

Comparación entre las fórmulas SRK/T, Hoffer Q, Barrett Universal y HRBF para el cálculo del lente intraocular

Comparison of the formulas SRK/T, Hoffer Q, Barrett Universal and HRBF for intraocular lens calculation

Iván Hernández López^{1*} <https://orcid.org/0000-0001-5291-8292>

Glenia Lu¹ <https://orcid.org/0000-0002-9203-5643>

Taimi Cárdenas Díaz¹ <https://orcid.org/0000-0003-3220-4553>

¹Instituto Cubano de Oftalmología “Ramón Pando Ferrer”. La Habana, Cuba.

*Autor para la correspondencia: ivan.hdez@infomed.sld.cu

RESUMEN

Objetivo: Comparar la exactitud de las fórmulas SRK/T, Hoffer Q, Barrett Universal y HRBF en el cálculo del lente intraocular.

Métodos: Se realizó un estudio descriptivo longitudinal prospectivo de 70 ojos de 70 pacientes operados de cirugía de catarata con implante de lente intraocular, de junio del año 2018 a junio del 2019, utilizando el IOL Master 700, en el Instituto Cubano de Oftalmología “Ramón Pando Ferrer”. Se determinó la exactitud de cada fórmula respecto al error de predicción del equivalente esférico y se compararon entre sí.

Resultados: Los pacientes entre 60 y 80 años constituyeron el 70,00 % de los casos y el sexo femenino representó el 61,43 %. Los ojos de tamaño medio representaron el 91,43 % del total. No hubo diferencias en el error de predicción absoluto medio entre de las fórmulas analizadas para el rango total de

longitudes axiales. La fórmula de Barrett tuvo el 65,71 % de ojos con un error de predicción dentro de $\pm 0,50$ D. El mayor porcentaje de ojos con un error mayor a 1 dioptría recayó sobre la Hoffer Q (10,00 %).

Conclusiones: El grupo etario más representado está entre 60 y 80 años y el sexo femenino es mayoritario. Predominan los ojos de tamaño medio y las mensuraciones biométricas dentro de los valores promedio estándar. Las fórmulas HRBF, SRK/T, Hoffer Q y Barrett predicen el resultado refractivo posoperatorio con una exactitud similar para el rango total de longitudes axiales. La fórmula de Barrett logra el mayor porcentaje de ojos con errores de predicción posoperatorios dentro del rango de la emetropía.

Palabras clave: Cálculo de lente intraocular; inteligencia artificial; cirugía de catarata.

ABSTRACT

Objective: Compare the accuracy of the formulas SRK/T, Hoffer Q, Barrett Universal and HRBF for intraocular lens calculation.

Methods: A prospective longitudinal descriptive study was conducted of 70 eyes of 70 patients undergoing cataract surgery with intraocular lens implantation from June 2018 to June 2019 at Ramón Pando Ferrer Cuban Institute of Ophthalmology. In all cases IOL Master 700 was used for lens calculation. Determination of the accuracy of each formula in error prediction of the spherical equivalent was followed by a comparison of the formulas.

Results: Patients aged 60-80 years were 70.00% of the cases; female sex represented 61.43%. Medium sized eyes were 91.43% of the total eyes examined. Mean absolute prediction error did not show any difference between the formulas analyzed for the total range of axial lengths. The Barrett formula spotted 65.71% of the eyes with a prediction error within ± 0.50 D. The highest percentage of eyes with an error greater than 1 diopter corresponded to the Hoffer Q formula (10.00%).

Conclusions: The best represented age group was 60-80 years; female sex prevailed. A predominance was found of medium size and biometric

measurements within standard mean values. The formulas HRBF, SRK/T, Hoffer Q and Barrett predict the postoperative refractive result with similar accuracy throughout the total range of axial lengths. The Barrett formula achieves the highest percentage of eyes with postoperative prediction errors within the range of emmetropia.

Key words: Intraocular lens calculation; artificial intelligence; cataract surgery.

Recibido: 04/02/2021

Aceptado: 05/04/2021

Introducción

La cirugía de catarata consiste en extraer el cristalino natural que ha perdido su transparencia (condición conocida como catarata) y sustituirlo por un lente intraocular (LIO). La potencia óptica de este lente, por lo general biconvexo, debe ser determinada con el objetivo de lograr la emetropía deseada. Para esto se han utilizado históricamente ecuaciones que, basándose en las leyes de la óptica geométrica y el conocimiento de las medidas anatómicas fundamentales del ojo, permiten calcular la potencia requerida. Estas fórmulas han evolucionado desde la primera a la tercera generación, e incluso ya se habla de cuarta y quinta generaciones, las cuales han ido incorporando variables, aunque -para la gran mayoría de ellas- las medidas principales son la longitud axial del ojo, la queratometría y la profundidad de la cámara anterior.

Otra forma de cálculo consiste en el trazado exacto de rayos a través de un modelo óptico computacional del ojo humano. Tanto las fórmulas de vergencia como el trazado de rayos deben, como paso fundamental y principal debilidad al mismo tiempo, predecir la posición en la cual quedará el LIO al concluir la

cirugía (posición efectiva del LIO) para calcular correctamente la potencia del lente a implantar en aras de evitar errores refractivos posoperatorios. Para determinar dicha posición estos métodos tienen en cuenta, además de las dimensiones del ojo, las características del lente; por ejemplo, el valor de la constante “A” que reporta el fabricante. Se ha demostrado que el valor de dicha constante no lo es tanto: depende del cirujano y funciona de manera diferente para ojos de distinto tamaño. La comprensión de este hecho ha provocado que muchas investigaciones se dediquen a encontrar métodos estadísticos para personalizar la constante “A” para cada cirujano.

Un segundo problema para el cálculo de la potencia del LIO aparece cuando el paciente ha sido sometido previamente a una cirugía refractiva corneal (CRC), hecho cada día más frecuente con la generalización de esta última. La práctica oftalmológica ha demostrado que en dicho caso es muy difícil determinar la potencia óptica de la córnea de manera adecuada, lo que hace muy difícil lograr una determinación correcta de la potencia necesaria del lente intraocular.^(1,2,3,4)

La Barrett Universal II⁽⁵⁾ es una fórmula más reciente, considerada de cuarta generación, que tiene múltiples ventajas respecto a las demás, tales como: toma en cuenta la curvatura corneal posterior; es efectiva en todos los rangos de longitudes axiales, especialmente en miopías altas; es útil en situaciones especiales como pacientes vitrectomizados y poscirugía refractiva y viene incorporada en plataformas biométricas como IOL Master 700, Lenstar y Pentacam AXL. Utiliza un factor del lente que considera tanto la posición física como la ubicación de los planos principales del lente intraocular, y en los estudios realizados ha tenido un error de predicción absoluto medio más bajo que otras fórmulas similares.

Aún existe considerable polémica sobre cuál método predice con mayor exactitud el resultado refractivo esperado. Debido a que ninguna fórmula ha

demostrado ser lo suficientemente exacta para el amplio rango de dimensiones oculares, se ha sugerido que los cirujanos deben usar diferentes fórmulas según las variaciones biométricas del ojo.⁽⁶⁾ Esta ha sido, nacional e internacionalmente, la práctica habitual al escoger el método de cálculo del lente intraocular.^(2,3,7)

En esencia, la denominada LADAS Súper Fórmula,⁽⁸⁾ publicada en el año 2015, formaliza esta práctica tradicional de escoger qué fórmula usar según las características biométricas del ojo del paciente. Se basa en elegir 1 de 5 fórmulas conocidas, dependiendo de cuál de ellas, según la literatura, ha demostrado ser más exacta para determinada combinación de longitud axial y queratometría.⁽⁹⁾ Los primeros estudios comparativos no han demostrado que este nuevo método sea más exacto que otras fórmulas de tercera generación.^(2,9) No obstante, son necesarios estudios futuros, ya que los autores de esta, a través del uso de datos de pacientes reales registrados en su sitio web,⁽¹⁰⁾ están optimizando su algoritmo mediante el uso de la inteligencia artificial (IA).

Hill hizo público en el año 2016⁽¹¹⁾ un nuevo método para el cálculo del LIO en la cirugía de catarata mediante el uso de una red neuronal artificial (RNA) que está disponible gratuitamente en internet.⁽¹²⁾ Lo novedoso del método es que aborda el problema del cálculo del lente de modo diferente, al no ser necesario estimar la posición anatómica que este ocupará, requerido por las fórmulas clásicas.⁽¹³⁾ Se basa en el reconocimiento de patrones e interpolación de datos para seleccionar el LIO adecuado a cada caso. El proceso de reconocimiento de patrones tiene la capacidad de aprender a realizar tareas basadas solo en el análisis de datos, independientemente de lo que se conoce previamente. Es decir, los ojos cortos, medios y largos simplemente representan patrones de datos.⁽¹⁴⁾

Por lo reciente de su aparición, son pocos los estudios que han evaluado la exactitud del método, comparativamente con los métodos tradicionales.^(9,15)

No obstante, una de las mayores ventajas del uso de la inteligencia artificial es que el método puede auto-optimizarse al recibir cada vez mayor información procedente de una base de datos en constante crecimiento, que permite ir ajustando continuamente sus resultados, lo que potencialmente - a juicio de este autor- puede convertirlo con el paso del tiempo en el método más exacto.

En el Instituto Cubano de Oftalmología “Ramón Pando Ferrer” (ICORPF), centro de referencia del desarrollo experimentado por la Oftalmología en Cuba, se habían realizado entre los años 2013 y 2015 un total de 26 139 cirugías de catarata; de ellas, el 92 % por la técnica de facoemulsificación.⁽¹⁶⁾ La modernización de las técnicas quirúrgicas y el desarrollo a nivel internacional de nuevos lentes intraoculares: multifocales, acomodativos, tóricos - cuya introducción en el país está dando los primeros pasos- requiere de la disminución de errores refractivos posoperatorios para cumplir con la expectativa del paciente, cada vez más exigente e informado, de alcanzar una buena visión sin dependencia de cristales correctores. Las técnicas de biometría ocular y los métodos de cálculo del lente intraocular son factores esenciales que afectan los resultados refractivos posoperatorios.⁽¹⁷⁾

La biometría óptica se ha establecido, casi desde su surgimiento, como el nuevo estándar para las mediciones oculares⁽¹⁸⁾ y paralelamente a la práctica internacional, el ICORPF ha adoptado esta nueva técnica con la adquisición de modernos biómetros como el IOL Master 500 (interferometría de coherencia parcial) en el año 2005 y más recientemente el IOL Master 700 (SWEPT, del inglés: *Source Optical Coherence Tomography*) para garantizar la mayor exactitud en las mensuraciones biométricas.

Por otro lado, existen múltiples métodos de cálculo del lente intraocular para la cirugía de catarata, entre los cuales las clásicas fórmulas analíticas son aún las más usadas.^(2,6,19) Todas estas fórmulas se basan en la misma aproximación óptica (óptica paraxial de lentes finos) y requieren la longitud axial y el poder

corneal como parámetros básicos. Algunas de ellas necesitan parámetros adicionales como la profundidad de la cámara anterior o el grosor del cristalino. Estas variables, junto a las constantes del lente, son usadas por las fórmulas fundamentalmente para predecir la posición que ocupará en el posoperatorio.⁽¹⁷⁾

En Cuba fueron adoptadas las fórmulas de tercera y cuarta generación para actualizar los métodos de cálculo del LIO. No obstante, un estudio publicado en el año 2004, que incluyó 12 866 pacientes operados en el ICO en un período de 15 años con el uso de estas fórmulas y las constantes sugeridas por el fabricante del lente, mostró un porcentaje elevado de pacientes hiper- e hipocorregidos.⁽²⁰⁾ En 2012, Carracedo y otros, en un estudio realizado con el uso del biómetro óptico IOL Master 500, demostraron una mejor predictibilidad de los resultados refractivos con el uso de constantes optimizadas. No obstante, el 16,9 % de los pacientes quedaron con más de una dioptría por encima de la refracción esperada,⁽³⁾ lo que coincide con lo publicado internacionalmente.⁽²¹⁾

Según un artículo del año 2016 publicado en *Review of Ophthalmology*, la emetropía, considerando el rango refractivo de $\pm 0,5$ dioptrías (D), solo es alcanzado en aproximadamente el 80 %, por lo que existe un 20 % de resultados refractivos susceptible de ser mejorado.⁽¹⁴⁾

Ante este escenario, continúan las investigaciones y el surgimiento de nuevas fórmulas y métodos de cálculo del LIO.^(4,9,14,15,21,22,23) Dentro de los más novedosos se encuentra el trazado de rayos⁽²²⁾ y el uso de la IA reportado por Hill en el año 2016,⁽²⁰⁾ que emplea un nuevo enfoque para la selección del LIO mediante el reconocimiento de patrones y la habilidad de aprender de una base de datos en constante crecimiento.⁽²³⁾ Fue validado únicamente para el biómetro suizo Lenstar LS 900 y el lente intraocular Alcon SN60WL, aunque sus autores aseguran que puede funcionar con otros biómetros y LIOs.⁽¹⁸⁾ Su aplicación está en pleno desarrollo.

En Cuba, fruto de la colaboración entre el Instituto Cubano de Oftalmología “Ramón Pando Ferrer” y el Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas (InSTEC), de la Universidad de La Habana, se ha publicado el desarrollo de un modelo óptico del globo ocular⁽¹⁾ y más recientemente la incursión en el uso de redes neuronales artificiales para el cálculo del LIO en la cirugía de cataratas.⁽²⁴⁾

Varias son las publicaciones de autores cubanos sobre las fórmulas de cálculo de lente intraocular en la cirugía de catarata, pero ninguna incluye el nuevo método de *Hill Radial Basis Function* (HRBF), según la búsqueda realizada en Google, Google Scholar y PubMed. La presente investigación pretende comparar la exactitud de las fórmulas de tercera generación SRK/T y Hoffer Q con los nuevos métodos de cálculo de lente intraocular Barrett II Universal y HRBF, utilizando el biómetro IOL Master 700.

Métodos

Se realizó un estudio descriptivo longitudinal prospectivo en 70 ojos de 70 pacientes mayores de 18 años con diagnóstico de catarata, para la cirugía por facoemulsificación en el Instituto Cubano de Oftalmología en el período de junio de 2018 a junio de 2019.

Se seleccionó al azar un solo ojo de cada paciente para evitar sesgos estadísticos, tras el cumplimiento de los protocolos recientemente recomendados por *Hoffer* y otros,⁽²⁵⁾ con los siguientes criterios de selección: medidas biométricas oculares tomadas con el IOL Master 700 (versión 1.14; Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany), Facoemulsificación con implante de lente intraocular plegable (type RYCF, model Ocuflex, CareGroup Sight Solutions LLP) en el saco capsular, realizadas por un mismo cirujano, y el consentimiento para ser incluidos en el estudio.

Se excluyeron aquellos pacientes con cirugía refractiva corneal o cirugías intraoculares previas, cataratas patológicas o complicadas (traumáticas, subluxadas, asociadas a uveítis crónica), astigmatismo preoperatorio mayor de 3 dioptrías y pacientes declarados fuera de los límites, para el cálculo por el método de HRBF. Por otra parte, salieron del estudio pacientes con astigmatismo posoperatorio mayor de 3 dioptrías, agudeza visual mejor corregida (AVMC) posoperatoria menor de 0,5 en la escala de Snellen, lente intraocular colocado parcial o totalmente fuera del saco capsular y complicaciones transoperatorias y posoperatorias.

Las variables estudiadas fueron edad, sexo y ojo predominante; longitud axial (AL); queratometría media (Km); profundidad de la cámara anterior (ACD) y grosor del cristalino (LT). Otras variables analizadas fueron el poder óptico del lente intraocular propuesto (L_p); es decir, con el que se estimó la obtención de la refracción esperada; el poder óptico del lente intraocular implantado (L); la agudeza visual sin corrección (AVSC) y la mejor corregida (AVMC) en el preoperatorio y a los 30 días de la cirugía mediante la cartilla de Snellen, expresada en valores decimales; el equivalente esférico esperado (EEE), es decir, el que se espera obtener tras la cirugía, según la potencia óptica del LIO estimada por las fórmulas de cálculo; el equivalente esférico obtenido (EEO) a los 30 días de la cirugía; el error de predicción refractivo (EPR): diferencia entre el EEE y el EEO en cada caso, así como el error de predicción absoluto (EPA): módulo del EPR ajustado a 0.

Las siguientes variables se identificaron por sus siglas en inglés para una estandarización de los términos que coincidan con los habitualmente usados en la literatura científica sobre cálculo de lente:

-Error de predicción refractivo medio (ME): suma de los EPR dividido entre el tamaño de la muestra. Expresa cuánto se separa en promedio el valor obtenido del esperado, considerando su signo positivo o negativo.

-*Error de predicción absoluto medio (MAE)*: suma de los EPA dividido entre el tamaño de la muestra. Expresa cuánto se separa el valor obtenido del esperado, independientemente del signo.

-*Error de predicción absoluto mediano (MedAE)*: valor central del conjunto total de errores de predicción absolutos.

-*Desviación estándar (STDEV)*: Grado de dispersión de los datos con respecto al valor promedio; es decir, cuánto se separa el valor de la variable analizada en su distribución respecto de la media aritmética.

Para el análisis, los valores se expresaron en medias, medianas y desviación estándar. Se calculó, además, el porcentaje acumulado para las diferentes categorías de error absoluto medio dentro de $\pm 0,25$ D; $\pm 0,50$ D; $\pm 1,00$ D del equivalente esférico estimado (EEE) por cada fórmula para el rango total de longitud axial.

Para la comparación entre fórmulas se utilizó la prueba de Friedman (variables cuantitativas) y el chi cuadrado (variables cualitativas), ambos con una confiabilidad del 95 %.

El estudio cumplió con lo establecido en el Sistema Nacional de Salud y previsto en la Ley No. 41 de Salud Pública, en correspondencia con la Declaración de Helsinki. Además, contó con la aprobación de los comités de ética y científico, respectivamente, de la institución de autor.

Resultados

Se evaluaron 70 ojos de 70 pacientes. El 70,00 % de los pacientes estuvo en edades comprendidas entre 60 y 80 años. El sexo femenino representó el mayor porcentaje con el 61,43 % y el ojo derecho predominó con el 62,86 % de la muestra estudiada.

Las características biométricas de los ojos estudiados se muestran en la tabla 1. Los ojos de tamaño medio (22 - 26 mm) abarcaron la gran mayoría de la muestra con el 91,43 % del total. Fueron escasos los ojos cortos (5,71 %) y los largos (2,86 %). La media de la AL, la Km y el LT estuvo en valores considerados estándar. El valor promedio del poder del LIO implantado fue de 20,89 dioptrías.

Tabla 1 - Características biométricas de los ojos estudiados

Parámetro	Media, desviación estándar, mínimo y máximo
Longitud Axial (AL)	23,34 mm ± 1,13 (20,61 – 28,04)
Queratometría Media (Km)	44,19 D ± 1,52 (40,75 – 48,19)
Profundidad de la cámara anterior (ACD)	3,15 mm ± 0,43 (1,65 – 4,51)
Grosor del cristalino (LT)	4,57 mm ± 0,40 (3,35 – 5,48)
Poder del lente intraocular implantado (L)	20,89 D ± 2,65 (11,00 – 26,00)
Subgrupos por longitud axial	Número (%)
Ojos cortos (menor de 22 mm)	4 (5,71)
Ojos medios (22 a 26 mm)	64 (91,43)
Ojos largos (mayor de 26 mm)	2 (2,86)

Como se observa en la tabla 2, la SRK/T mostró el menor error de predicción refractivo medio (ME no ajustado a cero), aunque con un valor más positivo de lo esperado. Este desplazamiento hipermetrópico del ME fue similar para todas las fórmulas analizadas.

Tabla 2 - Equivalente esférico esperado, obtenido y error de predicción refractivo medio para cada fórmula

Fórmulas	EEE	EEO	ME (no ajustado a 0)
HRBF	-0,50 ± 0,11	-0,19 ± 0,62	0,31 ± 0,62
Barrett	-0,49 ± 0,20	-0,19 ± 0,62	0,30 ± 0,62
SRK/T	-0,46 ± 0,13	-0,19 ± 0,62	0,27 ± 0,63
HOFFER Q	-0,47 ± 0,18	-0,19 ± 0,62	0,28 ± 0,65

EEE: equivalente esférico esperado; EEO: equivalente esférico obtenido; ME: error de predicción refractivo medio (EEE - EEO).

Según se muestra en la tabla 3, una vez ajustado a cero el error de predicción refractivo medio para eliminar el sesgo asociado al factor lente, se observó que el MAE y el MedAE de las fórmulas analizadas para el rango total de la longitud axial no mostraron diferencias significativas ($p = 0,700$), aunque la desviación estándar fue menor para la Barrett.

Tabla 3 - Error de predicción de cada fórmula para el rango completo de longitud axial

Fórmulas	MAE	MedAE	STDEV
HRBF	0,4819	0,4375	0,3956
BARRETT	0,4836	0,3950	0,3826
SRK/T	0,4829	0,4200	0,3995
HOFFER Q	0,4866	0,3600	0,4228
p^*	0,700	-	-

MAE: error de predicción absoluto medio; MedAE: error de predicción absoluto mediano; STDEV; desviación estándar;
 *: asociada a prueba de Friedman. Diferencia significativa en valores ($< 0,05$).

En la tabla 4 se muestra el error de predicción absoluto medio para cada fórmula según el tamaño del ojo. Se puede apreciar que para los ojos cortos la HRBF tuvo el menor MAE seguido de la Hoffer Q. El MAE de cada fórmula no mostró diferencias para ojos medios, con valores similares al del rango total al ser este subgrupo el 91,43 % del total de ojos estudiados. Para ojos largos la

SRK/T tuvo el menor MAE, aunque los ojos en este rango de tamaño ocular resultaron muy pocos (dos casos solamente) para un apropiado análisis.

Tabla 4 - Error de predicción absoluto medio para cada fórmula según tamaño del ojo.

Fórmulas	Ojos cortos (menor de 22 mm) N = 4	Ojos medios (entre 22 y 26 mm) N = 64	Ojos largos (mayor de 26 mm) N = 2
HRBF	0,40	0,48	0,80
BARRETT	0,44	0,48	0,80
SRK/T	0,42	0,48	0,77
HOFFER Q	0,41	0,48	0,80
<i>p</i> *	0,960	0,722	0,896

*Asociada a prueba de Friedman.

La tabla 5 muestra el error de predicción dentro de determinado rango dióptrico respecto al equivalente esférico estimado por cada fórmula. Se observó que la fórmula SRK/T mostró el mayor porcentaje de ojos con error de predicción dentro de $\pm 0,25$ D (31,43 %), seguido por la HRBF (27,14 %). No obstante, la fórmula que logró mayor porcentaje de ojos con un error de predicción dentro de $\pm 0,50$, considerado como el rango de la emetropia, fue la Barrett Universal con el 65,71 %, seguido de la Hoffer Q (37,14 %). El mayor porcentaje de error mayor a 1 dioptría, considerado como sorpresa refractiva, recayó sobre la Hoffer Q (10,00 %).

Tabla 5 - Porcentaje acumulado de ojos con error de predicción dentro de $\pm 0,25$ D; $\pm 0,50$ D; $\pm 1,00$ D y $> 1,00$ D para cada fórmula según el rango total de longitud axial (n = 70)

Fórmulas	$\pm 0,25$ D Fa (%)	$\pm 0,50$ D Fa (%)	$\pm 1,00$ D Fa (%)	$> 1,00$ D Fa (%)
HRBF	27,14	60,00	92,86	7,14
BARRETT	21,43	65,71	92,86	7,14
SRK/T	31,43	60,00	92,86	7,14
HOFFER Q	25,71	61,43	90,00	10,00
<i>p</i> *	0,607	0,885	0,898	0,594

Fa: Frecuencia acumulada; *Asociada a chi cuadrado de Pearson.

Discusión

La presente investigación provee información relacionada con la exactitud de los métodos actualmente utilizados para el cálculo del lente intraocular en la cirugía de catarata, por su importancia para obtener mejores resultados visuales posoperatorios.

La población mayoritaria en la muestra estudiada estuvo entre los 60 y 80 años de edad, lo cual es de esperar por ser la catarata una afección cuya aparición está estrechamente relacionada con el envejecimiento. Igualmente, el sexo femenino fue predominante. Ambos resultados coinciden con lo reportado en un estudio similar de 250 casos realizado en Cuba en el año 2012.⁽²⁶⁾

Las mensuraciones oculares estuvieron en valores promedio considerados estándar. El hecho de que la mayoría de la muestra coincida con ojos de longitudes axiales medias hace que los resultados para este rango sean muy similares a los del rango total de la longitud axial.

El menor error de predicción refractivo medio observado en la SRK/T, al no estar ajustado a cero, solo significa que el factor lente utilizado (en este caso la constante A) para esta fórmula en particular resultó más apropiado que para el resto de las fórmulas. El desplazamiento del ME hacia valores más positivos de lo esperado, independientemente de la fórmula utilizada, muestra un error hipermetrópico sistemático. Precisamente, debido a los resultados posoperatorios hipermetrópicos experimentados por la mayoría de los cirujanos de catarata del ICO (comunicación personal), se ha venido solicitando un EEE con valores negativos entre -0,50 y -1,00 D. Se piensa que la causa de este error sistemático tiene que ver con la utilización de la constante A proporcionada por el fabricante del lente sin la adecuada optimización. Aunque este resultado del ME no aporta ninguna información sobre la exactitud de las fórmulas, sí nos dice que la constante asociada al lente requiere ser optimizada.

Una vez ajustado a cero el ME, no se encuentran diferencias significativas del MAE entre las fórmulas HRBF, SRK/T, Hoffer Q y Barrett para el rango total de longitudes axiales. No obstante, para esta última fórmula la desviación estándar fue menor. Este resultado coincide con lo publicado por *Roberts* y otros, ya que no observaron diferencias significativas en el valor del MAE para la Holladay II, SRK/T, Hoffer, Hill RBF y Barrett Universal II.⁽¹⁵⁾ No obstante, otros artículos han señalado menor MAE de la Barrett y la HRBF respecto a las fórmulas de 3ra generación.^(6,9) Por otro lado, publicaciones más recientes han observado que con el uso de la HRBF en su versión más actualizada (conocida como Hill 2.0) el MAE de este método, basado en la inteligencia artificial, es menor incluso al de la Barrett.^(27,28) En nuestro estudio se utilizó la primera versión de la HRBF.

En cuanto al error de predicción absoluto medio para cada fórmula según el tamaño del ojo, para los ojos menores de 22 mm, la HRBF tuvo el menor MAE seguido de la Hoffer Q. Aunque la diferencia entre las distintas fórmulas no fue significativa, la pequeña casuística de solo 4 casos hace que este resultado pueda no ser extrapolable. No obstante, al comparar estas cuatro fórmulas en

un estudio de *Kieren* y otros con una casuística mucho mayor se observan resultados similares al obtenido en nuestro estudio.⁽²⁸⁾ La fórmula de Hoffer Q históricamente mostró mejores resultados para ojos pequeños entre las fórmulas de 3ra. generación, pero actualmente la HRBF y otras fórmulas de 5ta. Generación (Kane, Ladas), no analizadas en esta investigación, muestran un MAE menor para estas longitudes axiales.⁽²⁷⁾

Para ojos medios, el MAE de cada fórmula tampoco mostró diferencias significativas, con valores similares al calculado para el total de longitudes axiales, al ser este el subgrupo predominante entre los ojos estudiados. Lo reportado por *Roberts* y otros⁽¹⁵⁾ para ojos en este rango de longitud coincide con lo hallado en el presente estudio, no así con lo observado por otros investigadores que reportan menor MAE para la Barrett y la HRBF respecto a la SRK/T y la Hoffer Q.^(27,28) La diferencia en los resultados podría estar en relación con el tamaño muestral del presente estudio, mucho menor que el de los estudios antes citados.

Por otro lado, para ojos mayores de 26 mm la SRK/T tuvo el menor MAE. Históricamente la SRK/T ha funcionado muy bien en ojos dentro de este rango de tamaño ocular, pero recientes estudios muestran que las fórmulas más modernas, como la Barrett y la HRBF, logran un menor MAE.^(6,9,27,28) En nuestro estudio, los ojos largos fueron muy pocos, por lo que establecer una significación estadística carece de validez en estos casos.

En cuanto al valor predictor de las fórmulas con respecto al resultado refractivo posoperatorio, las fórmulas SRK/T y Hoffer Q tuvieron el mayor porcentaje de ojos con error de predicción dentro de $\pm 0,25$ D. Hasta hace muy poco, los rangos dióptricos tradicionalmente analizados en la literatura eran $\pm 0,50$ D; $\pm 1,00$ D y $\pm 2,00$ D de error de predicción refractivo.^(4,9) No obstante, ante los mejores resultados obtenidos con los avances en el cálculo del lente intraocular, la tendencia de las publicaciones recientes ha sido incluir el

intervalo de $\pm 0,25$ D. En estos estudios la HRBF y la Barrett han tenido mayores porcentajes de ojos en este rango que las fórmulas de 3ra. generación, lo que difiere de nuestros resultados.^(28,29) No obstante, la emetropía aún se considera dentro de las $\pm 0,50$ D y al realizar este análisis en nuestro estudio, la fórmula que logró mayor porcentaje de ojos con un error de predicción dentro de $\pm 0,50$ fue la Barrett, lo que coincide con la gran mayoría de la literatura revisada.^(6, 9,15,27,28,30)

El porcentaje de ojos dentro de $\pm 1,00$ D fue elevado para todas las fórmulas. No obstante, la Hoffer Q fue la de mayores errores de predicción, que condujeron a sorpresas refractivas por encima de 1 dioptría en el rango total de longitudes axiales. Esto podría explicarse por la escasa presencia de ojos cortos (< 22 mm) en la muestra analizada, en los que históricamente la Hoffer Q muestra su mayor precisión.

Con este trabajo se puede concluir que las fórmulas HRBF, SRK/T, Hoffer Q y Barrett predicen el resultado refractivo posoperatorio con una exactitud similar para el rango total de longitudes axiales. La fórmula de Barrett logra el mayor porcentaje de ojos con errores de predicción posoperatorios dentro del rango de la emetropia.

Referencias bibliográficas

1. Muñoz-Villaescusa C, Núñez-Chongo O, Batista-Leyva AJ. Optical model of unaccommodated human eye. Rev Cubana Fis. 2014 [acceso: 20/09/2021];31(1):35-7. Disponible en: <http://www.revistacubanadefisica.org/RCFextradata/OldFiles>
2. Cooke DL, Cooke TL. Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas. J Cataract Refract Surg. 2016 [acceso: 20/09/2021];42(8):1157-64. Disponible en: <https://www.clinicalkey.es/#!/content/journal/1-s2.0->

[S088633501630267X](#)

3. Carracedo M, Silva H, Imalvet D, García S, Dra C. Personalización de las constantes en las fórmulas de cálculo de la lente intraocular. Rev Cubana Oftalmol. 2012 [acceso: 20/09/2021];25(2):1-15. Disponible en: <http://scielo.sld.cu/pdf/oft/v25n2/oft02212.pdf>
4. Ma JX, Tang M, Wang L, Weikert MP, Huang D, Koch DD. Comparison of newer IOL power calculation methods for eyes with previous radial keratotomy. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2016 [acceso: 24/07/2017];57(9):162-8. Disponible en: <http://iovs.arvojournals.org/article.aspx?doi=10.1167/iovs.15-18948>
5. Barrett Universal. Barrett Universal II Formula V1.05. Barrett Universal; 2020 [acceso: 29/01/2020]. Disponible en: http://calc.apacrs.org/barrett_universal2105/Default.aspx
6. Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas. Ophthalmology. 2017;(2)1-10. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2017.08.027>
7. Abulafia A, Barrett GD, Rotenberg M, Kleinmann G, Levy A, Reitblat O, et al. Intraocular lens power calculation for eyes with an axial length greater than 26.0 mm: Comparison of formulas and methods. J Cataract Refract Surg. 2015 [acceso: [20/09/2021];41(3):548-56. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0886335015001133>
8. Ladas J, Siddiqui A, Devgan U, Jun A. A 3-D “Super Surface” Combining Modern Intraocular Lens Formulas to Generate a “Super Formula” and Maximize Accuracy. JAMA Ophthalmol. 2015 [acceso: 20/09/2021];133(12):1431-6. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26469147>
9. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Accuracy of 3 new methods for intraocular lens power selection. J Cart Refract Surg. 2017;43(3):333-9. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrs.2016.12.021>
10. IOLcalc. Ladas Super Formula. IOLcalc; 2020 [acceso: 29/05/2020].

Disponible en: <http://www.iolcalc.com/>

11. Cáceres V. New approach to IOL power calculations. EyeWorld; 2016 [acceso: 05/09/2020]. Disponible en: <https://www.eyeworld.org/article-taking-a-new-approach-to-iol-power-calculations>
12. Hill-RBF Calculator. IOL Power Calculator for Cataract Surgery. Hill-RBF Calculator; 2020 [acceso: 20/09/2021]. Disponible en: <https://rbfcalculator.com/>
13. Haag-Streit. Hill-RBF Method. Haag-Streit; 2016 [acceso: 20/09/2021]. Disponible en: <http://rbfcalculator.com>
14. Bethke W. New Thinking on IOL Calculations. Review of Ophthalmology; 2016 [acceso: 05/02/2016]. Disponible en: <https://www.reviewofophthalmology.com/article/new-thinking-on-iol-calculations>
15. Roberts TT, Hodge C, Sutton G, Lawless M. Comparison of Hill-radial basis function, Barrett Universal and current third generation formulas for the calculation of intraocular lens power during cataract surgery. Clin Exp Ophthalmol. 2017;133(12):1431-6. Disponible en: <https://www.clinicalkey.es/#!/content/medline/2-s2.0-28778114>
16. Ríos Cazo R. Los tres mejores años de la cirugía de catarata en Cuba. Rev Cubana Oftalmol. 2016 [acceso: 20/09/2021];29(3). Disponible en: http://www.revoftalmologia.sld.cu/index.php/oftalmologia/article/view/487/html_223
17. Haigis W. Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation. Saudi J Ophthalmol. 2012 [acceso: 24/09/2017];26(1):7-12. Disponible en: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1319453411001354>
18. O'hEineachain R. Improving accuracy in predicting IOL power in cataract surgery patients. Eurotimes; 2016 [acceso: 20/09/2021]. Disponible en: <https://www.eurotimes.org/iol-power/>
19. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power

formula accuracy: Comparison of 7 formulas. J Cataract Refract Surg. 2016 [acceso: 20/09/2021];42(10). Disponible en:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0886335016303066>

20. Hernández Silva J, Padilla González C, Ramos López M, Rios Cazo R, Río Torres M. Personalización de las fórmulas de cálculo de la lente intraocular. Rev Cubana Oftalmol. 2004 [acceso: 20/09/2021];17(2). Disponible en:

http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-21762004000200007%0A25

21. Goto S, Maeda N, Koh S, Ohnuma K. Prediction of Postoperative Intraocular Lens Position with Angle-to-Angle Depth Using Anterior Segment Optical Coherence Tomography. Ophthalmology. 2016;123(12):2474-80. DOI:

<http://dx.doi.org/10.1016/j.optha.2016.09.005>

22. Olsen T, Hoffmann P. C constant: New concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg. 2014 [acceso: 20/09/2021];40(5):764-73. Disponible en:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0886335014002491>

23. Salomon KD. ASCRS launches Hill-RBF calculator for IOL power calculation in cataract surgery. Healio Ocular Surgery News; 2016 [acceso: 20/09/2021]. Disponible en:

<https://www.healio.com/news/ophthalmology/20160607/ascrs-launches-hillrbf-calculator-for-iol-power-calculation-in-cataract-surgery>

24. Fernández-Álvarez JC, Hernández-López I, Cruz-Cobas PP, Cárdenas-Díaz T, Batista-Leyva AJ. Using a multilayer perceptron in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg. 2019 [acceso: 20/09/2021];45(12):1753-61. Disponible en:

<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0886335019305656>

25. Hoffer KJ, Aramberri J, Haigis W, Olsen T, Savini G, Shammas HJ, et al. Protocols for Studies of Intraocular Lens Formula. Am J Ophthalmol.

2017;160(3):403-5:e1. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajo.2015.05.029>

26. Galindo IBZ, Ferrer KRF, Peña EH, Iglesias YG, Chao PC, Alfonso LRD.

Cálculo biométrico y resultados refractivos. Estudio de 250 casos operados de

catarata. Medisur. 2002 [acceso: 12/05/2017];10:22-6. Disponible en:

http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1727-897X2012000100004&lng=es&nrm=iso&tlng=es

27. Connell BJ, Kane JX. Comparison of the Kane formula with existing formulas for intraocular lens power selection. *BMJ Open Ophth.* 2019;4:1-6. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6528763/>

28. Darcy K, Gunn D, Tavassoli S, Sparrow J, Kane JX. Assessment of the accuracy of new and updated intraocular lens power calculation formulas in 10 930 eyes from the UK National Health Service. *J Cataract Refract Surg.* 2020 [acceso: 20/09/2021];46(1):2-7. Disponible en:

https://journals.lww.com/jcrs/Abstract/2020/01000/Assessment_of_the_accuracy_of_new_and_updated.2.aspx

29. Melles RB, Kane JX, Olsen T, Chang WJ. Update on Intraocular Lens Calculation Formulas. *Ophthalmology.* 2019 [acceso: 20/09/2021];126(9):1334-5. Disponible en: [https://www.aajournal.org/article/S0161-6420\(19\)30284-2/abstract](https://www.aajournal.org/article/S0161-6420(19)30284-2/abstract)

30. Gökce SE, Montes De Oca I, Cooke DL, Wang L, Koch DD, Al-Mohtaseb Z. Accuracy of 8 intraocular lens calculation formulas in relation to anterior chamber depth in patients with normal axial lengths. *J Cataract Refract Surg.* 2018 [acceso: 20/09/2021];44(3). Disponible en:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S088633501830172>

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no existe conflicto de intereses.

Contribución de los autores

Iván Hernández López: Conceptualización, análisis formal, investigación, metodología, administración del proyecto, redacción, revisión y edición.

Glenia Lu: Curación de datos, investigación, redacción borrador original.

Taimí Cárdenas Díaz: Supervisión, validación, redacción, revisión y edición.