

**COMPARACIÓN DE FÓRMULAS BIOMÉTRICAS PARA EL CÁLCULO DEL
PODER DEL LENTE INTRAOCULAR**

DR. GABRIEL FREDERICK VELASQUEZ

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BUCARAMANGA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESPECIALIZACIÓN EN OFTALMOLOGÍA
BUCARAMANGA**

2018

**COMPARACIÓN DE FÓRMULAS BIOMÉTRICAS PARA EL CÁLCULO DEL
PODER DEL LENTE INTRAOCULAR**

GABRIEL FREDERICK VELASQUEZ, MD

Tesis de Grado para optar por el título de:

OFTALMÓLOGO

Director de Tesis de Grado:

VIRGILIO GALVIS RAMÍREZ, MD, Esp

Segmento Anterior y Cirugía Refractiva, Centro Oftalmológico Virgilio Galvis

Universidad Autónoma de Bucaramanga - UNAB

Codirector de Tesis de Grado:

ALEJANDRO TELLO HERNÁNDEZ, MD, Esp

Segmento Anterior y Cirugía Refractiva, Centro Oftalmológico Virgilio Galvis

Universidad Autónoma de Bucaramanga - UNAB

Asesor Epidemiológico:

PAUL ANTHONY CAMACHO LÓPEZ, MD, MSc

Epidemiología, Fundación Oftalmológica de Santander – FOSCAL

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BUCARAMANGA

ESPECIALIZACIÓN EN OFTALMOLOGÍA

BUCARAMANGA

2018

Nota de aceptación:

Aprobado por el Comité de Grado en
cumplimiento de los requisitos
exigidos por la Universidad
Autónoma de Bucaramanga para optar al
título de Especialista en Oftalmología.

DR. CAMILO NIÑO

JURADO

DR. RUBEN BERROSPI

JURADO

Bucaramanga, diciembre de 2018

AGRADECIMIENTOS

A Dios dueño y dador de vida por haberme asistido y guiado durante estos años de preparación.

A mis padres, hermanos y mi novia, que sin ellos no hubiera sido posible salir adelante en este proyecto, dándome su apoyo incondicional día a día.

A todos mis profesores, quienes, con su sabiduría y experiencia, siempre han estado atentos a orientarme de la mejor manera para hoy hacer realidad mi especialidad, en especial al Doctor Alejandro Tello Hernández, de quien recibí la mejor disposición para brindarme su asistencia, paciencia, orientación, guía y así plasmar este trabajo.

A mis compañeros y amigos con quienes compartimos diferentes momentos de nuestra de nuestra vida en estos años de estudio y preparación.

CONTENIDO

RESUMEN	10
1. INTRODUCCIÓN	11
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN	12
3. MARCO TEÓRICO	13
4. ESTADO DEL ARTE	22
5. OBJETIVOS	25
5.1 GENERAL	25
5.2 ESPECÍFICOS	25
6. DISEÑO METODOLÓGICO	25
6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	26
6.2 POBLACIÓN Y TAMAÑO DE LA MUESTRA	26
6.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN	26
6.4 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN	27
6.5 DEFINICIÓN DE VARIABLES	27

6.6	PROCEDIMIENTO Y RECOLECCIÓN DE DATOS	27
6.7	PLAN DE ANÁLISIS DE DATOS	28
7.	CONSIDERACIONES ÉTICAS	29
8.	RESULTADOS	30
9.	DISCUSIÓN	35
10.	LIMITACIONES	39
11.	CONCLUSIÓN	40
	BIBLIOGRAFÍA	42
	ANEXOS	46
	TABLAS	46
	GRÁFICOS	59

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Definición y clasificación de las variables del estudio	46
Tabla 2. Características demográficas de la población	47
Tabla 3. Comparación de media del error aritmético vs 0	48
Tabla 4. Comparación de media del error absoluto vs 0.25	49
Tabla 5. Resultados del error de predicción de las fórmulas usadas, ordenados por el valor absoluto de la población total (n=144)	50
Tabla 6. Ranking de las fórmulas biométricas de la población total (n=144)	51
Tabla 7. Ranking consolidado de las fórmulas biométricas de la población total (n=144)	52
Tabla 8. Resultados del error de predicción de las fórmulas usadas, ordenados por el valor absoluto del subgrupo de la población con LA < 23 mm (n=51)	53
Tabla 9. Resultados del error de predicción de las fórmulas usadas, ordenados por el valor absoluto del subgrupo de la población con LA ≥ 23 mm (n=93)	54
Tabla 10. Ranking de las fórmulas biométricas del subgrupo de la población con LA < 23 mm (n=51)	55

Tabla 11. Ranking de las fórmulas biométricas del subgrupo de la población con LA \geq 23 mm (n=93) 56

Tabla 12. Ranking consolidado de las fórmulas biométricas del subgrupo de la población con LA < 23 mm (n=51) 57

Tabla 13. Ranking consolidado de las fórmulas biométricas del subgrupo de la población con LA \geq 23 mm (n=93) 58

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Desempeño comparativo de las fórmulas	59
Gráfico 2. Porcentaje de casos dentro de ± 0.50 D y ± 1.00 D del resultado predicho	60
Gráfico 3. Desempeño comparativo de las fórmulas del subgrupo LA < 23 mm	61
Gráfico 4. Desempeño comparativo de las fórmulas del subgrupo LA \geq 23 mm	62
Gráfico 5. Porcentaje de casos dentro de ± 0.50 D y ± 1.00 D del resultado predicho del subgrupo LA < 23 mm	63
Gráfico 6. Porcentaje de casos dentro de ± 0.50 D y ± 1.00 D del resultado predicho del subgrupo LA \geq 23 mm	64

RESUMEN

Introducción: La cirugía de catarata ha evolucionado en las últimas décadas para mejorar la recuperación visual y el grado de satisfacción de los pacientes. Con esto, han mejorado los resultados visuales y la finalidad de la cirugía de catarata. Actualmente existen diferentes fórmulas para el cálculo del poder de los lentes intraoculares.

Objetivo: Determinar los errores de predicción absolutos de 12 fórmulas biométricas en ojos operados con lentes intraoculares multifocales (Restor).

Metodología: Análisis secundario de un estudio observacional, analítico, retrospectivo. 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 fórmulas biométricas.

Resultados: 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.

Conclusión: En el grupo total la fórmula que mejor desempeño tuvo fue la Hill-RBF.

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.

Palabras clave: Biometría, catarata, lentes intraoculares, fórmula de lente intraocular.

1. INTRODUCCIÓN

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. Una revisión médico legal de 168 casos de cirugía de catarata que resultaron en litigio revelaron que la causa más común de demanda fue la elección errónea del poder del lente intraocular (LIO)⁽¹⁾.

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.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

La catarata es la primera causa mundial de disminución de agudeza visual reversible y su cirugía es uno de los procedimientos más comunes y exitosos en el mundo.

En la actualidad la cirugía de catarata además de restablecer la transparencia de los medios tiene como objetivo adicional la búsqueda de resultados refractivos, lo que lleva a los pacientes a tener expectativas altas con respecto a los resultados visuales finales. Por esta razón es importante comparar los errores de predicción con las diferentes fórmulas biométricas de relevancia disponibles actualmente, para así obtener el mejor resultado visual en los pacientes sometidos a cirugía de catarata con implante de lente intraocular, ya que la meta esperada de acuerdo a los parámetros actuales es que el paciente finalmente tenga una refracción dentro del rango de ± 0.50 Dioptrías de la esperada.

3. MARCO TEÓRICO

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 planeada⁽²⁾.

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 iridiana⁽³⁾, 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 (LA) del ojo. Desde finales de la década de 1930 se realizaron mediciones de LA del ojo con rayos X, pero eran técnicamente difíciles⁽⁴⁾. En 1963 Jansson describió las primeras medidas oculares obtenidas con ultrasonido, técnica que evolucionó y facilitó la medición in vivo de LA del ojo⁽⁵⁾.

Un investigador que encabezó el desarrollo de fórmulas biométricas usando LA fue Fyodorov^(6,7), 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).

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 y la queratometría^(6,7). En esta fórmula Fyodorov calculó la posición efectiva del lente (ELP), 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, llamada inicialmente la ACD, por sus siglas en inglés 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.

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.

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, entre otras, los resultados de esta primera generación de fórmulas teóricas 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 1980 se creó la fórmula Sanders-Retzlaff-Kraff (conocida como la SRK I)⁽⁸⁾. 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.

Fórmulas teóricas de 2ª 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. 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 hipercorrecciones⁽⁹⁾. 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 realizando estas modificaciones. 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

En 1988 los autores de la fórmula SRK observaron que funcionaba bien para valores estándar de LA 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 la 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. 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 largos⁽¹⁰⁾.

Fórmulas teóricas de tercera 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 y la altura corneal (derivada de la queratometría), a diferencia de las de segunda generación que lo calculaban sólo a partir de LA. Las más conocidas son SRK-T, Holladay 1 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 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 y la queratometría se usan en la fórmula del cálculo de la vergencia para determinar el poder.

La fórmula 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)^(11,12), 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 y el poder corneal, se calcula la posición efectiva del lente⁽¹³⁾. En general relacionan las córneas curvas con cámaras anteriores más profundas y las córneas planas con cámaras anteriores más estrechas, pero también dentro del cálculo de la ELP de LA 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 casos⁽¹⁴⁾.

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⁽¹⁵⁾. La fórmula Hoffer Q incluyó un factor de incremento de la ACD al incrementarse la LA 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 LA menores de 22 mm o mayores de 26 mm⁽¹¹⁾.

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 (LA y queratometría) para predecir la posición efectiva de la lente (ELP).

En 1990, Olsen⁽¹⁶⁾ propuso además de LA y de la altura corneal (keratometría), el empleo de la profundidad preoperatoria de la cámara anterior, el espesor del cristalino, la edad y la refracción para predecir de manera más exacta la posición

efectiva del lente intraocular y publicó algoritmos de este abordaje⁽¹⁷⁾. Recientemente la modificó para calcular el ELP basándose fundamentalmente en la ACD y el espesor del cristalino (constante C).

La fórmula Holladay 2 (1996) intenta predecir de manera más precisa la ELP basando sus cálculos no solo en LA y 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 y la queratometría se equivocan.

Desde 1990, Haigis propuso el empleo de tres constantes para predecir la posición del lente intraocular, pero solo hasta 1999 se popularizó su fórmula incluida dentro del IOLMaster⁽¹⁸⁾. Haigis inicialmente empleó la fórmula 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 y la cámara anterior prequirúrgica, excluyendo el poder corneal⁽¹¹⁾. 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, así:

- 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⁽¹⁸⁾.

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).

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 refractiva⁽¹⁹⁾. 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 propósito.

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 casos⁽²⁰⁾.

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. Tiene en cuenta las variables de LA, poder corneal y la profundidad de la cámara anterior y además opcionalmente el espesor del cristalino y el diámetro corneal.

Recientemente Hill describió su nueva fórmula Hill-RBF Calculator. 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.

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 LA, (2) utilizar una fórmula que tenga un desempeño adecuado y (3) personalizar las constantes⁽²¹⁾.

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⁽²²⁾. Él recomendó una serie de criterios para identificar mediciones inusuales que requieren verificación⁽²¹⁾:

- Si 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:
 - > 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 adicionales⁽²³⁾:

- LA menor de 21.30 mm 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.

Un buen resultado refractivo depende del cálculo adecuado del poder del LIO, para llevar a cabo tal tarea se realizan mediciones biométricas oculares como la LA, el poder corneal, la profundidad de cámara anterior, entre otros dependiendo de la formula a utilizar para determinar el poder adecuado del LIO en dioptrías; estas fórmulas a su vez utilizan constantes las cuales vienen determinadas por los fabricantes para cada tipo de LIO, sin embargo se recomienda la optimización o personalización de estas constantes para mejorar la predictibilidad de los resultados^(24,25).

4. ESTADO DEL ARTE

Actualmente se utilizan varias fórmulas para el cálculo de la potencia de lentes intraoculares, mediante diferentes biómetros oculares y calculadores en línea. Estos biómetros oculares 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. 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 últimas encuestas de Leaming en 2012 en los Estados Unidos más del 87% de los oftalmólogos usaban más 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⁽²⁶⁾.

En la actualidad comparaciones entre la biometría ultrasónica de contacto y la biometría óptica 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⁽²⁷⁻³⁰⁾.

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⁽³¹⁻³³⁾.

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. Tanto Hoffer Q como Holladay 1 funcionaron mejor que la SRK / T en LA 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 más de 27 mm la de mejor desempeño fue la SRK/T⁽¹²⁾.

En un estudio realizado en el Reino Unido en más de 4.000 cirugías de catarata, se establecieron los parámetros de referencia para los resultados refractivos mínimamente aceptables para este procedimiento. Los autores propusieron que en el 85% de los casos los resultados refractivos postoperatorios deben de encontrarse dentro del rango de +/- 1.00 D de la refracción meta planeada y el 55% dentro de +/- 0.50 D⁽²⁴⁾. En 2012 otro grupo en Suecia reviso más de 17.000 cirugías de catarata encontrando que el 93% de los resultados refractivos se encontraban dentro de +/- 1.00 D de la refracción meta planeada, 71% dentro de +/- 0.50 D, y 47% dentro de +/- 0.25 D⁽³⁴⁾.

Las recomendaciones actuales de Hoffer en cuanto a que fórmulas utilizar son:

- LA menor de 24.5 mm, usar la Hoffer Q.
- LA de 24.5 a 26 mm, usar la Holladay 1.
- LA 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 necesarias⁽¹¹⁾.

En sus guías actuales de cirugía de catarata el Colegio Real de Oftalmólogos, del Reino Unido solo se compromete con recomendar las fórmulas Hoffer Q o Haigis para ojos por debajo de 22 mm de LA e indicar que el desempeño de todas fórmulas de tercera generación es bueno en los ojos con rangos normales de LA⁽³⁵⁾.

En las guías de la Academia Americana de Oftalmología publicadas en 2011, tampoco se comprometen con recomendar fórmulas específicas, y se limitan a indicar que se deben emplear las de tercera (Hoffer Q, Holladay 1, SRK/T) o las de cuarta generación (Haigis, Holladay 2, Olsen)⁽³⁶⁾.

5. OBJETIVOS

5.1 OBJETIVO GENERAL

Determinar los errores de predicción absolutos de 12 fórmulas biométricas en ojos operados con lentes intraoculares multifocales (Restor).

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar los errores de predicción absolutos de las fórmulas biométricas utilizando constantes optimizadas y personalizadas.
- Establecer una clasificación del desempeño de las fórmulas mediante un método que incluye la categorización de acuerdo a los valores del promedio, la desviación estándar y la mediana de los valores absolutos de los errores de predicción.

6. DISEÑO METODOLÓGICO

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Tipo de estudio: Análisis secundario de un estudio observacional, analítico, retrospectivo de pacientes que acudieron a consulta externa del centro oftalmológico Virgilio Galvis, los cuales fueron sometidos a cirugía de catarata por un único cirujano experto, entre enero del 2010 a octubre del 2014.

Universo: Pacientes quienes acudieron a consulta externa del Centro Oftalmológico Virgilio Galvis.

6.2 POBLACIÓN Y TAMAÑO DE LA MUESTRA

La información de todos los pacientes que se analizaron hace parte de una base de datos de pacientes que fueron intervenidos con facoemulsificación más implante de lente intraocular Restor (SN6AD1) en el Centro Oftalmológico Virgilio Galvis, entre enero del 2010 a octubre del 2014.

6.3 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- Pacientes los cuales se les realizó facoemulsificación de catarata más implante de lente intraocular Restor (SN6AD1)
- Agudeza visual con corrección en el postoperatorio mejor o igual a 20/40
- LA mayor de 22 mm
- Refracción postoperatoria al menos 4 semanas después del procedimiento

6.4 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Presencia de patología ocular previa (diferente a la catarata)
- Antecedente de cirugía refractiva
- Cilindro preoperatorio mayor de 2 dioptrías
- Procedimientos quirúrgicos combinados o complicaciones intraoperatorias

6.5 DEFINICIÓN DE VARIABLES

En la Tabla 1 se describen las diferentes variables analizadas.

6.6 PROCEDIMIENTO Y RECOLECCIÓN DE DATOS

Se revisó la base de datos que contiene la información de los pacientes que fueron intervenidos de facoemulsificación más implante de lente intraocular Restor (SN6AD1) en los cuales se determinaron los errores de predicción absolutos de la refracción esperada con la refracción postoperatoria determinada con el poder del lente efectivamente implantado, se usaron 12 formulas biométricas: SRK/T, T2, Barrett Universal II, Haigis, Olsen, Holladay 1, Holladay 2, Hoffer Q , Hill RBF, Panacea, EVO, y UniversIOL con las constantes del ULIB o las incluidas en el IOLMaster500 y el Lenstar (no personalizadas) y con las constantes personalizadas (cuando fue posible) de los pacientes con al menos tres meses luego de la cirugía.

La personalización consiste en ajustar la constante de cada fórmula de manera que el promedio del error aritmético de predicción llegue a no ser diferente de cero. Este proceso requiere una serie de pasos matemáticos que son relativamente complejos y existen algunos calculadores online que permiten realizarlo para algunas fórmulas (los usamos para personalizar las constantes de: SRK/T, Haigis, Holladay 1). Para personalizar la constante de la fórmula Olsen se

empleó un calculador incorporado dentro del biometro Lenstar 900 (Haag-Streit), y la personalización de la fórmula Barrett Universal II la realizó directamente el autor por nuestro pedido. La constante A personalizada calculada para la SRK/T se empleó también con la fórmula T2.

6.7 PLAN DE ANÁLISIS DE DATOS

Los datos se analizaron mediante la construcción de los errores de predicción en una base de datos de Excel 2015 (versión 15.13.3). Se realizó un análisis estadístico con STATA VE 12.0 estimando valores absolutos y proporciones para las variables cualitativas y medidas de tendencia central y distribución para las variables cuantitativas según la distribución de frecuencias. Luego, se transformó los errores de predicción en valores absolutos, para facilitar la obtención de la diferencia entre las dioptrías del paciente postoperatorio y el error estimado por los formulas biométricas en comparación. A los errores de predicción absoluto se le estimaron la media, desviación estándar, mediana, máximo. Adicionalmente, se estimó el porcentaje de refracción final de las formulas entre ± 0.5 y ± 1.0 dioptrías del valor de predicción. Con estos valores se hizo una clasificación del desempeño de las diferentes fórmulas biométricas de acuerdo a un sistema de ranking para cada uno de los índices (descrito por Cooke y Cooke)⁽³⁷⁾, y finalmente se obtuvo un ranking consolidado. En caso de empate en el ranking consolidado teniendo en cuenta el valor absoluto del error aritmético, se empleó el valor del ranking consolidado calculado solo con los valores del error absoluto de predicción, para definir un desempate.

La comparación de las categorías se hizo mediante un análisis de varianza de un factor con el método de Bonferroni, que permite evidenciar las diferencias entre las categorías para el puntaje medio para la estimación del error absoluto de cada formula evaluada. El análisis estadístico del estudio tiene con un nivel de significancia del 5%.

7. CONSIDERACIONES ÉTICAS

El propósito del presente estudio es comparar los errores de predicción absolutos de la refracción esperada con la refracción postoperatoria en los pacientes sometidos a cirugía de catarata, datos que permitirán implementar una mayor predictibilidad y confiabilidad en los resultados refractivos de estos pacientes.

Por otra parte, cabe señalar que de acuerdo con lo expresado en el artículo 11 de la resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, el presente proyecto se clasifica como una investigación sin riesgo, dado que se realizó una revisión de una base de datos previamente construida.

La base de datos está anonimizada, garantizando la privacidad y confidencialidad de los datos personales de los participantes de acuerdo a la ley estatutaria 1581 de 2012. Esto con el fin de salvaguardar el derecho al anonimato.

El proyecto no desarrolla investigación con organismos genéticamente modificados ni con la diversidad biológica de los ecosistemas nacionales, por este motivo no aplica lo relacionado con las resoluciones 3492 de 1998 y 2935 de 2001 del Instituto Colombiano Agropecuario, la decisión 391 de la Comunidad Andina de Naciones, ni el Decreto 309 de 2000 del Ministerio del Medio Ambiente.

8. RESULTADOS

Las características demográficas de la población se muestran en la Tabla 2. En el presente estudio se utilizaron 9 métodos en los cuales la constante empleada se tomó directamente o se derivó de una constante optimizada disponible en la página del ULIB (Hill-RBF, T2, Barrett Universal II, Hoffer Q, Haigis, Holladay 1, SRK/T, Panacea, y EVO). En 2 métodos Olsen y Holladay 2 se usaron las constantes incluidas en los equipos Lenstar 900 y IOL Master 500 respectivamente. En otros 2 métodos (Olsen modificada, UniversIOL) se emplearon constantes de otras fuentes (suministradas por el autor de la fórmula en el primer caso, y asignada por la página en el segundo caso).

Analizando los promedios de los errores aritméticos de estos métodos ya mencionados, en los cuales no se empleó una constante personalizada, se encontró que 6 de ellas (Hill-RBF, Hoffer Q, Haigis, Olsen, Holladay 1, Panacea) no mostraron una media del error de predicción aritmético diferente de 0 (es decir tuvieron un valor de p mayor de 0.05), aunque solo las fórmulas Hoffer Q y Hill-RBF mostraron un valor de p mayor de 0.5, significando que su diferencia con 0 estaba muy lejos de tener un valor significativo.

Por otra parte, la fórmula Holladay 1 mostro un valor de p de 0.056, muy cercano al límite de la significancia estadística. Los métodos de Olsen, Haigis y Panacea presentaron valores de p al comparar el promedio del error aritmético con 0, entre 0.28 y 0.39 (Tabla 3).

Al comparar el error absoluto de cada método versus 0 usando el método de la T de student pareada se encontró que todas las fórmulas mostraron valores diferentes de 0 con p significativa.

Se consideró que el límite de significancia clínica para el error absoluto era de 0.25 dioptrías. Al compararlo contra este valor, 13 métodos no mostraron una p significativa (es decir, no mostraron diferencias con 0.25 dioptrías), los restantes 6 métodos si mostraron diferencias significativas con 0.25 (Tabla 4). De estos 13 métodos la fórmula de Hill-RBF y la Panacea presentaron un valor de p mayor de 0.5, indicando que la posibilidad de que exista una diferencia con 0.25 dioptrías es prácticamente nula. El promedio del valor absoluto del error de predicción de estos 2 métodos fue de 0.258 dioptrías y de 0.259 respectivamente. Siete métodos (T2 personalizada, Barrett Universal II personalizada, SRK/T personalizada, Holladay 1, Holladay 1 personalizada, T2, EVO) mostraron valores de p entre 0.12 y 0.5 indicando que es poco probable que haya diferencias con 0.25 dioptrías. Los valores del promedio del error absoluto de estos métodos estuvieron entre 0.261 y 0.280. Finalmente 4 fórmulas (Haigis, SRK/T, Barrett Universal II, Hoffer Q) presentaron valores de p entre 0.052 y 0.082, lo cual significa que estuvieron en el límite de la significancia estadística para mostrar una diferencia con 0.25 dioptrías. Los valores absolutos del error de predicción para estas fórmulas estuvieron entre 0.281 y 0.283.

Se compararon usando el método de la T de student pareada los errores de predicción absolutos de las diferentes fórmulas analizadas y se calculó el valor de p para cada comparación. Para el grupo total de ojos con longitud axial entre 22 y 26 mm, la fórmula de Hill-RBF fue mejor que 9 de los otros métodos con diferencia estadísticamente significativa. Las fórmulas que le siguieron en cuanto el número de métodos a los cuales fueron superiores, fueron la Barrett Universal II personalizada (superior a 7 métodos), Panacea (superior a 6 métodos) y T2 personalizada (superior a 5 métodos). Por otra parte, en cuanto a las fórmulas con menor desempeño el método Universal IOL tuvo un desempeño peor que 8 de los otros métodos y la Holladay 2 peor que 9 (Gráfico 1).

Adicionalmente se calcularon para cada fórmula la mediana del valor absoluto del error de predicción, la desviación estándar del valor absoluto del error de predicción, el error absoluto máximo, y qué porcentaje de ojos estuvieron dentro de un límite de error de predicción de ± 0.50 y ± 1.00 dioptría (Tabla 5 y Gráfico 2). Para cada una de estas determinaciones, así como para el promedio del valor absoluto del error de predicción, se organizaron las fórmulas biométricas en un ranking de mejor a peor. Además, se clasificaron de acuerdo al valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción (Tabla 6).

Finalmente se promediaron estos 7 datos de ranking para cada medida de tendencia central o de dispersión y se obtuvieron dos rankings consolidados, uno excluyendo y el otro incluyendo el valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción. Cuando se presentaban empates en un valor dado se utilizaba para desempatar el promedio del valor absoluto del error de predicción, mediana del valor absoluto del error de predicción, desviación estándar del valor absoluto del error de predicción, error absoluto máximo, porcentaje de ojos dentro de ± 0.50 dioptrías, y porcentaje de ojos dentro de ± 1.00 dioptría, en el orden indicado (Tabla 7).

En su orden los 6 primeros métodos en el ranking consolidado sin tener en cuenta el valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción fueron: Hill-RBF, T2 personalizada, T2, Barrett Universal II personalizada, Panacea y Holladay 1. En su orden los 6 primeros métodos en el ranking consolidado teniendo en cuenta el valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción fueron: Hill-RBF, T2 personalizada, Barrett Universal II personalizada, T2, Panacea, Holladay 1.

Por otra parte, se hizo un análisis del desempeño de las fórmulas dividiendo los ojos en subgrupos dependiendo de longitud axial (< 23 mm, y ≥ 23 mm). Se compararon usando el método de la T de student pareada los errores de predicción absolutos de las diferentes fórmulas analizadas para estos dos

subgrupos de ojos y se calculó el valor de p para cada comparación. Para el grupo de ojos con longitudes entre 22 y 22.99 mm (n= 51 ojos), la fórmula de Hill-RBF fue mejor que 6 de los otros métodos con diferencia estadísticamente significativa. La fórmula que le siguió en cuanto el número de métodos a los cuales fue superior, fue la T2 que fue superior a 3 métodos. Por otra parte, en cuanto a las fórmulas con menor desempeño en este subgrupo de ojos la fórmula Haigis personalizada tuvo un desempeño peor que 9 de los otros métodos y la Holladay 2 peor que 13 (Gráfico 3).

Para el grupo de ojos con longitudes entre 23 y 26 mm (n= 93 ojos), la fórmula de Barrett Universal II personalizada fue mejor que 5 de los otros métodos con diferencia estadísticamente significativa. Las fórmulas que le siguieron en cuanto el número de métodos a los cuales fueron superiores, fueron la Panacea y la EVO que fueron superiores a 3 métodos. Por otra parte, en cuanto a las fórmulas con menor desempeño en este subgrupo de ojos la fórmula Olsen tuvo un desempeño peor que 3 de los otros métodos, la Olsen modificada fue peor que 5, y la UniversIOL peor que 8 (Gráfico 4).

Dentro de cada subgrupo de ojos (<23 mm y ≥23 mm) también se calcularon para cada fórmula la mediana del valor absoluto del error de predicción, la desviación estándar del valor absoluto del error de predicción, el error absoluto máximo, y qué porcentaje de ojos estuvieron dentro de un límite de error de predicción de ± 0.50 y ± 1.00 dioptría (Tabla 8 y 9, Gráfico 5 y 6). Para cada una de estas determinaciones, así como para el promedio del valor absoluto del error de predicción, se organizaron las fórmulas biométricas en un ranking de mejor a peor. Además, se clasificaron de acuerdo al valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción (Tabla 10 y 11).

Posteriormente se promediaron estos 7 datos de ranking para cada medida de tendencia central o de dispersión y se obtuvieron dos rankings consolidados en

cada subgrupo, uno excluyendo y el otro incluyendo el valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción en cada subgrupo de ojos, de manera similar a como se hizo con el grupo total (Tabla 12 y 13).

Para el subgrupo de menores de 23, en su orden los 6 primeros métodos en el ranking consolidado sin tener en cuenta el valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción fueron: T2, Hill-RBF, T2 personalizada, Barrett Universal II personalizada, Panacea, y Haigis. En su orden los 6 primeros métodos en el ranking consolidado teniendo en cuenta el valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción fueron: Hill-RBF, T2, Barrett Universal II personalizada, T2 personalizada, Haigis, y Panacea.

Para el subgrupo de mayores o iguales de 23, en su orden los 6 primeros métodos en el ranking consolidado sin tener en cuenta el valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción fueron: Barrett Universal II personalizada, T2 personalizada, Panacea, Hill-RBF, SRK/T personalizada, y Holladay 1. En su orden los 6 primeros métodos en el ranking consolidado teniendo en cuenta el valor absoluto del promedio aritmético del error de predicción fueron: T2 personalizada, Barrett Universal II personalizada, Panacea, Hill-RBF, SRK/T personalizada, y Holladay 1.

9. DISCUSIÓN

Las fórmulas biométricas de tercera y cuarta generación utilizan constantes que ajustan sus resultados, y que varían dependiendo del tipo específico del lente intraocular. Estas constantes son determinadas por el fabricante del lente intraocular de acuerdo a cálculos teóricos, sin embargo, puede realizarse un ajuste de las mismas con un proceso de personalización o de optimización.

Mientras que la personalización de una constante requiere que se ingresen los datos de biometría y resultados postoperatorios de un grupo de ojos operados por un solo cirujano con un lente dado, el proceso de optimización puede utilizar los datos de muchos cirujanos agrupados.

Como la personalización de la constante de una fórmula dada lo que hace es modificar la posición del valor medio del error de predicción aritmético acercándolo a 0, pero sin modificar significativamente la distribución de estos valores alrededor del punto medio, el valor del promedio de error aritmético se puede utilizar como herramienta para evaluar si un método dado requiere o no un proceso de personalización. En el presente estudio se utilizaron 9 métodos en los cuales la constante empleada se tomó directamente o se derivó de una constante optimizada disponible en la página del ULIB (Hill-RBF, T2, Barrett Universal II, Hoffer Q, Haigis, Holladay 1, SRK/T, Panacea, y EVO). En otros 2 métodos Olsen y Holladay 2 se usaron las constantes incluidas en los equipos Lenstar 900 y IOL Master 500 respectivamente. En otros 2 métodos (Olsen modificada, UniversIOL) se emplearon constantes de otras fuentes (suministradas por el autor de la fórmula en el primer caso, y asignada por la página en el segundo caso).

Los 6 métodos en los que utilizamos constantes personalizadas (Barrett Universal II, Holladay 1, Olsen, SRK/T, T2, Haigis) mostraron, como era de esperarse

valores de la media del error aritmético de predicción que no eran significativamente diferentes de 0. Sin embargo, es llamativo que otros 6 métodos en los cuales no se usó una constante personalizada también presentaron un error de predicción aritmético no diferente de 0 (Hoffer Q, Hill-RBF, Panacea, Haigis, Olsen y Holladay 1).

Analizando el promedio del error aritmético de predicción en estos métodos en los cuales no se utilizó una constante personalizada, encontramos que las fórmulas de Hill-RBF y Hoffer Q mostraron una p muy lejana al valor de significancia estadística, lo cual quiere decir que su promedio de error aritmético tuvo una muy alta probabilidad de no ser diferente de 0, y que estos 2 métodos se beneficiarían muy poco (si es que tuviesen algún beneficio) de una personalización.

Por otra parte, la fórmula Holladay 1, usando la constante optimizada del ULIB mostró al comparar su promedio de error aritmético con 0 una p muy cercana al valor de significancia estadística. Esta fórmula se analizó también con una constante SF personalizada y efectivamente su error de predicción aritmético fue significativamente menor. Por otro lado, los errores absolutos de la Holladay 1 con la constante optimizada del ULIB versus la fórmula Holladay 1 con la constante personalizada no mostraron diferencia significativa ($p=0.918$). De hecho, la fórmula Holladay 1 con la constante optimizada del ULIB presentó un menor valor de la mediana del valor absoluto del error de predicción y un mayor valor del porcentaje de ojos con error de predicción más o menos de 1.00 dioptría, por lo cual en el ranking global se ubicó por encima de la fórmula Holladay 1 con la constante personalizada. Un comportamiento similar presentó la fórmula Haigis, al usarla con la constante a_0 personalizada, aunque se disminuyó su error de predicción aritmético (0.031 vs 0.010), presentó un mayor valor del error de predicción absoluto (0.281 vs 0.303), una mayor desviación estándar (0.212 vs 0.222), y un peor desempeño en el ranking consolidado. Llama entonces la atención que la personalización de la Holladay 1 y de la Haigis les disminuyó en

algún grado el desempeño. No tenemos una clara explicación, pero vale la pena resaltar que el error aritmético de predicción de las fórmulas Holladay 1 y Haigis sin personalización, no eran diferentes de 0, lo cual sugería que no se justificaba personalizarlas. Pareciera ser posible que las fórmulas que usando constantes optimizadas presenten errores de predicción aritméticos que no sean significativamente diferentes de 0, no se benefician de una personalización por que podrían presentar deterioros en otros indicadores como el promedio o la mediana de los valores absolutos del error de predicción, o el porcentaje de ojos ± 1.00 dioptría.

Al comparar los valores absolutos de los errores de predicción de las diferentes fórmulas en el grupo total de ojos encontramos que la fórmula de Hill-RBF tuvo un promedio del valor absoluto del error de predicción significativamente menor que 9 de los otros métodos utilizados, y la fórmula de Barrett Universal II personalizada tuvo un promedio del valor absoluto del error de predicción significativamente menor que 7 de los otros métodos.

Con el fin de poder realizar un análisis integral del comportamiento de las fórmulas biométricas, y de acuerdo al método sugerido por Cooke y Cooke⁽³⁷⁾, se estableció un ranking en el cual se tomaron en cuenta múltiples medidas de tendencia central y de dispersión, y tuvimos como resultado que (sin tener en cuenta el valor absoluto del promedio del error aritmético) las fórmulas en los primeros 4 puestos fueron en su orden: Hill-RBF, T2 personalizada, T2, Barrett Universal II personalizada. El ranking considerando también el valor absoluto del error aritmético de predicción, fue muy similar, con la diferencia que la fórmula Barrett Universal II personalizada alcanzo el tercer puesto.

Al analizar el desempeño de las fórmulas en el subgrupo de ojos entre 22 y 22.99 mm de LA encontramos que las que presentaron el ranking consolidado más alto fueron: Hill RBF y T2, concordando con los hallazgos del ranking del grupo

general. En el subgrupo de ojos de 23 a 26 mm, por otra parte, las que presentaron mejor desempeño de acuerdo al ranking consolidado fueron: la Barrett Universal II personalizada y la T2 personalizada, quedando la Hill-RBF a un cuarto lugar.

10. LIMITACIONES

Restringimos nuestro estudio a un solo tipo de lente.

Nuestros datos no contienen ojos de longitud axial extrema.

Advertimos que estos resultados pueden no ser generalizables a modelos de lente intraocular de diseño diferente, ya que podría afectar los errores de predicción y cambiar el rendimiento relativo de las fórmulas.

11. CONCLUSIÓN

En nuestro grupo de 144 ojos implantados con lente Restor SN6AD1, con longitud axial entre 22 y 26 mm, teniendo en cuenta tanto solo el promedio del valor absoluto del error de predicción, como un ranking consolidado de diversas medidas de tendencia central y de dispersión, la fórmula que mejor desempeño tuvo fue la Hill-RBF. Las fórmulas T2 (con y sin constante personalizada), y la Barrett Universal II personalizada fueron las siguientes en cuanto al desempeño.

Un detalle importante a tener en cuenta es que desde el punto de vista operativo el uso de las fórmulas Hill-RBF, T2 y Panacea tienen el inconveniente que no se encuentran incluidas dentro de todos los equipos de biometría más usados en la actualidad (como el IOL Master y Lenstar), y se deben digitar los datos en un programa online, lo cual incrementa el tiempo invertido en el cálculo y además introduce un riesgo de error humano. Adicionalmente para quienes no son expertos en cálculos matemáticos la personalización de las fórmulas resulta un proceso complejo. Para todas las fórmulas de tercera generación y para algunas de las de cuarta generación existen calculadores disponibles online para esta personalización. Sin embargo, para otras como la Barrett Universal II no lo están, lo cual dificulta este proceso. Para el presente estudio debimos solicitar el apoyo del autor de la fórmula. La disponibilidad en el futuro de este tipo de calculadores para personalización de constantes sin duda facilitara el proceso. Adicionalmente la disponibilidad de las nuevas fórmulas dentro de los equipos de biometría también las hará más fáciles de implementar y de que se puedan personalizar sus constantes.

En el subgrupo de ojos menores de 23 mm en comparación con los mayores o iguales a 23 mm, se encontró un diferente desempeño de algunas de las fórmulas. La fórmula de Hill-RBF se mantuvo en un segundo lugar en el ranking consolidado

en el grupo de ojos más pequeños, 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 tomo el primer lugar. La fórmula T2 y T2 personalizada se mantuvo dentro de los dos primeros lugares en ambos subgrupos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Brick DC. Risk management lessons from a review of 168 cataract surgery claims. *Surv Ophthalmol.* 43(4):356-360.
2. Ridley H. Intra-ocular acrylic lenses; a recent development in the surgery of cataract. *Br J Ophthalmol.* 1952;36(3):113-122.
3. 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;49:703-710.
4. Rushton R. The clinical measurement of the axial length of the living eye. *Trans Am Soc Ophthalmol.* 1938;58:136-142.
5. Jansson F. Measurement of intraocular distances by ultrasound and comparison between optical and ultrasonic determinations of the depth of the anterior chamber. *Acta Ophthalmol.* 1963;41:25-61.
6. Fyodorov SN, Kolonko A. Estimation of optical power of the intraocular lens. *Vestn Oftalmol.* 1967;4:27-31.
7. Fyodorov SN, Galin MA, Linksz A. Calculation of the optical power of intraocular lenses. *Invest Ophthalmol.* 1975;14(8):625-628.
8. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M, et al. Comparison of the accuracy of the Binkhorst, Colenbrander, and SRK implant power prediction formulas. *J Am Intraocul Implant Soc.* 1981;7(4):337-340.
9. Duane TD, Jaeger EA, Tasman W. Optics of Intraocular Lenses. In: *Duane's Ophthalmology.* Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
10. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. *J Cataract Refract Surg.* 1988;14(2):136-141.
11. Hoffer KJ. *IOL Power.* SLACK Incorporated; 2011.
12. 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;37(1):63-71. doi:10.1016/j.jcrs.2010.07.032.
13. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg.* 1990;16(3):333-340.
 14. Holladay JT, Gills JP, Leidlein J, Cherchio M. Achieving emmetropia in extremely short eyes with two piggyback posterior chamber intraocular lenses. *Ophthalmology.* 1996;103(7):1118-1123.
 15. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg.* 1993;19(6):700-712.
 16. Olsen T, Olesen H, Thim K, Corydon L. Prediction of postoperative intraocular lens chamber depth. *J Cataract Refract Surg.* 1990;16(5):587-590.
 17. Shammas H. The Olsen Formula. In: *Intraocular Lens Power Calculations.* Thorofare: SLACK; 2004:223.
 18. Shammas H. The Haigis Formula. In: *Intraocular Lens Power Calculations.* Thorofare: SLACK; 2004:223.
 19. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg.* 2008;34(10):1658-1663. doi:10.1016/j.jcrs.2008.06.029.
 20. Sheard RM, Smith GT, Cooke DL. Improving the prediction accuracy of the SRK/T formula: The T2 formula. *J Cataract Refract Surg.* 2010;36(11):1829-1834. doi:10.1016/j.jcrs.2010.05.031.
 21. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg.* 1988;14(1):17-24.
 22. Holladay JT, Prager TC, Ruiz RS, Lewis JW, Rosenthal H. Improving the predictability of intraocular lens power calculations. *Arch Ophthalmol (Chicago, Ill 1960).* 1986;104(4):539-541.
 23. 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*. 2010;24(5):894-900. doi:10.1038/eye.2009.196.
24. Gale RP, Saldana M, Johnston RL, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye*. 2009;23(1):149-152. doi:10.1038/sj.eye.6702954.
 25. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand*. 2007;85(5):472-485. doi:10.1111/j.1600-0420.2007.00879.x.
 26. Leaming D V. ASCRS. In: *Practice Styles and Preferences of U.S. ASCRS Members—2012 Survey*.; 2012.
 27. Waldron RG, Aaberg TM. *A-Scan Biometry Ultrasound Principles, Ultrasound Biometry Instrumentation, Accuracy and Standard Dimensions*. Medscape; 2016.
 28. Leaming D V. Practice styles and preferences of ASCRS members--1999 survey. *J Cataract Refract Surg*. 2000;26(6):913-921.
 29. Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculation. *J Cataract Refract Surg*. 1989;15(4):425-428.
 30. Giers U, Epple C. Comparison of A-scan device accuracy. *J Cataract Refract Surg*. 1990;16(2):235-242. doi:10.1016/S0886-3350(13)80737-7.
 31. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Coffman PG, Brown LK. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry: outcomes analysis. *J Cataract Refract Surg*. 2002;28(2):239-242.
 32. Narváez J, Cherwek DH, Stulting RD, et al. Comparing immersion ultrasound with partial coherence interferometry for intraocular lens power calculation. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. 39(1):30-34.
 33. 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;27(9):665-671. doi:10.3928/1081597X-20110202-01.

34. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Zetterström C, Lundström M. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study. *J Cataract Refract Surg.* 2012;38(7):1181-1186. doi:10.1016/j.jcrs.2012.02.035.
35. Royal College of Ophthalmologists. *The Royal College of Ophthalmologists Cataract Surgery Guidelines.*; 2010.
36. American Academy of Ophthalmology. *Cataract in the Adult Eye.*; 2011.
37. Cooke DL, Cooke TL. Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2016;42(8):1157-1164. doi:10.1016/j.jcrs.2016.06.029.

ANEXOS

Tabla 1. Definición y clasificación de las variables del estudio

Variable	Definición	Categorías	Tipo de Variable	Naturaleza	Escala de medición
Sexo	Sexo biológico	Masculino Femenino	Independiente	Cualitativa	Nominal Dicotómica
Edad	Años cumplidos de una persona desde que nace	> 18 años	Independiente	Cuantitativa	Discreta
Ojo	Órgano visual	Derecho Izquierdo	Independiente	Cualitativa	Nominal Dicotómica
Error de predicción	Diferencia entre el valor predicho y el valor obtenido	Número	Independiente	Cuantitativa	Continua
Fórmulas biométricas	Medida para obtener el poder del lente intraocular	12 fórmulas	Dependiente	Cualitativa	Nominal Politémica
Agudeza visual lejana	Capacidad del ojo para identificar objetos lejanos con condiciones de iluminación buenas	Medida en Snellen	Independiente	Cuantitativa	Discreta
Queratometría	Medida de los meridianos principales de la córnea	Medida en dioptrías	Independiente	Cuantitativa	Continua
Refracción	Medida en dioptrías que informa si existe alteraciones de refracción	Medida en dioptrías	Independiente	Cuantitativa	Continua
Longitud axial	Distancia entre los polos anterior y posterior del ojo	Medida en milímetros	Independiente	Cuantitativa	Continua
Profundidad de cámara anterior	Espacio entre la córnea y el iris	Medida en milímetros	Independiente	Cuantitativa	Continua
Espesor del cristalino	Distancia entre los polos anterior y posterior del cristalino	Medida en milímetros	Independiente	Cuantitativa	Continua
Diámetro córneal	Distancia entre los bordes del limbo córneal	Medida en milímetros	Independiente	Cuantitativa	Continua
Poder del lente intraocular	Medida en dioptrías de lente intraocular para corregir ametropías	Medida en dioptrías	Independiente	Cuantitativa	Continua

Tabla 2. Características demográficas de la población

Parámetros	Valor
Ojo, n (%)	
- Ojo derecho	70 (48.61%)
- Ojo izquierdo	74 (51.39%)
Sexo, n (%)	
- Mujer	74 (51.39%)
- Hombre	70 (48.61%)
Edad (años), media \pm DS	66.02 \pm 8.23
LA (mm), media \pm DS	23.43 \pm 0.82
ACD (mm), media \pm DS	3.15 \pm 0.33
Espesor del cristalino (mm), media \pm DS	4.58 \pm 0.38
Diámetro corneal (mm), media \pm DS	11.62 \pm 0.41
K (D), media \pm DS	43.67 \pm 1.35
Poder LIO (D), media \pm DS	21.63 \pm 2.23
Subgrupos LA, n (%)	
- <23 mm	51 (35.42%)
- \geq 23 mm	93 (64.58%)
Subgrupos de K, n (%)	
- Plana (<42.0 D)	16 (11.11%)
- Media (42.0 – 46.0 D)	123 (85.42%)
- Curva (>46.0 D)	5 (3.47%)

LA: longitud axial, ACD: profundidad de la cámara anterior;
K: queratometría; LIO: lente intraocular, DS: desviación estándar

Tabla 3. Comparación de media del error aritmético vs 0

No diferente de 0			Diferente de 0		
Fórmula	Valor	P*	Fórmula	Valor	P*
Hoffer Q	0.001	0.9673	Olsen Modificada	-0.094	0.0039
Holladay 1 Personalizada	0	0.9645	T2	0.092	0.0008
Olsen Personalizada	-0.006	0.8578	EVO	-0.107	0.0003
SRK/T Personalizada	0.006	0.8391	SRK/T	0.106	0.0003
Haigis Personalizada	-0.010	0.7523	Barrett Universal II	0.107	0.0002
T2 Personalizada	-0.013	0.6197	Holladay 2	-0.204	0
Hill-RBF	0.016	0.5577	UniversIOL	0.205	0
Barrett Universal II Personalizada	0.023	0.4125			
Panacea	-0.024	0.3931			
Haigis	0.031	0.2931			
Olsen (Lenstar)	-0.036	0.2789			
Holladay 1	0.05	0.0562			

* t de student pareada

Tabla 4. Comparación de media del error absoluto vs 0.25

No diferente de 0.25			Diferente de 0.25		
Fórmula	Valor	P*	Fórmula	Valor	P*
Hill-RBF	0.258	0.6139	Olsen Personalizada	0.296	0.0272
Panacea	0.259	0.5907	Olsen (Lenstar)	0.300	0.0200
T2 Personalizada	0.261	0.4991	Haigis Personalizada	0.303	0.0045
Barrett Universal II Personalizada	0.264	0.3979	UniversiOL	0.309	0.0049
SRK/T Personalizada	0.269	0.3266	Olsen Modificada	0.311	0.0031
Holladay 1	0.270	0.3134	Holladay 2	0.323	0.0008
Holladay 1 Personalizada	0.270	0.2935			
T2	0.268	0.2675			
EVO	0.280	0.1196			
Haigis	0.281	0.0818			
SRK/T	0.283	0.0687			
Barrett Universal II	0.283	0.0566			
Hoffer Q	0.282	0.0522			

* t de student pareada

Tabla 5. Resultados del error de predicción de las fórmulas usadas, ordenados por el valor absoluto de la población total (n=144)

Fórmula	Promedio aritmético EP*	Promedio VA EP*	Mediana VA EP*	DS VA EP*	Error absoluto max*	Dentro de 0.50 D\$	Dentro de 1.0 D\$
Hill-RBF	0.016	0.258	0.230	0.190	0.795	88.19%	100.00%
Panacea	-0.024	0.259	0.225	0.207	1.045	86.10%	99.30%
T2 Personalizada	-0.013	0.261	0.208	0.193	1.015	88.20%	99.30%
Barrett Universal II Personalizada	0.023	0.264	0.220	0.200	0.995	86.80%	99.30%
T2	0.092	0.268	0.230	0.198	0.895	85.40%	100.00%
SRK/T Personalizada	0.006	0.269	0.223	0.227	1.125	86.80%	99.30%
Holladay 1	0.050	0.270	0.210	0.200	1.130	88.20%	99.30%
Holladay 1 Personalizada	0.000	0.270	0.230	0.200	1.130	88.80%	98.60%
EVO	-0.107	0.280	0.243	0.227	0.975	84.00%	100.00%
Haigis	0.031	0.281	0.250	0.212	0.900	81.90%	100.00%
Hoffer Q	0.001	0.282	0.275	0.197	1.055	84.70%	99.30%
SRK/T	0.106	0.283	0.210	0.217	1.030	84.70%	99.30%
Barrett Universal II	0.107	0.283	0.250	0.204	0.905	87.50%	100.00%
Olsen Personalizada	-0.006	0.296	0.230	0.246	1.350	81.10%	99.30%
Olsen (Lenstar)	-0.036	0.300	0.223	0.255	1.330	79.20%	98.60%
Haigis Personalizada	-0.010	0.303	0.250	0.222	1.125	80.60%	99.30%
UniversIOL	0.205	0.309	0.258	0.247	1.785	77.10%	99.30%
Olsen Modificada	-0.094	0.311	0.250	0.244	1.260	78.32%	99.30%
Holladay 2	-0.204	0.323	0.278	0.254	1.225	77.80%	98.60%

* Medida en Dioptrías, \$ Medida en porcentaje

VA: valor absoluto, EP: error de predicción, DS: desviación estándar

Tabla 6. Ranking de las fórmulas biométricas de la población total (n=144)

Fórmula	VA Promedio aritmético EP*	Promedio VA EP*	Mediana VA EP*	DS VA EP*	Error absoluto max*	Dentro de 0.50 D*	Dentro de 1.0 D*
Hill-RBF	7	1	8	1	1	4	1
T2 Personalizada	6	3	1	2	7	2	7
T2	13	5	9	4	2	9	2
Barrett Universal II Personalizada	8	4	4	5	6	6	8
Panacea	9	2	7	9	9	8	6
Holladay 1	12	7	2	6	13	3	10
Barrett Universal II	17	13	14	8	4	5	5
SRK/T Personalizada	3	6	5	13	11	7	9
Haigis	10	10	13	10	3	13	4
EVO	16	9	12	14	5	12	3
Holladay 1 Personalizada	1	8	10	7	14	1	17
SRK/T	15	12	3	11	8	11	12
Hoffer Q	2	11	18	3	10	10	11
Haigis Personalizada	5	16	15	12	12	15	14
Olsen Personalizada	4	14	11	16	18	14	13
Olsen (Lenstar)	11	15	6	19	17	16	18
Olsen Modificada	14	18	16	15	16	17	16
UniversiOL	19	17	17	17	19	19	15
Holladay 2	18	19	19	18	15	18	19

* Medida en Dioptrías

VA: valor absoluto, EP: error de predicción, DS: desviación estándar

Tabla 7. Ranking consolidado de las fórmulas biométricas de la población total (n=144)

Fórmula	Promedio rankings*	Ranking consolidado*	Promedio rankings\$	Ranking consolidado\$
Hill-RBF	3.29	1	2.67	1
T2 Personalizada	4.00	2	3.67	2
T2	6.29	4	5.17	3
Barrett Universal II Personalizada	5.86	3	5.50	4
Panacea	7.14	5	6.83	5
Holladay 1	7.57	6	6.83	6
Barrett Universal II	9.43	11	8.17	7
SRK/T Personalizada	7.71	7	8.50	8
Haigis	9.00	9	8.83	9
EVO	10.14	12	9.17	10
Holladay 1 Personalizada	8.29	8	9.50	11
SRK/T	10.29	13	9.50	12
Hoffer Q	9.29	10	10.50	13
Haigis Personalizada	12.71	14	14.00	14
Olsen Personalizada	12.86	15	14.33	15
Olsen (Lenstar)	14.57	16	15.17	16
Olsen Modificada	16.00	17	16.33	17
UniversiOL	17.57	18	17.33	18
Holladay 2	18.00	19	18.00	19

* Incluye VA del promedio aritmético, \$ No incluye VA del promedio aritmético
VA: valor absoluto

Tabla 8. Resultados del error de predicción de las fórmulas usadas, ordenados por el valor absoluto del subgrupo de la población con LA < 23 mm (n=51)

Fórmula	Promedio aritmético EP*	Promedio VA EP*	Mediana VA EP*	DS VA EP*	Error absoluto max*	Dentro de 0.50 D\$	Dentro de 1.0 D\$
Hill-RBF	-0.001	0.278	0.270	0.225	0.795	80.39%	100.00%
T2	0.056	0.290	0.225	0.230	0.895	85.35%	100.00%
T2 Personalizada	-0.069	0.292	0.270	0.232	1.015	80.39%	98.03%
Panacea	-0.083	0.299	0.265	0.241	1.045	80.39%	98.03%
Holladay 1	0.023	0.304	0.280	0.242	1.125	80.39%	98.03%
Hoffer Q	-0.099	0.304	0.290	0.204	1.055	80.39%	98.03%
Holladay 1 Personalizada	-0.037	0.305	0.295	0.244	1.125	80.39%	98.03%
Haigis	0.022	0.308	0.280	0.230	0.840	76.47%	100.00%
Barrett II Personalizada	0.002	0.309	0.260	0.239	0.995	78.43%	100.00%
Barrett II	0.097	0.318	0.260	0.249	0.905	80.39%	100.00%
SRK/T Personalizada	-0.012	0.319	0.270	0.282	1.125	76.40%	98.03%
SRK/T	0.085	0.321	0.265	0.247	1.030	80.39%	98.03%
UniversIOL	0.197	0.335	0.260	0.308	1.785	74.51%	98.03%
Olsen Personalizada	0.042	0.342	0.255	0.280	1.350	74.51%	98.03%
Olsen (Lenstar)	0.018	0.343	0.250	0.276	1.330	74.50%	98.03%
EVO	-0.168	0.348	0.330	0.247	0.975	76.47%	100.00%
Olsen Modificada	-0.067	0.354	0.255	0.266	1.260	70.59%	98.03%
Haigis Personalizada	-0.076	0.382	0.320	0.257	1.125	68.63%	98.03%
Holladay 2	-0.319	0.424	0.390	0.269	1.225	62.75%	98.03%

* Medida en Dioptrías, \$ Medida en porcentaje

VA: valor absoluto, EP: error de predicción, DS: desviación estándar

Tabla 9. Resultados del error de predicción de las fórmulas usadas, ordenados por el valor absoluto del subgrupo de la población con LA \geq 23 mm (n=93)

Fórmula	Promedio aritmético EP*	Promedio VA EP*	Mediana VA EP*	DS VA EP*	Error absoluto max*	Dentro de 0.50 D\$	Dentro de 1.0 D\$
Panacea	0.009	0.238	0.200	0.184	0.835	89.25%	100.00%
Barrett II Personalizada	0.034	0.240	0.195	0.173	0.790	90.32%	100.00%
SRK/T Personalizada	0.016	0.241	0.205	0.186	0.875	92.47%	100.00%
EVO	-0.074	0.242	0.180	0.207	0.820	86.02%	100.00%
T2 Personalizada	0.017	0.244	0.205	0.167	0.775	92.47%	100.00%
Holladay 1	0.070	0.247	0.210	0.179	0.705	89.25%	100.00%
Hill-RBF	0.025	0.247	0.220	0.167	0.765	92.47%	100.00%
Holladay 1 Personalizada	0.022	0.247	0.220	0.173	0.755	92.47%	100.00%
T2	0.111	0.256	0.230	0.179	0.675	86.02%	100.00%
Haigis Personalizada	0.026	0.260	0.225	0.188	0.800	87.10%	100.00%
SRK/T	0.118	0.263	0.195	0.196	0.815	86.02%	100.00%
Barrett II	0.112	0.263	0.230	0.173	0.880	91.40%	100.00%
Haigis	0.036	0.266	0.240	0.201	0.900	82.79%	100.00%
Holladay 2	-0.141	0.267	0.185	0.228	1.160	86.02%	98.92%
Olsen Personalizada	-0.032	0.270	0.190	0.222	0.870	83.87%	100.00%
Hoffer Q	0.056	0.270	0.265	0.194	0.820	84.95%	100.00%
Olsen (Lenstar)	-0.065	0.277	0.205	0.242	1.115	81.72%	98.92%
Olsen Modificada	-0.109	0.288	0.245	0.230	0.870	81.72%	100.00%
UniversiOL	0.209	0.294	0.255	0.207	0.755	77.42%	100.00%

* Medida en Dioptrías, \$ Medida en porcentaje

VA: valor absoluto, EP: error de predicción, DS: desviación estándar

Tabla 10. Ranking de las fórmulas biométricas del subgrupo de la población con LA < 23 mm (n=51)

Fórmula	VA Promedio aritmético EP*	Promedio VA EP*	Mediana VA EP*	DS VA EP*	Error absoluto max*	Dentro de 0.50 D*	Dentro de 1.0 D*
T2	9	2	1	3	3	1	2
Hill-RBF	1	1	10	2	1	2	1
T2 Personalizada	11	3	11	5	7	3	7
Barrett II Personalizada	2	9	5	6	6	10	4
Panacea	12	4	8	7	9	4	8
Haigis	5	8	14	4	2	11	3
Barrett II	15	10	6	12	4	8	5
Hoffer Q	16	6	15	1	10	6	10
Holladay 1	6	5	13	8	11	5	9
SRK/T	14	12	9	10	8	9	13
Holladay 1 Personalizada	7	7	16	9	12	7	11
EVO	17	16	18	11	5	12	6
SRK/T Personalizada	3	11	12	18	13	13	12
Olsen Personalizada	8	14	3	17	18	15	15
Olsen (Lenstar)	4	15	2	16	17	16	16
Olsen Modificada	10	17	4	14	16	17	17
UniversIOL	18	13	7	19	19	14	14
Haigis Personalizada	12	18	17	13	14	18	18
Holladay 2	19	19	19	15	15	19	19

* Medida en Dioptrías

VA: valor absoluto, EP: error de predicción, DS: desviación estándar

Tabla 11. Ranking de las fórmulas biométricas del subgrupo de la población con LA \geq 23 mm (n=93)

Fórmula	VA Promedio aritmético EP*	Promedio VA EP*	Mediana VA EP*	DS VA EP*	Error absoluto max*	Dentro de 0.50 D*	Dentro de 1.0 D*
Barrett II Personalizada	8	2	4	3	7	6	2
T2 Personalizada	3	5	8	1	6	2	5
Panacea	1	1	6	8	12	7	1
Hill-RBF	5	7	11	2	5	3	7
SRK/T Personalizada	2	3	7	9	15	1	3
Holladay 1	12	6	10	6	2	8	6
Holladay 1 Personalizada	4	8	12	4	3	4	8
EVO	13	4	1	14	10	10	4
T2	15	9	14	7	1	11	9
Haigis Personalizada	6	10	13	10	8	9	10
SRK/T	17	11	5	12	9	12	11
Barrett II	16	12	15	5	16	5	12
Olsen Personalizada	7	15	3	16	13	15	14
Holladay 2	18	14	2	17	19	13	18
Hoffer Q	10	16	19	11	11	14	15
Haigis	9	13	16	13	17	16	13
UniversIOL	19	19	18	15	4	19	17
Olsen (Lenstar)	11	17	9	19	18	17	19
Olsen Modificada	14	18	17	18	14	18	16

* Medida en Dioptrías

VA: valor absoluto, EP: error de predicción, DS: desviación estándar

Tabla 12. Ranking consolidado de las fórmulas biométricas del subgrupo de la población con LA < 23 mm (n=51)

Fórmula	Promedio rankings*	Ranking consolidado*	Promedio rankings\$	Ranking consolidado\$
T2	3.00	2	2.00	1
Hill-RBF	2.57	1	2.83	2
T2 Personalizada	6.71	4	6.00	3
Barrett II Personalizada	6.00	3	6.67	4
Panacea	7.43	6	6.67	5
Haigis	6.71	5	7.00	6
Barrett II	8.57	8	7.50	7
Hoffer Q	9.14	9	8.00	8
Holladay 1	8.14	7	8.50	9
SRK/T	10.71	11	10.17	10
Holladay 1 Personalizada	9.86	10	10.33	11
EVO	12.14	13	11.33	12
SRK/T Personalizada	11.71	12	13.17	13
Olsen Personalizada	12.86	15	13.67	14
Olsen (Lenstar)	12.29	14	13.67	15
Olsen Modificada	13.57	16	14.17	16
UniversIOL	14.86	17	14.33	17
Haigis Personalizada	15.71	18	16.33	18
Holladay 2	17.86	19	17.67	19

* Incluye VA del promedio aritmético, \$ No incluye VA del promedio aritmético
VA: valor absoluto

Tabla 13. Ranking consolidado de las fórmulas biométricas del subgrupo de la población con LA \geq 23 mm (n=93)

Fórmula	Promedio rankings*	Ranking consolidado*	Promedio rankings\$	Ranking consolidado\$
Barrett II Personalizada	4.57	2	4.00	1
T2 Personalizada	4.29	1	4.50	2
Panacea	5.14	3	5.83	3
Hill-RBF	5.71	4	5.83	4
SRK/T Personalizada	5.71	5	6.33	5
Holladay 1	7.14	7	6.33	6
Holladay 1 Personalizada	6.14	6	6.50	7
EVO	8.00	8	7.17	8
T2	9.43	9	8.50	9
Haigis Personalizada	9.43	10	10.00	10
SRK/T	11.00	11	10.00	11
Barrett II	11.57	12	10.83	12
Olsen Personalizada	11.86	13	12.67	13
Holladay 2	14.43	16	13.83	14
Hoffer Q	13.71	14	14.33	15
Haigis	13.86	15	14.67	16
UniversIOL	15.86	18	15.33	17
Olsen (Lenstar)	15.71	17	16.50	18
Olsen Modificada	16.43	19	16.83	19

* Incluye VA del promedio aritmético, \$ No incluye VA del promedio aritmético
VA: valor absoluto

Gráfico 1. Desempeño comparativo de las fórmulas

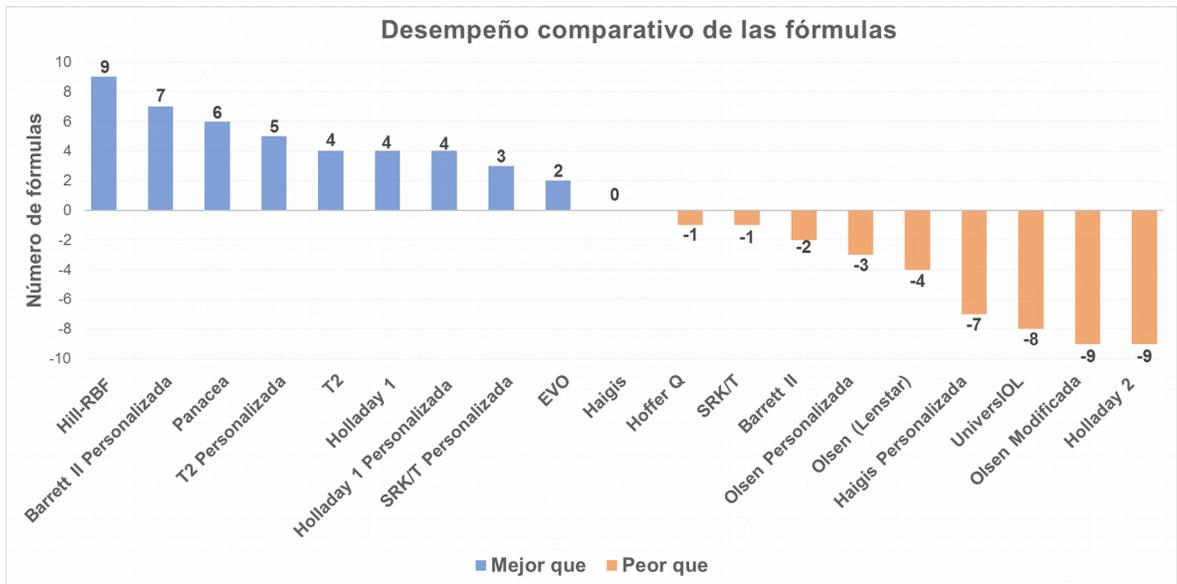


Gráfico 2. Porcentaje de casos dentro de ± 0.50 D y ± 1.00 D del resultado predicho

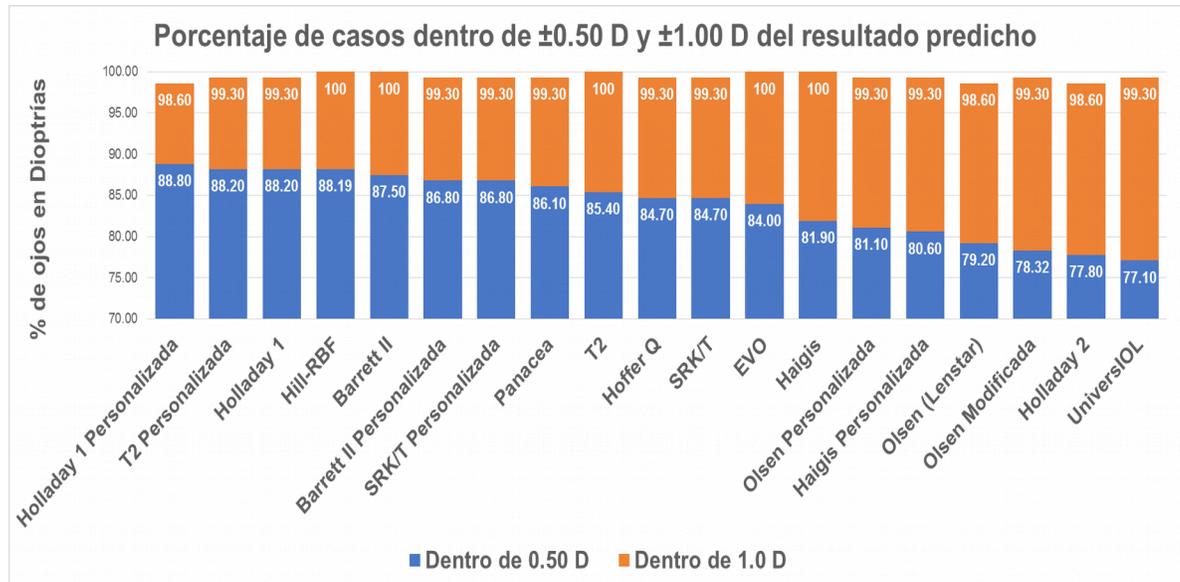


Gráfico 3. Desempeño comparativo de las fórmulas del subgrupo LA < 23 mm

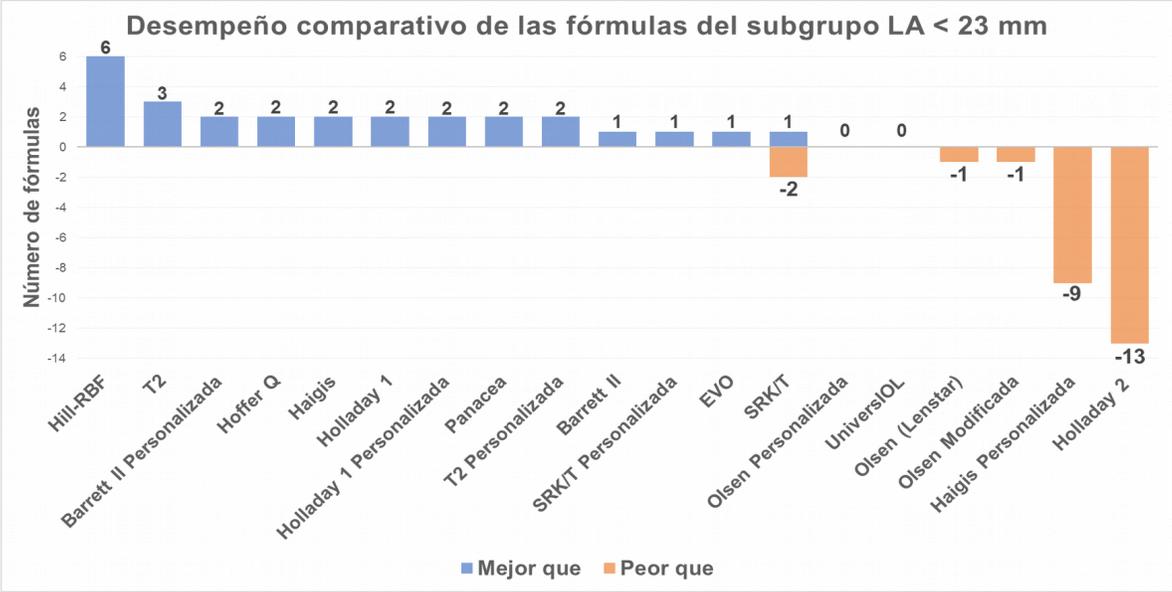


Gráfico 4. Desempeño comparativo de las fórmulas del subgrupo LA \geq 23 mm

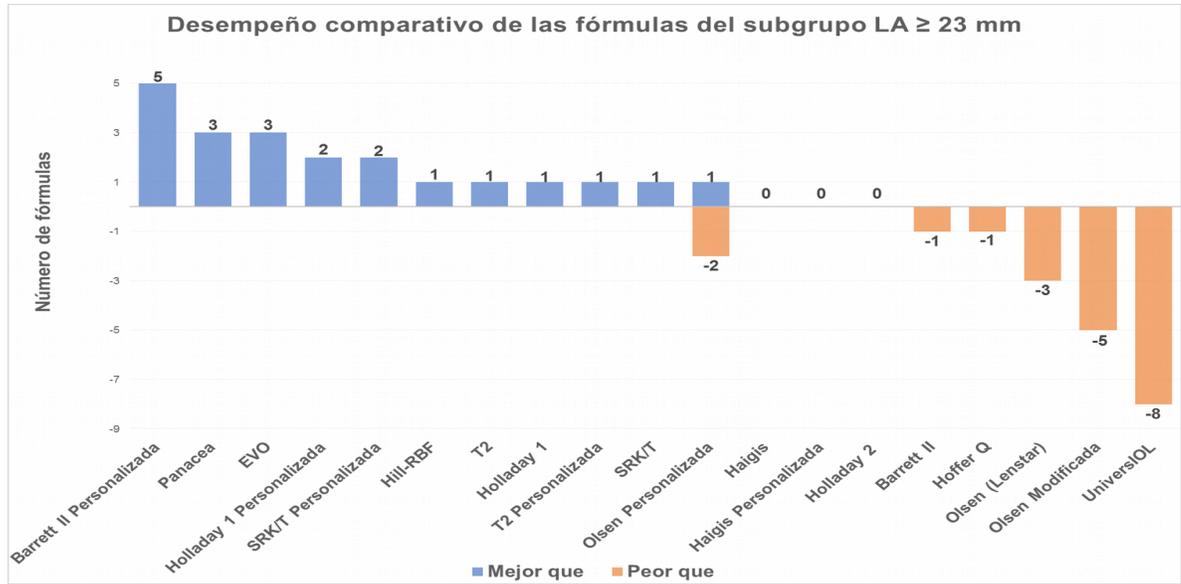


Gráfico 5. Porcentaje de casos dentro de ± 0.50 D y ± 1.00 D del resultado predicho del subgrupo LA < 23 mm

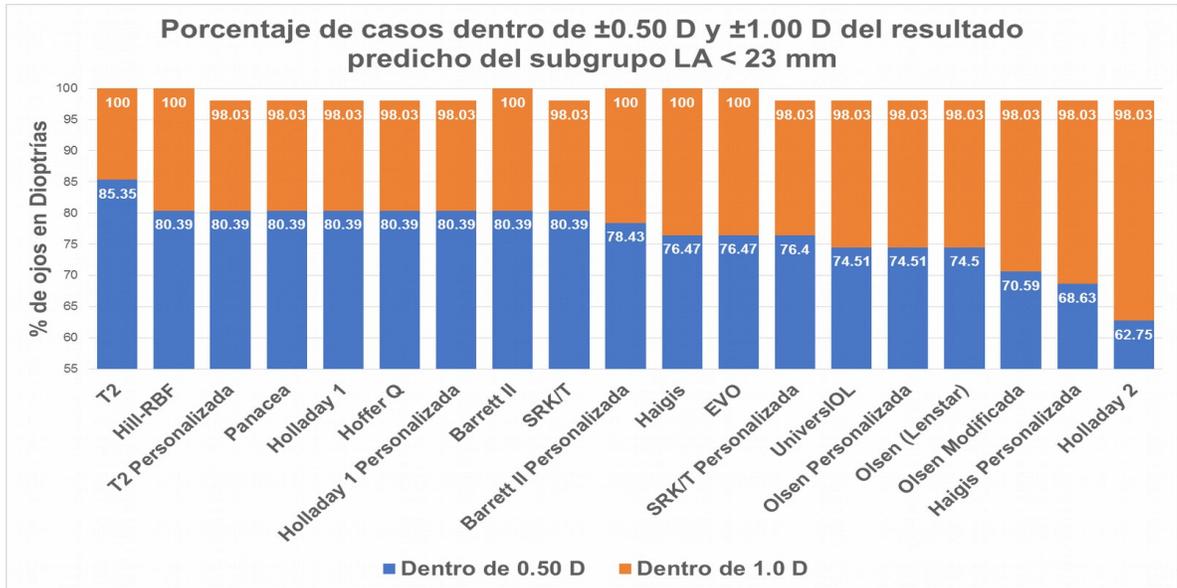


Gráfico 6. Porcentaje de casos dentro de ± 0.50 D y ± 1.00 D del resultado predicho del subgrupo LA ≥ 23 mm

