lens. Vestnik Oftalmologic (Moscú) 1967; 4:27.
- 38.- Fyodorov SN, Galin MA, Linksz A. Calculation of the optical power of intraocular lenses. Invest Ophthalmol. 1975 Aug;14(8):625-8.
- 39.- Hoffer K.J. Intraocular lens calculation: the problem of the short eye. Ophthalmic Surg 1981; 12:269-272.
- 40.- Binkhorst R.D.: The optical design of intraocular lens implants. Ophthalmic Surg 1975; 6:17-31.
- 41.- Gills J.P.: Regression formula. Amer Intra-Ocular Implant Soc J 1978; 4:163.

42.- Retzlaff J.: A new intraocular lens calculation formula. Am Intra-Ocular Implant Soc J 1980; 6:148.

43.- Sanders DR, Kraff MC.Improvement of intraocular lens power calculation: Regression formula. Am Intra-Ocular Implant Soc J 1980; 6:263.

44.- Sanders D.R., Retzlaff J., Kraff M.C., et al: Comparison of the accuracy of the Binkhorst, Colenbrander and SRK implant power prediction formulas. Am Intra-Ocular Implant Soc J 1981; 7:337-340.

45.- Schechter RJ. Capítulo: Optics of Intraocular Lenses, en Duane´s Ophthalmology. Edición Electrónica 2011. Editores: Tasman W, Jaeger EA. Lippincott Williams & Wilkins. ISBN: 978-1-4511-1217-7.

46.- Hoffer K.J.: The effect of axial length on posterior chamber lenses and posterior capsule position. Current Concepts in Ophthalmic Surg 1984; 1:20-22.

47.- Binkhorst R.D.: Biometric A-scan ultrasonography and intraocular lens power calculation. In: Emery J.E., ed. Current Concepts in cataract surgery: selected proceedings of the Fifth Biennial Cataract Surgical Congress, St. Louis: Mosby; 1987:175-182.

48.- Sanders D.R., Retzlaff J., Kraff M.C.: Comparison of the SRK II formula and the other second generation formulas. J Cataract Refract Surg 1988; 14:136-141.

49.- Shamma HJ. The fudged formula for intraocular lens power calculations. J Am Intraocul Implant Soc. 1982 Fall;8(4):350-2.

50.- Holladay J.T., Prager T.C., Chandler T.Y., Musgrove K.H. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 1988; 14:17-24

51.- Hoffer KJ. IOL Power. SLACK Inc. Thorofare, Estados Unidos, 2011. Página 138.

52.- Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry. J Cataract Refract Surg. 2011 Jan;37(1):63-71.

53.- Retzlaff J., Sanders D.R., Kraff M.C.: Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg 1990; 16:333-340.Errata: 16:528, 1990.

54.- Holladay JT, Gills JP, Leidlein J, Cherchio M. Achieving emmetropia in extremely short eyes with two piggyback posterior chamber intraocular lenses. Ophthalmology 1996;103:1118-1123.

55.- Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. J Cataract Refract Surg. 1993 Nov;19(6):700-12.

56.- Hoffer KJ. IOL Power. SLACK Inc. Thorofare, Estados Unidos, 2011. Páginas 138-9.

57.- Olsen T., Oleson H., Thim K., Corydon L.: Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. J Cataract Refract Surg 1990; 16:587-590

58.- Olsen T. Capítulo "The Olsen Formula", en "Intraocular Lens Power Calculations". Editor: Shammas HJ. Slack Inc. Thorofare, Estados Unidos, 2004.

59.- Koch, D., Wang I. Calculating IOL power in eyes that have had refractive surgery. J Cataract Refract Surg 2003 29(11) 2039-2042.

60.- Haigis W. Strahldurchrechnung in Gauß'scher Optik zur Beschreibung des Systems Brille-Kontaktlinse-Hornhaut-Augenlinse (IOL), 4. Kongreß d. Deutschen Ges. f. Intraokularlinsen Implant., Essen 1990

61.- Haigis W. Capítulo "The Haigis Formula", en "Intraocular Lens Power Calculations". Editor: Shammas HJ. Slack Inc. Thorofare, Estados Unidos, 2004.

62.- Hoffer KJ. IOL Power. SLACK Inc. Thorofare, Estados Unidos, 2011. Página 140.

63.-

<http://www.augenklinik.uniwuertzburg.de/scripts2/ciolc.php?ctyp=2&cnst=118.0&subm=Convert+IOL+constant>

64.- Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. Journal Cataract Ref Surgery 2008; 34(10):1658-1663

65.- Haigis W, Lege BAM, Neuhann TF: Bestimmung wirksamer Hornhautradien nach hyperoper LASIK. Fortschritte der Ophthalmochirurgie (A.Scharrer, A.Reuscher, Th..Neuhann (Hrsg), 18.Kongress der Deutschen Ophthalmochirurgen. Diomed-Verlag, Ebelsbach, p.95, 2005.

66.- <http://doctor-hill.com/iol-main/haigis-l.htm>, <http://doctor-hill.com/iol-main/hyperopic-haigis.htm>

67.- Sheard RM, Smith GT, Cooke DL. Improving the prediction accuracy of the SRK/T formula: the T2 formula. J Cataract Refract Surg. 2010 Nov;36(11):1829-34.

68.- Sanders DR, Retzlaff JA, Kruff MC. What constitutes "clinically significant" improvement in implant power calculation accuracy? J Cataract Refract Surg. 2011 Apr;37(4):795-6; author reply 796-8.

69.- Holladay JT, Prager TC, Ruiz RS, Lewis JW, Rosenthal H. Improving the predictability of intraocular lens power calculations. *Arch Ophthalmol*. 1986 Apr;104(4):539-41

70.- Knox Cartwright NE, Johnston RL, Jaycock PD, Tole DM, Sparrow JM. The Cataract National Dataset electronic multicentre audit of 55,567 operations: when should IOLMaster biometric measurements be rechecked? *Eye (Lond)*. 2010 May;24(5):894-900. Epub 2009 Aug 14.

71.- Olsen T. Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster. *Acta Ophthalmol Scand* 2007;85:84–87.

72.- Findl O, Drexler W, Menapace R, Heinzl H, Hitzenberger CK, Fercher AF. Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 861–867

73.- Landers J, Goggin M. Comparison of refractive outcomes using immersion ultrasound biometry and IOLMaster biometry. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2009 Aug;37(6):566-9.

74.- Shammas HJ, Chan S. Precision of biometry, keratometry, and refractive measurements with a partial coherence interferometry-keratometry device. *J Cataract Refract Surg*. 2010 Sep;36(9):1474-8.

75.- Shammas HJ, Hoffer KJ. Repeatability and Reproducibility of Biometry and Keratometry Measurements Using a Noncontact Optical Low-Coherence Reflectometer and Keratometer. *Am J Ophthalmol*. 2011 Sep 9. [Epub ahead of print].

76.- 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 May;16(3):341-6.

77.- Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg*. 1993 Nov;19(6):700-12

78.- Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. J Cataract Refract Surg. 2000 Aug;26(8):1233-7.

79.- Tsang CSL, Chong GSL, Yiu EPF, Ho CK. Intraocular lens power calculation formulas in Chinese with high axial myopia. J Cataract Refract Surg 2003; 29:1358–1364.

80.- Hoffer KJ. IOL Power. SLACK Inc. Thorofare, Estados Unidos, 2011. Página 147.

81.- Narváez J, Zimmerman G, Stulting RD, Chang DH. Accuracy of intraocular lens power prediction using the Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, and SRK/T formulas. J Cataract Refract Surg. 2006 Dec;32(12):2050-3.

82.- MacLaren RE, Natkunarajah M, Riaz Y, Bourne RR, Restori M, Allan BD. Biometry and formula accuracy with intraocular lenses used for cataract surgery in extreme hyperopia. Am J Ophthalmol. 2007 Jun;143(6):920-931.

83.- Gavin EA, Hammond CJ. Intraocular lens power calculation in short eyes. Eye 2008; 22:935-938.

84.- Wang JK, Hu CY, Chang SW. Intraocular lens power calculation using the IOLMaster and various formulas in eyes with long axial length. J Cataract Refract Surg. 2008 Feb;34(2):262-7.

85.- Petermeier K, Gekeler F, Messias A, Spitzer MS, Haigis W, Szurman P. Intraocular lens power calculation and optimized constants for highly myopic eyes. J Cataract Refract Surg. 2009 Sep;35(9):1575-81.

86.- Bang S, Edell E, Yu Q, Pratzler K, Stark W. Accuracy of intraocular lens calculations using the IOLMaster in eyes with long axial length and a comparison of various formulas. Ophthalmology. 2011 Mar;118(3):503-6.

87.- Loannides A. Holladay 2 formula. Ophthalmology. 2011 Dec;118(12):2525).

88.- Wang L, Shirayama M, Ma XJ, Kohnen T, Koch DD. Optimizing intraocular lens power calculations in eyes with axial lengths above 25.0 mm. J Cataract Refract Surg. 2011 Nov;37(11):2018-27.

89.- Trivedi RH, Wilson ME, Reardon W. Accuracy of the Holladay 2 intraocular lens formula for pediatric eyes in the absence of preoperative refraction. J Cataract Refract Surg. 2011 Jul;37(7):1239-43.

90.- Hoffmann PC, Hütz WW. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23,239 eyes. J Cataract Refract Surg. 2010 Sep;36(9):1479-85.

91.- NOTICIERO ALACCSA OCTUBRE 2010.
http://www.alacssa.com/noticiero_octubre_10.htm.

92.- J Cataract Refract Surg. 2002 Feb;28(2):239-42. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry: outcomes analysis. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Coffman PG, Brown LK.

93.- Mylonas G, Sacu S, Buehl W, Ritter M, Georgopoulos M, Schmidt-Erfurth U. Performance of three biometry devices in patients with different grades of age-related cataract. Acta Ophthalmol. 2011 May;89(3):e237-41. doi: 10.1111/j.1755-3768.2010.02042.x. Epub 2011 Feb 11.

94.- Freeman G, Pesudovs K. The impact of cataract severity on measurement acquisition with the IOLMaster. Acta Ophthalmol Scand. 2005 Aug;83(4):439-42.

95.- Hoffer KJ. IOL Power. SLACK Inc. Thorofare, Estados Unidos, 2011. Páginas 145-7.

96.- Royal College of Ophthalmologists. Cataract Surgery Guidelines. September 2010. Disponible en:
<http://www.rcophth.ac.uk/page.asp?section=451§ionTitle=Clinical+Guidelines>.

97.- Cataract in the Adult Eye AAO 2011. Preferred Practice Patterns. Disponible en http://one.aao.org/CE/PracticeGuidelines/PPP_Content.aspx?cid=a80a87ce-9042-4677-85d7-4b876deed276.

98.- Gale RP, Saldana M, Johnston RL, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye* 2009; 23:149–152.

99.- Madge SN, Khong CH, Lamont M, Bansal A, Antcliff RJ. Optimization of biometry for intraocular lens implantation using the Zeiss IOLMaster. *Acta Ophthalmol Scand* 2005; 83:436–438.

100.- Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Intraocular lens formula constant optimization and partial coherence interferometry biometry: Refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg*. 2011 Jan;37(1):50-62

101.- <http://www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/ulib/czm/dload.htm>

102.- <http://www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/ulib/c1.htm>

103.- <http://doctor-hill.com/physicians/download.htm>

104.- 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* 238: 765–773.

105.- Narváez J, Cherwek DH, Stulting RD, Waldron R, Zimmerman GJ, Wessels IF, Waring GO 3rd. Comparing immersion ultrasound with partial coherence interferometry for intraocular lens power calculation. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. 2008 Jan-Feb;39(1):30-4.

- 106.- Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Shah S, Naroo SA, Davies LN, Berrow EJ. A new optical low coherence reflectometry device for ocular biometry in cataract patients. *Br J Ophthalmol.* 2009 Jul;93(7):949-53.
- 107.- Roy A, Das S, Sahu SK, Rath S. Ultrasound biometry vs. IOL Master. *Ophthalmology.* 2012 Sep;119(9):1937.
- 108.- Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculation. *J Cataract Refract Surg.* 1989 Jul;15(4):425-8.
- 109.- Giers U, Epple C. Comparison of A-scan device accuracy. *J Cataract Refract Surg.* 1990 Mar;16(2):235-42.
- 110.- Lege BA, Haigis W. Laser interference biometry versus ultrasound biometry in certain clinical conditions. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2004 Jan;242(1):8-12.
- 111.- Leaming D. 2012 Survey of US ASCRS Members. Disponible en: <http://www.analey.com/NEWANaley%20ASCRS%202012.htm>. Consultada el 8 de Diciembre de 2016.
- 112.- Leaming D. 2012 Survey of ESCRS members. Disponible en: <http://www.analey.com/Analey%20ESCRS%202012.htm>. Consultada el 8 de Diciembre de 2016.
- 113- Németh J, Fekete O, Pesztenlehrer N. Optical and ultrasound measurement of axial length and anterior chamber depth for intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* 2003 Jan;29(1):85-8.
- 114.- 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 Oct;29(10):1950-5.

115.- Leaming DV. Practice styles and preferences of ASCRS members-1999 survey. *J Cataract Refract Surg* 2000;26:913–921.

116.- Montés-Micó R, Carones F, Buttacchio A, Ferrer-Blasco T, Madrid-Costa D. Comparison of immersion ultrasound, partial coherence interferometry, and low coherence reflectometry for ocular biometry in cataract patients. *J Refract Surg*. 2011 Sep;27(9):665-71.

117.- Whang WJ, Jung BJ, Oh TH, Byun YS, Joo CK. Comparison of Postoperative Refractive Outcomes: IOLMaster(®) Versus Immersion Ultrasound. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. 2012 Aug 2:1-4.

118.- Connors R 3rd, Boseman P 3rd, Olson RJ. Accuracy and reproducibility of biometry using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg*. 2002 Feb;28(2):235-8.

119.- Rajan MS, Keilhorn I, Bell JA. Partial coherence laser interferometry vs conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations. *Eye (Lond)*. 2002 Sep;16(5):552-6.

120.- Jasvinder S, Khang TF, Sarinder KK, Loo VP, Subrayan V. Agreement analysis of LENSTAR with other techniques of biometry. *Eye (Lond)*. 2011 Jun;25(6):717-24.

121.- Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas. *Ophthalmology*. 2017 Sep 23. pii: S0161-6420(17)31428-8. doi: 10.1016/j.ophtha.2017.08.027.

122.- Bertelmann T, Blum M, Kunert K, Haigis W, Messerschmidt-Roth A, Peter M, Buehren T, Sekundo W. Foveal pit morphology evaluation during optical biometry measurements using a full-eye-length swept-source OCT scan biometer prototype. *Eur J Ophthalmol*. 2015 Nov-Dec;25(6):552-8. doi: 10.5301/ejo.5000630. Epub 2015 May 19.

123.- Nemeth G, Nagy A, Berta A, Modis L Jr. Graefes. Comparison of intraocular lens power prediction using immersion ultrasound and optical

biometry with and without formula optimization. Arch Clin Exp Ophthalmol. 2013 Oct;251(10):2477-8. doi: 10.1007/s00417-013-2381-9. Epub 2013 May 22.

124.- Alvin Relucio, M.D. Using ORA SYSTEM® Technology with AnalyzOR™ Technology to Optimize Refractive Cataract Outcomes: Normal to Complex Cases, Simultaneous Innovations. Alcon Medical Affairs, North America (Consultado Octubre 2019).

125.- Anders Behndig, Per Montan, Ulf Stenevi, Maria Kugelberg, Charlotta Zetterström, Mats Lundström. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study. J Cataract Refract Surg 2012; 38:11181-1186.

126.- Robert J. Cionni, Ramon Dimalanta, Michael Breen, Cody Hamilton. A large retrospective database analysis comparing outcomes of intraoperative aberrometry with conventional preoperative planning. J Cataract Refract Surg 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2018.07.016>.

127.- Ronald B. Melles, Jack T Holladay, William J. Chang. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas. American Academy of Ophthalmology, 2017. <http://dx.doi.org/10.1016/j.opthta.2017.08.027>

Lista de tablas y graficos

Tabla 1: Queratometría y biometría optica prequirúrgicos (n: 86)				
	Media	DS	Min	Max
K1 Manual	42,97	1,35	40	46,5
K1 Eje Manual	63,12	53,54	0	175
K2 Manual	43,86	1,4	40,75	47
K2 Eje Manual	68,42	54,14	0	175
Longitud Axial	23,64	0,99	22,14	26
K1 IOLMASTER	42,95	1,44	39,56	46,13
K1 Eje IOLMASTER	74,82	55,41	0	177
K2 IOLMASTER	43,95	1,45	39,98	47,17
K2 Eje IOLMASTER	87,38	54,36	0	176
ACD	3,11	0,41	2,1	4,04
Espesor cristalino	4,55	0,43	3,64	5,58
Diametro corneal	12,07	0,42	11,4	13,4
Poder LIO	21,12	2,93	10,5	26

Tabla 2: Error de predicción aritmético y error absoluto (n: 86)					
Error de Predicción Aritmético	Media	DS	P25	P50	P75
SRK-T	-0,05	0,40	-0,33	-0,06	0,23
HILL-RBF 2.0	-0,05	0,38	-0,27	-0,09	0,15
BARRETT-II	-0,06	0,40	-0,35	-0,10	0,24
T2	-0,09	0,41	-0,35	-0,15	0,15
KANE	-0,09	0,41	-0,39	-0,06	0,17
ORASystem	0,07	0,38	-0,22	0,12	0,33
Error Absoluto	Media	DS	P25	P50	P75
SRK-T	0,33	0,24	0,13	0,27	0,46
HILL-RBF 2.0	0,30	0,24	0,12	0,24	0,47
BARRETT-II	0,32	0,23	0,12	0,30	0,46
T2	0,34	0,25	0,15	0,30	0,54
KANE	0,32	0,27	0,15	0,28	0,49
ORASystem	0,32	0,21	0,15	0,27	0,48

Tabla 3: Error absoluto contra 0.00D y 0.25D			
Error absoluto: 0.00D	Media	Error Estandar	P valor (<0,05)
SRK-T	0,33	0,03	0
HILL-RBF 2.0	0,30	0,03	0
BARRETT-II	0,32	0,03	0
T2	0,34	0,03	0
KANE	0,32	0,03	0
ORASystem	0,32	0,02	0
Error absoluto: 0.25D	Media	Error Estandar	P valor (<0,05)
SRK-T	0,33	0,03	0,004
HILL-RBF 2.0	0,30	0,03	0,060
BARRETT-II	0,32	0,03	0,004
T2	0,34	0,03	0,001
KANE	0,32	0,03	0,026
ORASystem	0,32	0,02	0,005

Tabla 4: Diferencia de estimación de error predicción absoluto de las formulas de 3era y 4ta generación en comparación con ORASystem			
	Delta (Dift)	Error Estandar	P valor (<0.05)
Error Absoluto SRK-T	0,01	0,02	0,535
Error Absoluto HILL-RBF 2.0	-0,02	0,02	0,558
Error Absoluto BARRETT-II	0,01	0,02	0,702
Error Absoluto T2	0,02	0,03	0,229
Error Absoluto KANE	0,00	0,03	0,771

Tabla 5: Porcentaje de ojos dentro de un error de predicción dado					
Error de Predicción Aritmetico	Número	± 0,25	± 0,50	± 0,75	± 1
SRK-T	86	43%	79,1%	91,9%	100%
HILL-RBF 2.0	86	54,7%	76,7%	94,2%	100%
BARRETT-II	86	43%	80,2%	94,2%	100%
T2	86	45,3%	73,3%	89,5%	100%
KANE	86	46,5%	75,6%	93%	97,7%
ORASystem	86	47,7%	75,6%	96,5%	100%

Grafico 1

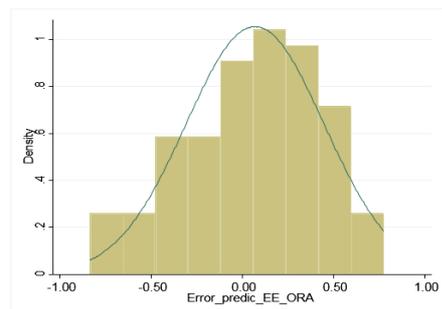
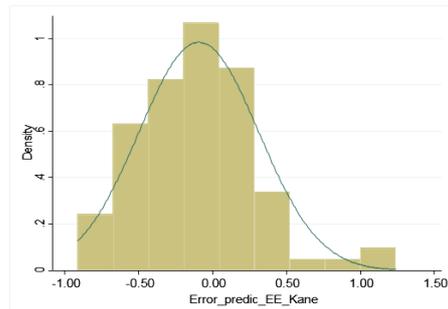
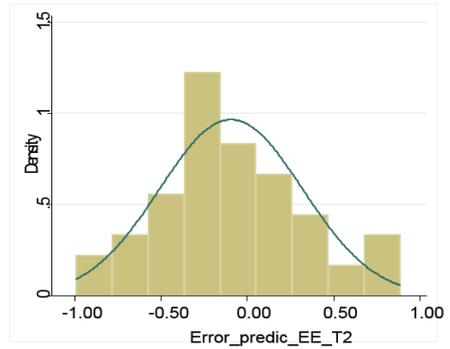
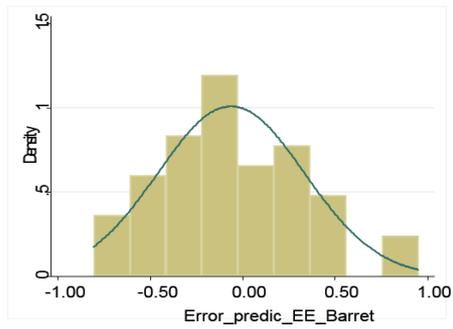
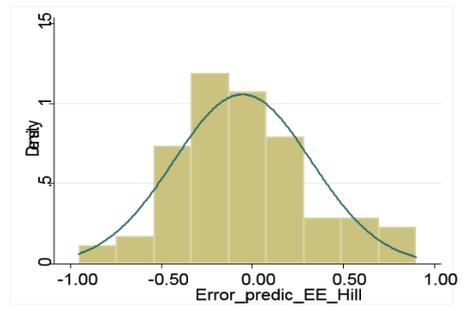
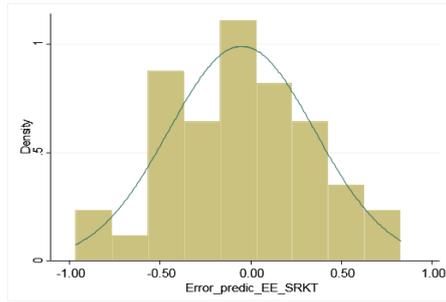


Grafico 2

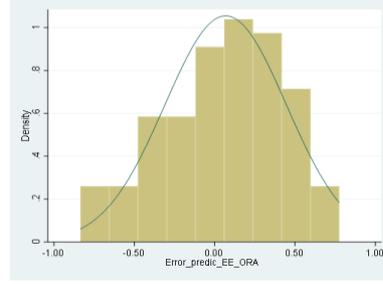
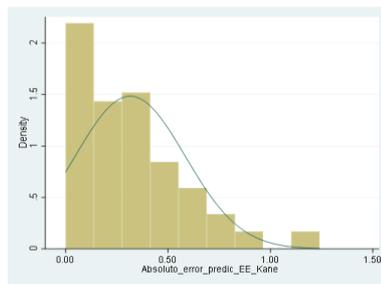
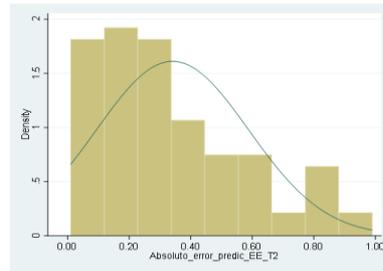
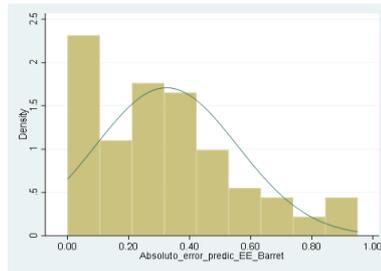
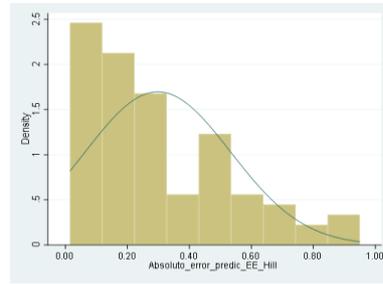
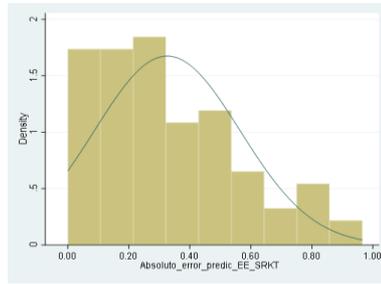


Grafico 3

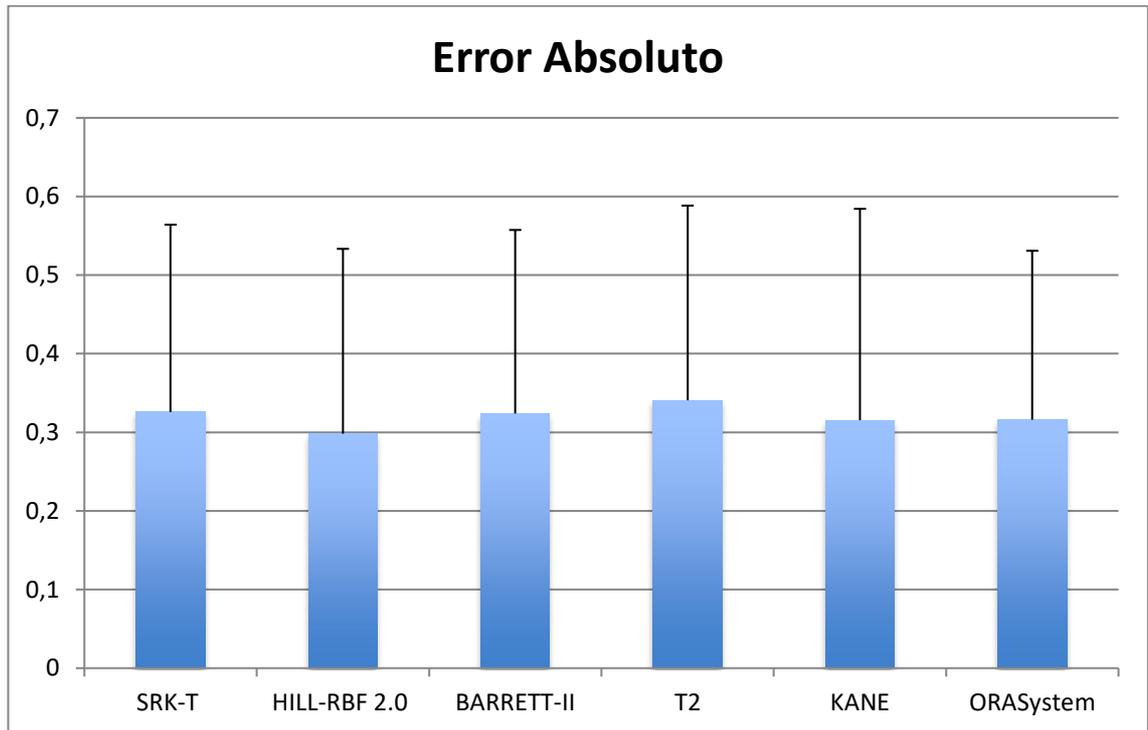


Grafico 4

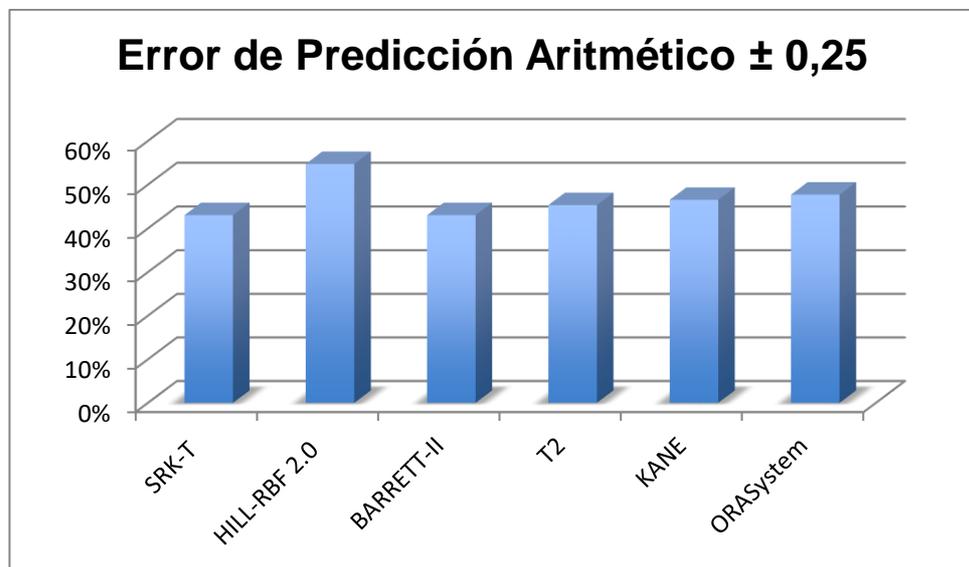


Grafico 5

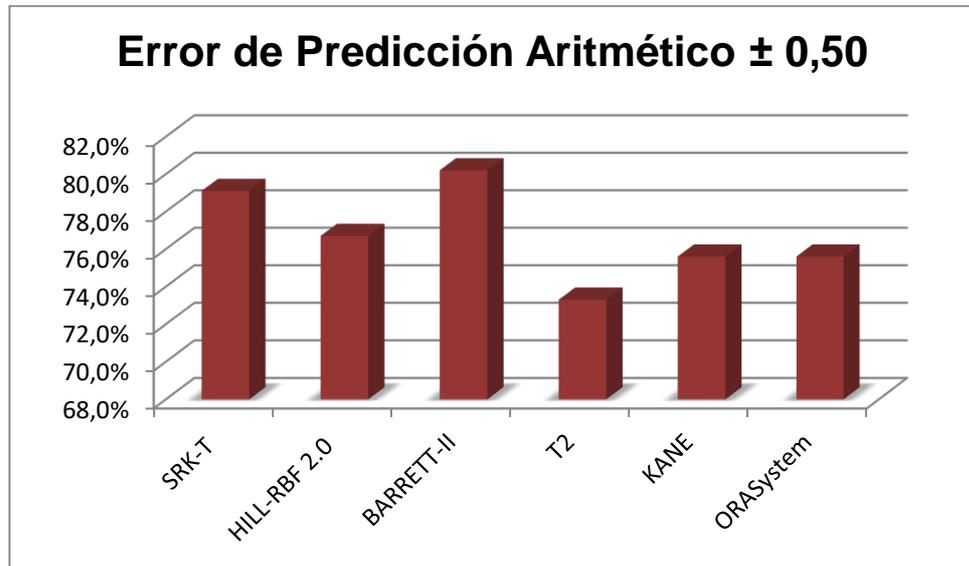


Grafico 6

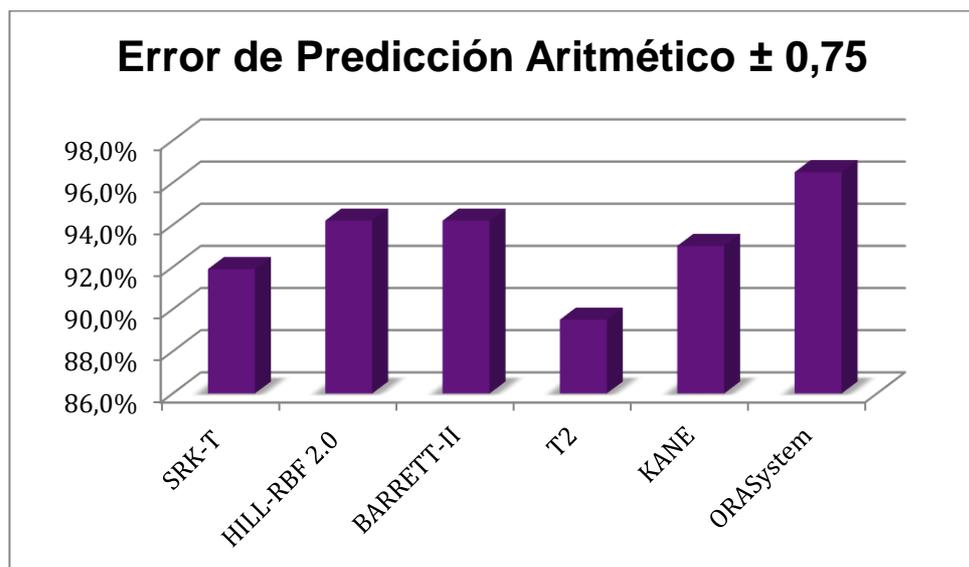


Grafico 7

