

COMPARACIÓN DEL ERROR DE PREDICCIÓN DE FÓRMULAS BIOMÉTRICAS AL IMPLANTAR LENTES INTRAOCULARES MONOFOCALES ASFÉRICOS

Presentado por:

Jessica Lorena Lapuente Guzmán
Residente de Oftalmología de IV Año

Director de proyecto de grado:

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

Dr. Virgilio Galvis Ramírez
Docente asociado Postgrado de Oftalmología
Universidad Autónoma de Bucaramanga UNAB
Oftalmólogo Supraespecialista en Segmento Anterior y Cirugía
Refractiva

Universidad Autónoma de Bucaramanga
Especialización en Oftalmología
Floridablanca, Santander

TABLA DE CONTENIDOS

Tabla de contenido

Resumen del proyecto:	3
1. Justificación:	8
2. Marco teórico:	9
3. Estado del Arte:	14
4. Objetivos	15
4.1 Objetivo General:	16
4.2 Objetivos Especificos:	16
5. Metodología	16
5.1. Tipo de estudio	16
5.2. Población.....	16
5.3. Criterios de inclusión.....	16
5.4. Criterios de exclusión	16
5.5. Calculo de tamaño de muestra	17
5.6. Muestreo.....	17
5.7. Recolección de la información	17
5.8. Plan de análisis de datos	17
5.9. Consideraciones éticas.	18
6. Resultados.....	19
7. Discusión	25
8. Conclusiones.....	28
9. Referencias bibliográficas	29
Anexos	32
ANEXO 1.....	32
Cronograma de Actividades	32
ANEXO 2.....	32
Tabla de operacionalización de variables	32

Resumen del proyecto:

Introducción

La catarata (33%) y los errores refractivos no corregidos (42%) son las principales causas de ceguera prevenible en el mundo según estadísticas de la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 2010(1). Así mismo, la discapacidad visual está presente en mayor número en las personas mayores de 50 años, grupo en el que es especialmente prevalente la catarata.

La catarata se describe como la opacificación del cristalino y la más común de ellas es la catarata senil, que se desarrolla a partir de la sexta década de la vida. A medida que se desarrolla la opacificación del cristalino, la agudeza visual empieza a disminuir paulatinamente, y de no frenarse, puede limitar la visión de manera tan importante que modifica el estilo y la calidad de vida del paciente, considerándose una discapacidad visual. Al no existir un tratamiento médico, su única alternativa de tratamiento es quirúrgica, removiendo la catarata e implantando en su lugar un lente intraocular (LIO) devolviendo así la transparencia de los medios, e idealmente, logrando un equivalente esférico neutro.

El desarrollo y la evolución de las técnicas quirúrgicas han llevado, así mismo, a un crecimiento acelerado en el desarrollo de lentes intraoculares que, hoy por hoy, brindan una gran satisfacción visual a los pacientes. Para lograr esto, es necesario tener en cuenta un gran número de factores, desde los inherentes al paciente y su anatomía, expectativas visuales, defectos refractivos previos, pasando por el equipo a utilizar, los insumos, y entre ellos, los lentes intraoculares (LIOs).

La gran mayoría de lentes intraoculares modernos son lentes esféricos cuya función es corregir las aberraciones esféricas del ojo áfaco. El tamaño de la óptica, la forma y disposición de las hápticas, el material con que se elabora, la longitud total, el sitio de implantación, el diámetro y los filtros, son unas de las muchas variables de los lentes intraoculares que están disponibles en el mercado. Así mismo, los lentes flexibles son superiores frente a su versión rígida, debido a la gran ventaja de poder ser implantados a través de una herida corneal pequeña minimizando el trauma ocular.

El lente Acrysof IQ de laboratorios Alcon, un lente plegable de copolímero de acrilato/metacrilato, esférico y biconvexo, es considerado uno de los mejores lentes disponibles en el mercado actual, razón por la cual su uso e implante ha tenido un gran auge y es de gran preferencia entre los cirujanos que a diario realizan cirugía de catarata.

Para poder brindar al paciente la mejor agudeza visual corregida (MAVC) y lograr una buena satisfacción, es necesario realizar un adecuado cálculo del poder dióptrico del lente que se debe implantar en reemplazo del cristalino que se extrae. Por ello, a lo largo del tiempo, se han desarrollado múltiples métodos para este cálculo, basándose en parámetros estandarizados de fábrica (de los LIOs), mediciones propias de la anatomía del ojo, el error

refractivo previo, entre otros. Estos métodos se denominan fórmulas biométricas, y actualmente existen múltiples maneras de calcular, de manera aproximada, el poder dióptrico del lente.

Debido a la diversidad de fórmulas y de variables que entran a formar parte del cálculo del poder del LIO, el resultado refractivo final no es exacto y los errores implícitos pueden ser despreciables. Pero en algunos casos, los errores refractivos pueden ser tan grandes que generen gran impacto en la agudeza visual y calidad de vida del paciente, lo cual nos lleva a plantearnos si existe una diferencia medible y comparable en los resultados refractivos de pacientes a quienes se les ha implantado lentes Acrysof IQ y cual de aquellas fórmulas disponibles para el cálculo del lente es la más eficaz para este tipo de lentes.

En el presente estudio se pretenden evaluar los resultados refractivos del cálculo de 8 fórmulas biométricas, realizadas previo al implante de lentes intraoculares IQ en el Centro Oftalmológico Virgilio Galvis, y compararlo con el resultado refractivo posterior a la cirugía al primer mes POP para evaluar el error de predicción de dichas fórmulas y valorar el cambio en el equivalente esférico postoperatorio de los mismos.

Metodología

Estudio de cohorte retrospectiva con datos secundarios de base de datos anonimizada de pacientes que fueron intervenidos de cirugía de catarata con implante de lente intraocular SN60WF IQ de Alcon durante los años 2015 y 2019 en el centro oftalmológico Virgilio Galvis, con longitudes axiales entre 22 y 26mm y operados por un mismo cirujano, donde se analizó el cálculo de error de predicción de fórmulas biométricas en el resultado posoperatorio.

Resultados

En la categorización por rangos dióptricos, la fórmula que mejor desempeño tuvo, con el mayor porcentaje de pacientes en el rango de error menor a 0.25D, fue Barret II seguida de Hill-RBF 3.0. Así mismo, la que peor desempeño tuvo en este rango dióptrico fue la fórmula Holladay 2 seguida de Panacea. En este rango, se encontró diferencia estadísticamente significativa entre las fórmulas Barrett II y SRK-T ($p=0.030$). No se encuentran diferencias entre Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

Se categorizaron también los resultados por porcentajes acumulados, y se encontró que la fórmula biométrica Hill-RBF 3.0 tuvo el mejor desempeño, agrupando el 92.3% de sus resultados dentro de un rango de 0.5D de error de predicción, mientras que Haigis obtuvo el menor desempeño agrupando el 83.1% de pacientes dentro del mismo rango. En la comparación dentro de este rango, se encontró diferencia significativa entre las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Haigis ($p=0.04$), y Hill-RBF 3.0 y Hoffer Q ($p=0.012$). También se encontró diferencia entre Hoffer Q y Holladay I ($p=0.021$).

En cuanto a la comparación por medianas, no hubo diferencias estadísticamente significativas entre el desempeño de Hoffer Q, Holliday I y SRK-T respecto a las demás fórmulas. Ninguna fórmula resultó superior a las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

Respecto a la comparación por medias, SRK-T y Panacea no mostraron diferencias significativas frente a las demás fórmulas. Nuevamente, ninguna fórmula resultó superior a las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

Conclusiones

De acuerdo con lo presentado en los resultados, utilizando constantes optimizadas para el LIO SN60WF de Alcon, las fórmulas biométricas que mejor desempeño presentan para el cálculo de lentes intraoculares en pacientes con longitudes axiales entre 22mm y 26 mm, de acuerdo a la media y mediana del error absoluto de predicción, la clasificación entre 0.5D de la refracción esperada, son las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Barrett II, y que de acuerdo a estos mismos parámetros, las que menor desempeño tendrían serían las fórmulas de Holladay 2 y Haigis.

En la comparación por porcentajes acumulados, la fórmula biométrica Hill-RBF 3.0 tuvo el mejor desempeño. Todas las fórmulas obtuvieron un desempeño mayor al 80%, se considera que todas las fórmulas son útiles y se pueden usar para el cálculo de lentes intraoculares.

Hay una tendencia en que Hill-RBF 3.0 y Barrett II sean mejores, pero solo con significancia estadística sobre Holladay 2, Panacea y Haigis. No se encontró una diferencia estadísticamente significativa de Hill-RBF 3.0 y Barrett II con SRK-T.

No se encontraron diferencias entre Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

SRK-T demostró no inferioridad a las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

Recomendamos el uso de la fórmula Barrett II, por su desempeño, y por estar disponible en el biómetro.

SUMMARY

Introduction

Cataract (33%) and uncorrected refractive errors (42%) are the main causes of preventable blindness in the world according to statistics from the World Health Organization (WHO) in 2010 (1). Likewise, visual impairment is present in greater numbers in people over 50 years of age, a group in which cataract is especially prevalent.

Cataract is described as opacification of the lens, being the senile cataract the most common type, which develops from the sixth decade of life. As the opacification of the lens develops, visual acuity begins to gradually decrease, and if it is not stopped, it can limit vision so significantly that it modifies the style and quality of life of the patient, being considered a visual impairment. As there is no medical treatment, the only alternative is surgery, removing the cataract and implanting an intraocular lens (IOL) in its place, thus restoring the transparency of the media, and ideally, achieving a plano refraction.

The development and evolution of surgical techniques have also led to accelerated growth in the development of intraocular lenses that, today, provide great visual satisfaction to patients. To achieve this, it is necessary to take into account a large number of factors, from those inherent to the patient and their anatomy, visual expectations, previous refractive errors, through the equipment to be used, supplies, and among them, intraocular lenses (IOLs).

The vast majority of modern intraocular lenses are spherical lenses whose function is to correct the spherical aberrations of the aphakic eye. The size of the optics, the shape and arrangement of the haptics, the material with which it is made, the total length, the implantation site, the diameter and the filters, are some of the many variables of intraocular lenses that are available in the market. Likewise, flexible lenses are superior to their rigid version, due to the great advantage of being able to be implanted through a small corneal incision, minimizing ocular trauma.

The Acrysof IQ lens from Alcon laboratories, a foldable lens made of acrylate / methacrylate copolymer, aspherical and biconvex, is considered one of the best lenses available on the current market, which is why its use and implantation is highly preferred among surgeons who perform cataract surgery on a daily basis.

In order to provide the patient with the best corrected visual acuity (BCVA) and achieve good visual satisfaction, it is necessary to perform an adequate calculation of the dioptric power of the lens to be implanted in replacement of the lens extracted. For this reason, over time, multiple methods have been developed for this calculation, based on standardized factory parameters (of IOLs), measurements of the anatomy of the eye, previous refractive error, among others. These methods are called biometric formulas, and there are currently multiple ways to calculate IOL power.

Due to the diversity of formulas and variables that are part of IOL power calculation, the final refractive result is not exact and the implicit errors can be negligible. But in some cases, refractive errors can be so big that they have a great impact on the visual acuity and quality of life of the patient, which leads us to wonder if there is a measurable and comparable difference in the refractive results of patients who had had implanted Acrysof IQ IOLs and which available formula is the most effective for this type of lens.

The present study aims to evaluate the refractive results of the calculation of 8 biometric formulas, carried out prior to the implantation of IQ intraocular lenses at the Virgilio Galvis Ophthalmology Center, and to compare it with the refractive result after surgery at the first postoperative month to evaluate the prediction error of these formulas and assess the change in the postoperative spherical equivalent.

Methods

Retrospective cohort study with secondary data from the anonymized database of patients who underwent cataract surgery with an Alcon SN60WF IQ intraocular lens implant during the years 2015 and 2019 at the Virgilio Galvis ophthalmological center, with axial lengths between 22 and 26mm and operated by the same surgeon, where the calculation of the prediction error of biometric formulas in the postoperative result was analyzed.

Results

In the categorization by diopter ranges, the formula that had the best performance, with the highest percentage of patients with prediction error less than 0.25D, was Barret II followed by Hill-RBF 3.0. Likewise, the worst performance in this diopter range was the Holladay 2 formula followed by Panacea. In this range, a statistically significant difference was found between the Barrett II and SRK-T formulas ($p = 0.030$). No differences were found between Hill-RBF 3.0 and Barrett II.

The results were also categorized by accumulated percentages, and Hill-RBF 3.0 biometric formula had the best performance, grouping 92.3% of its results within a range of 0.5D of prediction error, while Haigis obtained the lowest performance grouping 83.1% of patients within the same range. In the comparison within this range, a significant difference was found between the Hill-RBF 3.0 and Haigis formulas ($p = 0.04$), and Hill -RBF 3.0 and Hoffer Q ($p = 0.012$). A difference was also found between Hoffer Q and Holladay I ($p = 0.021$).

Regarding the comparison by medians, there were no statistically significant differences between the performance of Hoffer Q, Holliday I and SRK-T with respect to the other formulas. Neither formula was superior to Hill-RBF 3.0 and Barrett II formulas.

Regarding the comparison by means, SRK-T and Panacea did not show significant differences compared to the other formulas. Again, neither formula was superior to Hill-RBF 3.0 and Barrett II formulas.

Conclusions

According to the results, using optimized constants for the Alcon SN60WF IOL, the biometric formulas that have the best performance for calculating intraocular lenses in patients with axial lengths between 22mm and 26mm, according to the mean and median of the absolute prediction error, the classification between 0.5D of the expected refraction, are the Hill-RBF

3.0 and Barrett II formulas, and that according to these same parameters, the ones with the lowest performance would be the formulas of Holladay 2 and Haigis.

In the cumulative percentage comparison, the Hill-RBF 3.0 biometric formula performed best. All formulas obtained a performance greater than 80%, all formulas are considered useful and can be used for the calculation of intraocular lenses.

There is a trend for Hill-RBF 3.0 and Barrett II to be better, but only statistically significant over Holladay 2, Panacea, and Haigis. No statistically significant difference was found for Hill-RBF 3.0 and Barrett II with SRK-T.

No differences were found between Hill-RBF 3.0 and Barrett II.

SRK-T demonstrated non-inferiority to the Hill-RBF 3.0 and Barrett II formulas.

We recommend the use of the Barrett II formula, because of its performance, and because it is available in the biometer.

1. Justificación:

La discapacidad visual secundaria a la catarata es la causa más importante de ceguera prevenible a nivel mundial y se estima que para el año 2020 aproximadamente 30 millones de personas serán afectadas por ésta (2). El incremento progresivo en la aparición de la catarata senil obedece al envejecimiento paulatino de la población, por lo que no es de extrañar que ésta continúe afectando los adultos mayores de 50 años (3).

En la actualidad, la población mayor de 50 años sigue siendo laboral, económica y socialmente activa, por lo cual es de suma importancia brindar un diagnóstico oportuno de salud visual que permita a estos pacientes una adecuada calidad de vida y el restablecimiento de sus funciones laborales y actividad diaria. (4)(5)(6)

Para evitar la ceguera prevenible por cirugía de catarata, es fundamental brindar a la población el acceso a servicios de salud para un diagnóstico oportuno y tratamiento precoz, para así restablecer nuevamente la función visual. Actualmente, la cirugía de catarata es el procedimiento quirúrgico más realizado a nivel mundial(2), por lo cual es importante tener ciertas consideraciones para optimizar al máximo los recursos del sistema de salud.

La cirugía de catarata consiste en la extracción del cristalino opacado, y en la actualidad, su reemplazo por un lente intraocular. El fin de la cirugía es devolver transparencia a los medios que con la catarata se opacaron, e intentar brindar al paciente una corrección óptica óptima que le permita funcionar sin necesidad de uso de ayudas visuales (lentes de

contacto, gafas, lupas, entre otros); es decir, lograr que el paciente quede emétrope. Esto se realiza gracias al uso de fórmulas biométricas que permiten el cálculo de lentes intraoculares.(7)

En cuanto el cálculo del lente intraocular sea lo más preciso posible, vamos a tener un paciente satisfecho con su agudeza visual, que no requiere usar más ayudas ópticas (como gafas o lentes de contacto) para desenvolverse sin problema en todos los aspectos de su vida.

Para lograr una adecuada planeación quirúrgica, se requieren una serie de instrumentos y ayudas diagnósticas (biómetros, topógrafos, queratómetros, entre otros) que permitan tomar medidas precisas de ciertos elementos del sistema visual para que, mediante fórmulas biométricas matemáticas, se puede predecir el poder óptimo del lente a implantar(8). Sin embargo, éstas fórmulas no son del todo exactas; existen ciertas imprecisiones inherentes tanto al cálculo como a la naturaleza del paciente que puedan hacer que el objetivo de emetropía no se alcance.

Por lo anterior, es necesario evaluar estas fórmulas para determinar cuál de ellas tiene el mejor desempeño, para lograr pacientes más satisfechos y que se acerquen a la emetropía; motivo del presente estudio.(3)

2. Marco teórico:

El cristalino es una lente transparente, biconvexa, flexible, avascular y carente de inervación. Está ubicado en el segmento anterior, entre el iris y el humor vítreo, envuelto en una cápsula elástica y suspendido del músculo ciliar a través de la zónula de Zinn, lo cual le otorga movimiento para lograr la acomodación. El poder dióptrico total del cristalino suma aproximadamente 20 dioptrías (D) del total de 60 D que tiene como poder refractivo el ojo humano; esto gracias al alto contenido de proteínas (aproximadamente 35%) denominadas cristalininas (α, β, γ), lo que le otorga un índice refractivo muy alto. (9)

El diámetro anteroposterior (AP) así como el diámetro ecuatorial continúan creciendo a través de la vida, siendo el diámetro AP de aproximadamente 3 mm en el nacimiento, y llegando hasta aproximadamente 6 mm en un adulto mayor. Esto se debe a que células epiteliales en el ecuador del cristalino continúan dividiéndose durante toda la vida y se degeneran en fibras cristalinianas. Estas se depositan y compactan en forma concéntrica, rodeando el núcleo embrionario, ubicándose las fibras más nuevas hacia la corteza. Así mismo, el peso del cristalino al nacer es de aproximadamente 90 gramos, llegando a pesar aproximadamente 250 mg en su etapa senil. (9)(10)

Las funciones del cristalino son, en primera medida, actuar como una lente que converge los haces de luz que provienen del infinito óptico en la mácula; esto hace que un objeto lejano se visualice adecuadamente. Mientras que para un objeto cercano, es necesario utilizar el poder acomodativo del sistema visual, el cual, mediante la contracción del músculo ciliar, se ejerce una relajación de la zónula sobre la cápsula anterior del cristalino, permitiendo que éste se abombe, incrementando su diámetro anteroposterior y de esta manera aumente su poder convergente.(10)

La catarata se define como la opacificación del cristalino. El término *catarata* proviene de la traducción que Constantino el Africano hizo del árabe al latín del término “nusul-el-ma”, que significa caída de agua. En la antigua India se pensaba que la coloración blanquecina o café provenía de un “humor” que caía del cerebro, observación que hicieron los griegos y que bautizaron como “hypochisis”.(9)

La catarata senil es el resultado del proceso natural de envejecimiento del cristalino que ocurre a partir de la sexta década de vida, aproximadamente. En este proceso, el lente natural ocular pierde progresivamente su transparencia, aumenta su masa y pierde su capacidad de acomodación, impidiendo así que se forme una imagen adecuada en la retina que pueda ser interpretada por la vía óptica.

El hecho que el cristalino sea metabólicamente activo, hace que su principal sustrato energético sea la glucosa obtenida a través de la glucólisis anaeróbica. Sin embargo, un porcentaje se obtiene a través de la glucólisis aeróbica donde mediante la oxidación, hay liberación de radicales libres del oxígeno como el peróxido de hidrógeno, los radicales hidroxilos y los radicales superóxido los cuales inducen cambios pigmentarios y alteraciones estructurales en las cristalininas. Aún así, el cristalino tiene una alta concentración de antioxidantes que compensan estos cambios, pero estos van disminuyendo a partir de la quinta década de vida.(10)

La clasificación de las cataratas depende principalmente de si son congénitas o adquiridas; estas últimas pueden ser de origen traumático, tóxico (fármacos, radiaciones, diabetes) o senil.

Debido a que la mayor parte de las cataratas que encontramos en nuestra práctica son las seniles, se vio la necesidad de crear un sistema de clasificación estandarizado, que por medio de la visualización de sus características, se pudiese describir de la manera más objetiva posible. Dentro de los sistemas más conocidos en nuestro medio están el BCN10 propuesto por el grupo del Instituto Barraquer, el Wisconsin System, y el Lens Opacities Classification System, o LOCS por sus siglas en inglés, cuya última versión (III) es la más aceptada; entre otros. Los elementos que tienen en cuenta son el color y la opalescencia nuclear, la opacidad cortical y la subcapsular posterior. (11)

A través de la historia se han ideado diversas formas de tratar la opacidad del cristalino, tales como el uso de suplementos vitamínicos, antioxidantes, colirios, pero el único tratamiento definitivo, es la cirugía de catarata.

El abatimiento consiste en la luxación de la catarata hacia la cavidad vítrea, y fue el primer procedimiento descrito para tratar la catarata, realizado por Susrata, un cirujano hindú, hacia el siglo V antes de Cristo. En este procedimiento se realizaba una punción en el limbo esclerocorneal temporal con un objeto punzante, empujando la catarata hacia atrás. Desde entonces, el resultado visual era considerado como indicador de éxito de la cirugía, preguntado al paciente si después de dicho procedimiento éste percibía las formas. Sin embargo, múltiples complicaciones como endoftalmitis, uveítis, glaucoma secundario, hemorragia intraocular o desprendimiento de retina eran desenlaces catastróficos de un procedimiento tan artesanal. (9)

Cabe destacar que este procedimiento se realizó hasta aproximadamente el siglo XIX dC. Sin embargo, a principios del siglo XVIII se empiezan a describir incisiones corneales inferiores para extraer cataratas abatidas a cámara anterior, dando paso a un nuevo procedimiento: la extracción intracapsular del cristalino. Posteriormente, Jacques Daviel, en el mismo siglo, describe la forma de luxar las cataratas a cámara anterior a través de una ruptura en la cápsula anterior, desarrollando instrumentos para su realización. (9)

Algunos hechos, que hoy son fundamentales para la cirugía de catarata, transcurrieron durante el siglo XIX, tales como la creación de una incisión corneal superior, el uso de midriáticos, la creación de iridectomías, la técnica intracapsular, el uso de anestesia general, la anestesia tópica, entre otras, que permitirían el establecimiento de la oftalmología como una rama de la medicina y no como una práctica artesanal realizada por barberos. Aún así, el número de complicaciones solía ser elevado y los resultados visuales inciertos y poco cuantificables. (9)

Ya en el siglo XX Kelman utiliza un aparato que se encarga de triturar, mediante energía ultrasónica, la catarata en su saco capsular, dando paso a una nueva era en la cirugía oftalmológica que cambiaría drásticamente el pronóstico y la tasa de complicaciones, y permitiría un avance a pasos agigantados la evolución y desarrollo tecnológico de la cirugía ocular: la facoemulsificación. (9)

Sea cual fuese la técnica empleada, el ojo terminaba áfaco, es decir, sin en el lente natural (cristalino) y por ello con un defecto refractivo residual importante que podría limitar sus actividades. Pese a que se habían devuelto la transparencia de medios, carecían de una lente que enfocase los rayos de luz en la retina.

Hacia el siglo XVI, en Europa se empieza a hablar de uso de anteojos en pacientes operados de catarata, pero cae en desuso hasta probablemente el siglo XVIII donde nuevamente se encuentran datos de su uso. En ese mismo siglo, Tadini usa esferas de vidrio para

implantarlas dentro del ojo e intentar devolver algo de agudeza visual, pero sin tener un resultado satisfactorio.

Sin embargo, fue en 1948 cuando Sir Harold Ridley, por primera vez, implanta una lente intraocular en un ojo humano. Esta idea surgió de observar los pilotos de guerra quienes sufrían accidentes con incrustaciones de los parabrisas (fabricados a partir de polimetilmetacrilato, o PMMA, un material plástico) de sus aviones en sus ojos y no generaban reacción alguna. (9)

A partir de este hecho surgieron diversos modelos, materiales y formas de lentes intraoculares. La evolución de los mismos se fue dando, irónicamente, secundaria a la cantidad de complicaciones que surgían de cirugía, como el incremento de la presión intraocular, la iritis, la inflamación, endoftalmitis, entre otras.

Inicialmente, la fijación de las LIOs se realizaban en la cámara anterior, ya que no se contaba con el uso del saco capsular como asiento de la misma. Por ello se desarrollaron los lentes de apoyo angular, que rápidamente entraron en desuso por las complicaciones que se presentaban con su implante. También se usaron de fijación iridiana, que fueron los precursores de los lentes iris claw que actualmente se utilizan en ciertas cirugías para la corrección de afaquia, e incluso en pacientes fáquicos con defectos refractivos.

El implante de los LIOs en saco capsular permitió un gran salto en la evolución de las lentes, permitiendo que el resultado visual sea cada vez mas óptimo, de alta calidad y brindando beneficios adicionales con su implantación, tales como el uso de cromóforos que filtran distintos espectros de luz para mitigar el daño en la retina, la disposición de diferentes zonas refractivas en una misma lente que permiten el empleo de diferentes distancias visuales en las lentes multifocales, el uso de materiales que disminuyen la opacificación de la cápsula posterior y la aglutinación protéica sobre la superficie de los lentes, entre otros. (14)

La casa matriz Alcon es ampliamente reconocida por su capacidad de innovación y desarrollo de tecnologías en oftalmología, y uno de sus lentes insignia es el lente de referencia SN60WF o IQ. Se trata de una lente monofocal, esférica, con adición de cromóforos que filtran los espectros luz azul y ultravioleta, de material acrílico, con un diseño de hápticas C-Loop modificado, con un diámetro óptico de 6 mm, un diámetro total de 13 mm y con un rango de dioptrías esféricas que varía desde 6 a 30.(15)

Para poder calcular el poder del lente a implantar en caso de una cirugía de catarata, es necesario tener en cuenta diversas características y medidas de los ojos para su uso en ciertas fórmulas, denominadas fórmulas biométricas.

La longitud axial, la posición efectiva del lente, la profundidad de la cámara anterior, la refracción, la curvatura y poder corneal, entre otras, son variables que inciden en el cálculo de la lente intraocular.

Estas variables se pueden medir gracias al uso de instrumentos especializados que emplean diversas tecnologías para estas mediciones, como el ultrasonido y la biometría óptica.

El ultrasonido utiliza un transductor compuesto por cristales de cuarzo que convierten la energía eléctrica en ondas ultrasónicas que viajan a distintas velocidades dependiendo del medio por donde el sonido transcurra. Este transductor puede usarse por contacto o mediante inmersión en algún líquido (solución salina) que evita el toque con la córnea y disminuye el factor de aplanación que ejerce el operador del aparato.

Esta técnica se empleó ampliamente para la medición de la longitud axial. Sin embargo, entró en desuso a finales del siglo XX, gracias al empleo de la biometría óptica, una nueva tecnología que se basa en la medición de la reflexión de dos haces de luz infrarroja que se proyectan sobre el ojo, con una resolución hasta 9 veces superior al ultrasonido y mucho más reproducible, veloz y menos operador dependiente. (16)(21)

Su mayor limitación radica en que cuando los medios no son transparentes, estos haces de luz no pueden penetrar los tejidos y no es posible obtener una medición acertada de la longitud axial. En este caso, es necesario recurrir a la biometría por inmersión, aunque su medición no se acepta como exacta.

En el caso del presente estudio, se usó el biómetro IOL Master versión 700 de la casa comercial Carl Zeiss Meditec, que combina la interferometría óptica con la tecnología de fuente de barrido (Swept Source) para dar como resultado escaneos en modo B ópticos (sección transversal óptica) para la medición de diversos parámetros, garantizando una adecuada alineación por la detección foveal y permitiendo evaluación de las estructuras anatómicas bidimensionales. (17)

Uno de los datos que no es posible obtener mediante medición directa con los biómetros es la posición efectiva del lente (ELP, por sus siglas en inglés), la cual debe ser inferida, y por no ser una medición reproducible, suele ser uno de los ítems donde ocurren errores en el cálculo de los lentes.

La creación de fórmulas teóricas que permitieran calcular adecuadamente el poder del lente a implantar iniciaron gracias a Fyodorov en 1967, quien ideó una fórmula teórica que tenía en cuenta la medición de la longitud axial y la queratometría para el implante de lentes en cámara anterior.

De ahí en adelante empezaron la creación de diversas fórmulas teóricas y empíricas buscando la que más se acercara a la emetropía.

Las fórmulas teóricas de primera generación asumen la ELP basada en una constante del fabricante del LIO. A este grupo pertenecen las fórmulas de Colenbrander (1972), Hoffer (1974), Van der Heijde (1975) y Binkhorst I (1976). (9)

En las fórmulas teóricas de segunda generación, la ELP variaba según la longitud axial, en tanto que a mayor longitud axial, mayor era la ELP. A este grupo pertenecen Binkhorst II (1981), Shammas (1982) y Hoffer (1984). (9)

En un intento de mejorar los resultados obtenidos, principalmente en ojos muy largos o muy cortos, se realizaron también las fórmulas de regresión. Retzlaff, Sanders y Kraff en 1980 crean la fórmula SRK I. Manipulando la constante A, realizan un nuevo análisis de regresión creando la fórmula SRK II en 1988. (9).

Las fórmulas teóricas de tercera generación, que sean probablemente las que más se utilicen a nivel mundial, tienen en cuenta el poder corneal central y la longitud axial para predecir la ELP. Así, Holladay I (1988), SRK-T en 1990 (es una fórmula teórica a diferencia de sus predecesoras), y Hoffer Q (1992) tienen una buena capacidad de predecir la ELP en ojos con longitud axial normal (entre 22 y 26 mm). (18)

Las fórmulas de cuarta generación suelen usar más determinantes, a parte de la longitud axial y el poder corneal, para el cálculo del LIO. Entre ellos, Olsen que usa la ACD y el espesor del cristalino (LT, por sus siglas en inglés) o el caso de la fórmula Holladay II que basa sus cálculos en la longitud axial, la queratometría, el diámetro blanco – blanco (WTW, por sus siglas en inglés), la ACD preoperatoria, el LT, la edad y el género del paciente. Hill – RBF 2 y Barrett II son fórmulas que incluyen la medición de la ACD para incrementar la precisión de la medición. Cabe resaltar también que éstas fórmulas fueron basadas en el uso de lentes SN60WF de Alcon.(18)(19). Kane, Barrett II y Haigis también son consideradas de cuarta generación.

Kabela en su trabajo demostró que el uso de la fórmula SRK/T tenía un buen desempeño en ojos cuya longitud axial fuera entre 22 y 24.6 mm con pocas sorpresas refractivas.(12)

Roberts y su grupo publicaron en los años 2017 y 2018 demostraron que las fórmulas Hill RBF y Barrett II fueron eficaces en la predicción de la refracción objetivo y el cálculo del lente intraocular (23)(28). El grupo de Wan y colaboradores publicaron un estudio similar, donde comparaban diferentes fórmulas biométricas en ojos con miopía elevada por longitud axial, y determinaron que las fórmulas de Barret y Hill – RBF 2 fueron más precisas frente a Haigis, SRK/T, Hoffer y Holladay I. (18)

3. Estado del Arte:

El cálculo de la lente intraocular cada vez se acerca más a la satisfacción del cirujano y el paciente. Mediante la evolución de la tecnología, tanto en el campo de instrumentos de

medición, diseño de lentes intraoculares como en el ajuste de fórmulas biométricas y creación de nuevas fórmulas, se ha logrado obtener cada día un resultado más fiel a la emetropía. Sin embargo, no se ha encontrado la piedra angular de la cirugía de catarata, que cada día se torna más exigente y se semeja más a una cirugía refractiva.

La evolución de los instrumentos de medición ha sido uno de los puntos clave en el estudio preoperatorio de los pacientes, logrando realizar mediciones reproducibles y más precisas. La biometría óptica es ahora el estándar de la medición ocular en cirugía de catarata, y desde la creación del IOL Master por la casa comercial Zeiss, se han creado otros biómetros con tecnología similar. Diversos estudios han comparado su rendimiento. (26)

Ventura y su grupo de colaboradores, al igual que Kongsap realizaron estudios comparando el IOL Master 500, contra los equipos Galilei G6 y Tomey OA-2000 con resultados de medición comparables. (24)(25)

Hoffer y su grupo realizaron un estudio comparando los biómetros ópticos de Lenstar LS-900 y IOL Master 700, sin encontrar diferencias significativas en su desempeño. De igual manera, el grupo coreano de Song y colaboradores, describieron recientemente que el resultado refractivo entre los biómetros IOL Master 500, IOL Master 700 y Lenstar LS-900 no mostró diferencias significativas. (27)(33)

Respecto a las fórmulas biométricas, aún se acepta que las fórmulas de tercera generación son las más usadas a nivel mundial. Las fórmulas teóricas de primera y segunda generación no son utilizadas debido a su imprecisión en el cálculo de lentes.

SRK/T ha tenido un buen desempeño en ojos con longitudes axiales normales (12). El error de predicción absoluto de SRK/T, Holladay 1, y Hoffer Q es comparable, con ligero mejor desempeño Holliday I. Hoffer Q es mas acertada en ojos pequeños. Hasta ahora, de las nuevas fórmulas, la que ha demostrado ser las más eficaz es la Barrett Universal II. (28)(33)

Los retos más importantes a la hora de realizar cirugía de catarata, son aquellos casos donde el cálculo se vuelve más impredecible, como en la población pediátrica, donde el crecimiento y la longitud axial son variables, los pacientes con antecedente de cirugía refractiva, puesto que su poder corneal anterior está alterado por la manipulación quirúrgica, y en las ectasias corneales, por la alteración de la arquitectura normal de la córnea y la posibilidad de progresión de la enfermedad. (33).

Por ello, la optimización y personalización de las constantes, harán que el funcionamiento de las fórmulas cada vez sea más óptimo y sea el camino al que evolucionen estos cálculos, y la cirugía de catarata en general.

4. Objetivos

4.1 Objetivo General:

- Determinar los errores de predicción absolutos de 8 fórmulas biométricas en ojos operados con lentes intraoculares monofocales (IQ).

4.2 Objetivos Específicos:

- Comparar los errores de predicción aritméticos y absolutos de las fórmulas biométricas utilizando constantes optimizadas.
- 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, así como el porcentaje de ojos dentro de un rango de 0,25, 0,50, 0,75 Dioptrías y 1 dioptría de la refracción esperada.

5. Metodología

5.1. Tipo de estudio

Cohorte retrospectiva con datos secundarios de base de datos anonimizada.

5.2. Población

Pacientes que fueron intervenidos de cirugía de catarata con implante de lente intraocular SN60WF de Alcon durante los años 2015 al 2019 en el centro oftalmológico Virgilio Galvis.

5.3. Criterios de inclusión

- Biometría ocular preoperatoria realizada con el IOL Master 700 con la refracción meta siendo la más cercana a la emetropía.
- Longitud axial entre 22 y 26 mm.
- Datos de refracción postoperatoria al menos 1 mes luego de la cirugía
- AV con corrección postoperatoria de 20/40 o mejor

5.4. Criterios de exclusión

- Opacidad de medios postoperatoria.
- Glaucoma
- Degeneración macular relacionada con la edad
- Cilindro preoperatorio mayor de 2 Dioptrías
- Complicaciones intraoperatorias / posoperatorias

- Cirugía Refractiva previa
- Procedimientos combinados

5.5. Cálculo de tamaño de muestra

El presente estudio es un estudio censal por lo que no se realizó cálculo de tamaño de muestra

5.6. Muestreo

El presente estudio es un estudio censal por lo que no se realizó muestreo

5.7. Recolección de la información

En el consultorio Oftalmológico se realiza durante la atención clínica de los pacientes una base de datos con el fin de realizar el seguimiento de los mismos, dicha base de datos se exportó anonimizada de manera irreversible, siendo identificado el paciente únicamente con un número secuencial.

5.8. Plan de análisis de datos

Se realizará un análisis de las variables una vez se tengan tabuladas en el programa de Excel, con el manejo adecuado de los datos privados de los pacientes.

El error de predicción del resultado refractivo calculado para el lente implantado por cada una de los métodos se determinará de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$\text{Error de predicción} = \text{refracción postoperatoria} - \text{refracción predicha}$$

Se determinarán así los valores aritméticos del error de predicción. Adicionalmente, se analizarán las magnitudes absolutas de ese error.

Se tabularán los resultados y se realizará una clasificación de cada fórmula de acuerdo al desempeño en cuanto a los valores del promedio, la desviación estándar y la mediana de los valores absolutos de los errores de predicción, así como el porcentaje de ojos dentro de un rango de 0,25, 0,50, 0,75 Dioptrías y 1 dioptría de la refracción esperada.

Además, los errores de predicción se compararan entre ellos para estimar las diferencias entre estos y con la refracción esperada mediante la t de Student o Wilcoxon pareada según la distribución de frecuencias. El nivel de significancia del estudio será del 5%.

5.9. Consideraciones éticas.

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

Principio de *no maleficencia*: no se afecta, dado que es un estudio observacional, analítico de una cohorte, retrospectivo en donde no se producirá daño hacia los pacientes involucrados en el estudio, no se modificó medicación ni se indagó personalmente o por medio de llamadas telefónicas acerca de información sensible.

Principio de *Autonomía*: no se afecta, ya que en este estudio retrospectivo, los eventos evaluados ya fueron desarrollados y no se afectó la toma de decisiones por parte de los pacientes involucrados. Para proteger la información confidencial, sensible y la intimidad de los pacientes, los investigadores conocieron sólo el número seriado de los CRF. Desde el principio de la recolección de los datos nunca se tuvo en cuenta el nombre, número de identificación o de la historia clínica y no se incluyó en ningún formato de recolección ni registro electrónico vinculado a la investigación.

Principio de *Justicia*: no se afecta, ya que no se expuso a los individuos a una situación de riesgo real o potencial y no se sacó ventaja de ninguna situación de vulnerabilidad legal o de subordinación académica o laboral de los pacientes con motivo de ésta investigación.

Principio de *Beneficencia*: no se afecta, ya que es un estudio observacional. Los beneficios para este tipo de pacientes son indirecto y derivado de las ventajas potenciales que podrían resultar de la obtención de nuevo conocimiento que favorecería a un mejor tratamiento de los pacientes.

Este tipo de estudio ya ha sido realizado previamente en seres humanos sin que generen un daño potencial o real al grupo evaluado.

Siendo esta una investigación sin riesgo basada en registros electrónicos secundarios anonimizados de manera irreversible, según la Resolución 008430 de Octubre 4 de 1993, Artículo 16, Parágrafo 1, el comité de ética dispensa al investigador del diligenciamiento del consentimiento informado.

Ésta investigación es producida y fue ejecutada por Médicos, especialistas en Oftalmología, Médicos residentes, y Médicos epidemiólogos, quienes tienen experiencia en el manejo de las patologías de los sujetos a evaluar, además del conocimiento para la ejecución de este tipo de proyectos.

La recolección de datos se realizará una vez el comité de ética de FOSCAL de su autorización expresa para ello.

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

6. Resultados

Se analizaron datos de 655 pacientes operados por un único cirujano entre enero de 2015 a diciembre de 2019, con implante de lente SN60WF de Alcon en el Centro Oftalmológico Virgilio Galvis.

Se excluyeron 513 registros aplicando los criterios de exclusión para este estudio, los cuales se resumen en la tabla 1.

Tabla 1. Número de pacientes y razón de su exclusión; N = 513

CRITERIO DE EXCLUSIÓN	Número (N)
Sin datos de refracción al mes postoperatorio	155
Patología ocular previa	115
Biometría calculada por biómetro diferente al IOL Master 700	68
AV POP < 20/40	50
Cirugía ocular previa	36
Sin datos de Historia Clínica	15
LA < 22mm >26 mm	26
Datos incompletos	11
Procedimientos Combinados	18
Cirugía complicada	6
Calculo para visión próxima	2
Cilindro preoperatorio >2 dioptrías	6
Lente implantado diferente a IQ monofocal	5
Total	513

Se evaluaron un total de 142 ojos de 121 pacientes. La edad promedio y la desviación estándar fue 71.4 +/- 12.3 (43.2-89.6), 85 ojos correspondieron a mujeres (59,9%) y la distribución entre ojos derecho e izquierdo fue similar (OD 50.7% vs. OI 49.3%).

Tabla 2. Características de la población estudiada.

		Frecuencia	Porcentaje
SEXO	Hombre	57	40,1
	Mujer	85	59,9
	Total	142	100,0
Ojos	Derecho	72	50,7
	Izquierdo	70	49,3
	Total	142	100,0

Fuente: Elaboración propia.

De cada uno de los pacientes, se tomaron los datos a partir del biómetro IOLMaster 700 y se tabularon. Las características biométricas se resumen en la tabla 3.

Tabla 3. Características biométricas de la población

PARÁMETRO	MEDIA	RANGO
Longitud axial (mm)	23.5 +/- 0.8	22.03-25.73
Profundidad cámara anterior (mm)	3.1 +/- 0.4	2.26-3.90
Queratometría promedio (D)	43.66 +/- 1.42	39.79-48.15
Grosor corneal central (μm)	550.3 +/- 30.9	432-652
Grosor del cristalino (mm)	4.58 +/- 0.39	3.49-5.42
Diámetro corneal (mm)	11.96 +/- 0.41	10.90-13.40

En el plan de análisis original, se postuló el análisis de 8 fórmulas biométricas, pero debido a la disponibilidad de 7 de las fórmulas preinstaladas en el biómetro [SRK II (T2), Barrett II, Hoffer Q, Haigis, Holladay I, Holladay II y SRK-T], sumadas a las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Panacea que ofrecen su calculador gratuito online, se decidió usar 9 fórmulas. La tabla 4 resume el desempeño de las 9 fórmulas biométricas utilizadas en el estudio, detallando la constante optimizada del lente (se utilizaron constantes optimizadas a partir de la base de datos ULIB), el valor en dioptrías de la media aritmética del error de predicción, la media del error absoluto de predicción, y la mediana (P50) del error absoluto.

Tabla 4. Desempeño de las diferentes fórmulas biométricas usando constantes optimizadas

FÓRMULA	CONSTANTE LENTE	MEDIA ERROR PREDICCIÓN ARITMÉTICA	MEDIA ERROR ABSOLUTO	MEDIANA ERROR ABSOLUTO
Hill - RBF 3.0	A= 119.0	0.006 +/- 0.314 (-0.745 - 1.100)	0.255 +/- 0.182 (0.005 - 1.1)	0.225
T2 (SRK-T modificada)	A= 119.0	0.016 +/- 0.321 (-0.795 - 0.880)	0.264 +/- 0.182 (0.10 - 0.880)	0.243
Barrett II	LF= +1.88 DF= +5.0	0.058 +/- 0.330 (-0.705 - 1.080)	0.264 +/- 0.204 (0.01- 1.08)	0.220
Hoffer Q	ACD= +5.64	-0.061 +/- 0.350 (-0.805 - 0.990)	0.292 +/- 0.201 (0 - 0.990)	0.250
Haigis	a0= -0.769 a1= +0.234 a2= +0.217	-0.055 +/- 0.361 (-0.750 - 1.410)	0.296 +/- 0.212 (0 - 1.4)	0.265
Holladay I	ULIB SF 1,84	-0.016 +/- 0.324 (-0.815 - 0.950)	0.269 +/- 0.180 (0.010 - 0.950)	0.260
Holladay 2	IOL MASTER ACD +5.601	-0.095 +/- 0.342 (-0.875 - 0.775)	0.300 +/- 0.188 (0.01 - 0.875)	0.285
SRK-T	A= 119.0	0.042 +/- 0.34 (-0.835 - 0.875)	0.279 +/- 0.198 (0 - 0.875)	0.253
PANACEA	A= 119.0	-0.090 +/- 0.328 (-1.155 - 0.640)	0.286 +/- 0.183 (0 - 1.155)	0.270

Los promedios aritméticos son un indicador que las constantes funcionan bien, y que la diferencia es menor a 0.1 de la refracción predicha.

Se categorizó además el porcentaje de ojos que, cuya diferencia en la refracción esperada frente a la refracción real, estaba dentro de un rango de 0.25, 0.50, 0.75 Dioptrías y 1 dioptría, los cuales se resumen en la Tabla 5.

Tabla 5. Categorización de las fórmulas según el error absoluto en porcentaje (%)

FÓRMULA	0.0D – 0.25D %	0.26D – 0.50D %	0.51D – 0.75D %	0.76D – 1.0D %	>1.0D %
Hill - RBF 3.0	57,04	35,21	7,04	0,00	0,70
T2 (SRK-T modificada)	53,52	35,21	9,15	2,11	0,00
Barrett II	60,56	26,76	10,56	1,41	0,70
Hoffer Q	51,41	32,39	13,38	2,82	0,00
Haigis	47,89	35,21	14,08	2,11	0,70
Holladay I	49,30	40,14	9,15	1,41	0,00
Holladay 2	45,07	42,25	9,86	2,82	0,00
SRK-T	50,70	37,32	9,15	2,82	0,00
PANACEA	45,77	42,96	9,15	1,41	0,70

Para poder comparar los resultados en porcentajes acumulados, se realizó test de Q de Cochran, el cual mostró una diferencia estadísticamente significativa en el grupo de 0,0 a 0,25D ($p=0.005$). Posteriormente, se realiza prueba de McNemar donde se reporta diferencia significativa entre las fórmulas Barrett II y SRK-T ($p=0.030$). No se encuentran diferencias entre Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

Adicionalmente, se categorización según el porcentaje acumulado en la tabla 6.

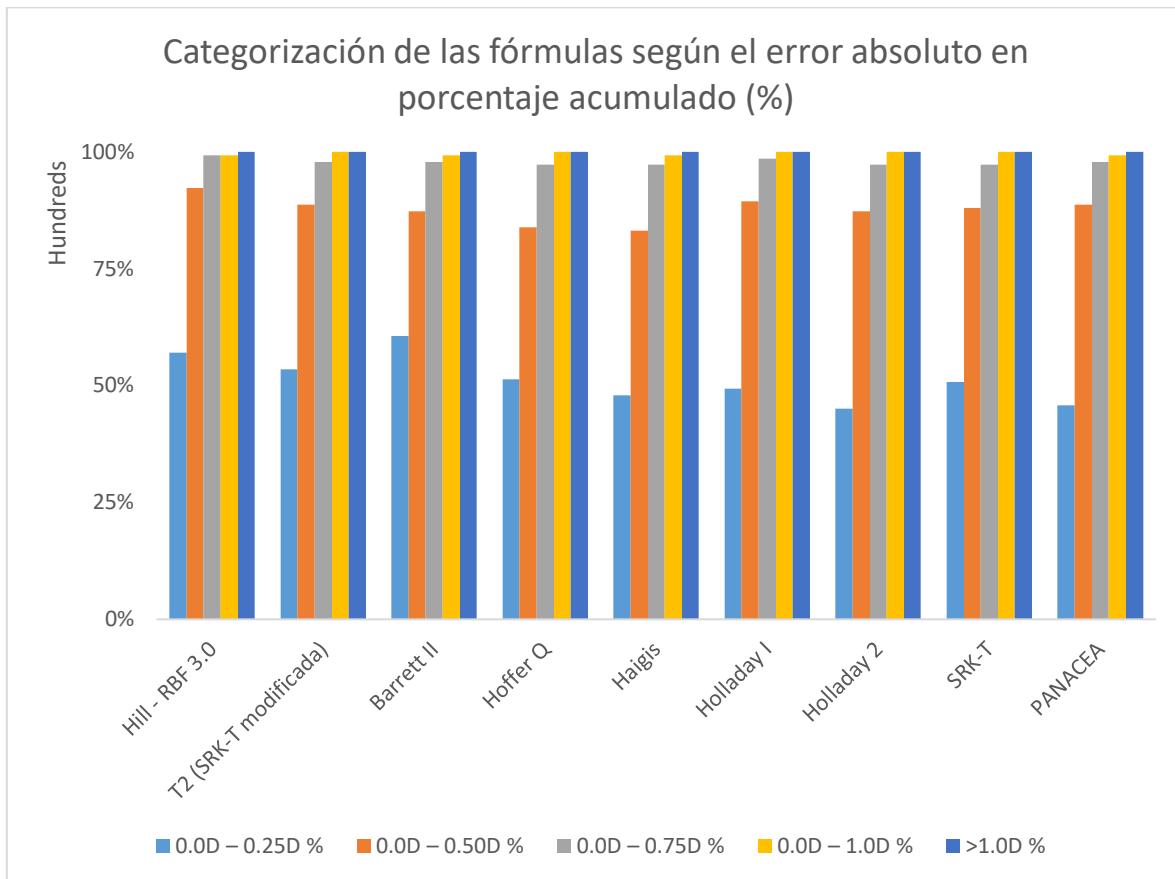
Tabla 6. Categorización de las fórmulas según el error absoluto en porcentaje acumulado (%)

FÓRMULA	0.0D – 0.25D %	0.0D – 0.50D %	0.0D – 0.75D %	0.0D – 1.0D %	>1.0D %
Hill - RBF 3.0	57,0	92,3	99,3	99,3	100,0
T2 (SRK-T modificada)	53,5	88,7	97,9	100,0	100,0
Barrett II	60,6	87,3	97,9	99,3	100,0
Hoffer Q	51,4	83,8	97,2	100,0	100,0
Haigis	47,9	83,1	97,2	99,3	100,0
Holladay I	49,3	89,4	98,6	100,0	100,0
Holladay 2	45,1	87,3	97,2	100,0	100,0
SRK-T	50,7	88,0	97,2	100,0	100,0
PANACEA	45,8	88,7	97,9	99,3	100,0

Para poder comparar los resultados en porcentajes acumulados, se realizó test de Q de Cochran, indicando una diferencia estadísticamente significativa en el grupo de 0,0 a 0,50D ($p=0,037$). Posteriormente, se realiza prueba de McNemar donde se reporta diferencia significativa entre las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Haigis ($p=0.04$), y Hill-RBF 3.0 y Hoffer Q ($p=0.012$). También se encontró diferencia entre Hoffer Q y Holladay I ($p=0.021$).

Para entender mejor la proporción, en la figura 1 se resumen de manera gráfica los porcentajes acumulados.

Figura 1. Categorización de las fórmulas según el error absoluto en porcentaje acumulado



Para poder realizar la comparación entre las fórmulas, se utilizaron los valores del error absoluto (medias, medianas). Se revisó el cumplimiento de normalidad de las variables error absoluto de las fórmulas Hill-RBF 3.0, SRK II (T2), Barrett II, Hoffer Q, Haigis, Holladay I, Holladay II y SRK-T y Panacea mediante el test Kolmogorov-smirnov, aquellas con normalidad se realizó el test de T Student pareado y las no normales se realizó el test de rango de Wilcoxon.

Con el Test Friedman se evidenció que si existen diferencias entre comparación de la mediana del error absoluto entre la formulas ($p=0,012$)

Para realizar la comparación de las medianas del error absoluto de las fórmulas, se realizó el test de rango de Wilcoxon pareadas (comparación de medianas), ya que al realizar el test de Kolmogorov-smirnov se observó que no cumplen normalidad.

Tabla 7. Comparación del error absoluto con el test de Wilcoxon pareado. (Medianas).

	MedEA	HILL-RBF	T2	BARRETT II	HOFFER Q	HAIGIS	HOLLADAY 1	HOLLADAY 2	SRK-T	PANACEA
HILL-RBF	0.225	1								
T2	0.243	0,00	1							
BARRETT II	0.220	0,54	0,55	1						
HOFFER Q	0.250	0,11	0,50	0,20	1					
HAIGIS	0.265	0,92	0,07	0,66	0,86	1				
HOLLADAY 1	0.260	0,19	0,67	0,72	0,56	0,15	1			
HOLLADAY 2	0.285	0,12	0,01	0,01	0,36	0,50	0,01	1		
SRK-T	0.253	0,78	0,13	0,12	0,68	0,70	0,32	0,23	1	
PANACEA	0.270	0,00	0,59	0,04	0,13	0,00	0,16	0,16	0,46	1

*MedEA: mediana error absoluto

Se encontró que existen diferencias del error absoluto de las medianas entre las fórmulas Hill-RBF 3.0 y T2, y entre Hill y Panacea ($p < 0,05$), entre T2 y Holladay 2 ($p < 0,05$), entre Barrett II y Holladay 2, y entre Barrett II y Panacea ($p < 0,05$), entre Haigis y Panacea ($p < 0,05$), entre Holladay 1 y Holladay 2 ($P = 0,01$).

Como existe una muestra de 142 ojos observados, se asume el supuesto de normalidad. Al realizar un test de anova se evidenció que si existen diferencias en la comparación **del error absoluto** entre la formulas ($p < 0,001$).

Se realiza la comparación de las medias del error absoluto de las fórmulas mediante la T de Student pareada (comparación de medias).

Tabla 8. Comparación del error absoluto con el test T Student pareada. (Medias).

	MEA	HILL-RBF 3.0	T2	BARRETT II	HOFFER Q	HAIGIS	HOLLADAY 1	HOLLADAY 2	SRK-T	PANACEA
HILL-RBF 3.0	0.255	1								
T2	0.264	0,20	1							
BARRETT II	0.264	0,27	0,97	1						
HOFFER Q	0.292	0,10	0,37	0,16	1					
HAIGIS	0.296	0,00	0,48	0,04	0,75	1				
HOLLADAY 1	0.269	0,13	0,49	0,69	0,02	0,54	1			
HOLLADAY 2	0.300	0,00	0,01	0,01	0,58	0,77	0,01	1		
SRK-T	0.279	0,50	0,10	0,22	0,47	0,39	0,34	0,17	1	
PANACEA	0.286	0,11	0,65	0,16	0,69	0,58	0,13	0,23	0,60	1

*MEA: media del error absoluto

Se encontró que existen diferencias del error absoluto de las medias entre las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Haigis, y entre Hill-RBF y Holladay II ($p = 0,00$), entre T2 y Holladay 2 ($p = 0,01$), entre Barrett II y Haigis, y entre Barrett II y Holladay 2 ($p < 0,05$), entre Hoffer Q y Holladay 1 ($p = 0,02$), entre Holladay 1 y Holladay 2 ($P = 0,01$).

7. Discusión

El implante de lentes intraoculares en cirugía de catarata cambió drásticamente la historia del procedimiento, brindando al paciente una mejor y más pronta rehabilitación visual (9)(14)(15). El hecho que en el mercado exista un oferta tan amplia de lentes intraoculares, indica la importancia que se le da a la satisfacción visual por parte del paciente; por ello, como oftalmólogos y cirujanos de catarata, cada vez nos importa más el fin refractivo de la misma. La biometría nos ofrece herramientas apropiadas para calcular de manera apropiada estos lentes (7), con tecnología a la vanguardia y lentes de primera calidad, como el Alcon SN60WF, motivo de nuestro estudio.

En nuestro estudio, el biómetro utilizado fue el IOLMaster 700, e incluye 7 de las 9 fórmulas analizadas [SRK II (T2), Barrett II, Hoffer Q, Haigis, Holladay I, Holladay II y SRK-T]. La fórmula Hill-RBF 3.0 ofrece su calculador gratuito online, al igual que la fórmula Panacea, cuyos datos se obtuvieron introduciendo parámetros biométricos previamente reportados por el biómetro en mención.

En la categorización por rangos dióptricos, la fórmula que mejor desempeño tuvo, con el mayor porcentaje de pacientes en el rango de error menor a 0.25D, fue Barret II seguida de Hill-RBF 3.0. Así mismo, la que peor desempeño tuvo en este rango dióptrico fue la fórmula Holladay 2 seguida de Panacea. En este rango, se encontró diferencia estadísticamente significativa entre las fórmulas Barrett II y SRK-T ($p=0.030$). No se encuentran diferencias entre Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

Se categorizaron también los resultados por porcentajes acumulados, y se encontró que la fórmula biométrica Hill-RBF 3.0 tuvo el mejor desempeño, agrupando el 92.3% de sus resultados dentro de un rango de 0.5D de error de predicción, mientras que Haigis obtuvo el menor desempeño agrupando el 83.1% de pacientes dentro del mismo rango, como se puede apreciar en la figura 1.

Adicionalmente se realizó una comparación entre los porcentajes de pacientes con una refracción dentro del rango de 0.50D, pero solo se encontró diferencia significativa entre las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Haigis ($p=0.04$), y Hill-RBF 3.0 y Hoffer Q ($p=0.012$). También se encontró diferencia entre Hoffer Q y Holladay I ($p=0.021$).

En cuanto a la comparación por medianas, la fórmula Hill-RBF 3.0 mostró un mejor desempeño que las fórmulas T2 y Panacea. Además, T2 mostró un mejor desempeño que Holladay 2; Barrett II es mejor que Holladay 2 y Panacea; Haigis se mostró mejor que Panacea y finalmente Holladay 1 mejor que Holladay 2. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre el desempeño de Hoffer Q, Holliday I y SRK-T respecto a las demás fórmulas. Ninguna fórmula resultó superior a las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

Respecto a la comparación por medias, Hill-RBF 3.0 mostró ser mejor que Haigis y Holladay 2 siendo similar a las demás fórmulas. T2 resultó mejor que Holladay 2 e igual que las demás. Barrett II demostró ser mejor que Haigis y Holladay 2 y sin diferencias en el desempeño estadísticamente significativas a las demás. Hoffer Q resultó ser peor que Holladay 1 e igual a las demás. Haigis resultó peor que Hill-RBF 3.0 y Barrett II, e igual a las demás. Holladay 1 es mejor que Holladay 2 y mejor que Hoffer Q e igual a las demás. Holladay 2 es peor que Hill-RBF 3.0, T2, Barrett II y Holladay 1. SRK-T y Panacea no mostraron diferencias significativas frente a las demás fórmulas. Nuevamente, ninguna fórmula resultó superior a las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

Cooke y Cooke (19) en 2016 publicaron un estudio donde calculaban el error de predicción de dos biométros diferentes, IOLMaster y Lenstar LS 900, usando lentes monofocales SN60WF de Alcon y 5 o 6 fórmulas biométricas pre instaladas en los instrumentos. Analizaron 1079 ojos, encontrando un mejor desempeño en la fórmula de Olsen, incluida en el biómetro Lenstar LS 900, y recomiendan evitar el uso de la fórmula SRK II. Así mismo, determinaron que el desempeño del biómetro Lenstar LS 900 era superior al modelo de IOL master. En nuestro estudio, se utilizó únicamente un biómetro, el IOLMaster 700 y sus datos se utilizaron para el cálculo de todas las fórmulas. A pesar que no incluimos en nuestro estudio la fórmula de Olsen, si encontramos que Hill-RBF 3.0 podría tener un mejor desempeño frente a las otras fórmulas reportadas. Además, en su estudio todas las fórmulas se posicionaron entre el 50% al 70% de error de predicción dentro del rango de 0.5D, mientras que en nuestro estudio todas las fórmulas se encontraron en un porcentaje mayor al 80% en este mismo rango. Quizás sea debido a la optimización de las constantes, y a la mejoría en el desempeño tecnológico de los biómetros.

Por otro lado, en el estudio publicado por Roberts y colaboradores en 2018 (23), compararon resultados posoperatorios de 400 pacientes operados de cirugía de catarata por 12 cirujanos, implantando el lente SN60WF de Alcon, y comparando el resultado refractivo utilizando las fórmulas Hill-RBF, Barrett II y Holladay, SRK-T y Hoffer Q. Utilizaron el biómetro IOLMaster 500 para los cálculos biométricos y el software disponible online. Encontraron que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes fórmulas biométricas, aún con longitudes axiales extremas; además, sugirieron que la fórmula Barrett II podría ser la que tuviera menos sorpresas refractivas, además de encontrar que Hill-RBF y Barrett II tuviesen el menor error numérico. También encontraron que todas las fórmulas alcanzaron un 78.3% de resultados dentro de 0.5D de la refracción esperada. En nuestro estudio, no tuvimos en cuenta longitudes axiales extremas (<22mm o >26mm), aunque encontramos diferencias estadísticamente significativas en el desempeño de las diferentes fórmulas biométricas, se observó una ligera mejor tendencia en el desempeño de las fórmulas Barrett II y Hill-RBF 3.0. Característicamente, en nuestro

estudio, hubo un mayor porcentaje de ojos en el mismo rango de refracción esperada (todos mayores del 80%).

El grupo de Melles y colaboradores en 2017 (29) estudiaron 18501 casos donde se implantaron 2 tipos de lentes, uno de ellos el de interés de nuestro estudio, y el otro comparable (de la misma casa matriz Alcon), encontrando resultados similares en las 7 fórmulas que analizaron utilizando el biómetro Lenstar LS 900; sin embargo, encontraron que la fórmula Barrett II tuvo el error de predicción más bajo para los dos modelos de lentes implantados. La fórmula de Barrett II, en nuestro estudio, tuvo un buen desempeño al igual que en el estudio de Melles. Cabe resaltar el gran tamaño de muestra del estudio en mención, y la diferencia de uso de dos tipos de lentes diferentes.

En el año 2016 Kane y su grupo de colaboradores en Melbourne, Australia (30) estudiaron el desempeño de 7 fórmulas biométricas (Holladay 1, Hoffer Q, SRK/T, T2, Haigis, Barrett Universal II, y Holladay 2) usando el biómetro IOLMaster V5.4 y el lente SN60WF de Alcon, con criterios de inclusión y exclusión similares a los nuestros; clasificando los grupos según la longitud axial: ojos cortos <22.0 mm, medios de 22 a 24.5 mm, medios largos de 24.5 a 26 mm y largos mayor a 26 mm. Encontraron que la fórmula Barrett Universal II era la más acertada por un margen considerable y una diferencia estadísticamente significativa en todas las longitudes axiales, con un error absoluto bajo y mayor porcentaje de ojos con errores de predicción entre 0.25 y 1.0D. En la clasificación por longitudes axiales, determinaron que en los ojos cortos la fórmula Holladay 1 tuvo un mejor desempeño al igual que en los ojos medios. Llamativamente, sus hallazgos son consistentes con lo reportado previamente por Melles (29) y Roberts (23), y en nuestro estudio fue la fórmula Hill-RBF 3.0 la que mayor porcentaje de ojos tuvo con los errores de predicción bajos, con un buen desempeño de la fórmula Barrett II.

En el año 2020, el grupo de Darcy y colaboradores (34) analizó los registros de 10930 ojos del Servicio Nacional de Salud del Reino Unido (NHS, por sus siglas en inglés), donde estudió la eficacia del cálculo del poder de lentes intraoculares con 9 fórmulas biométricas. En este caso, utilizaron un biómetro de similares características e incluyeron 4 tipos diferentes de lentes intraoculares. En su resultado descubrieron que la fórmula de Kane fue la que mejor eficacia tuvo, incluso en diferentes longitudes axiales, con diferencias estadísticamente significativas. De cerca le siguieron las fórmulas Hill-RBF 2.0 y Olsen. También denotaron, que el hecho de usar diferentes modelos de lentes intraoculares hace que sus resultados sean menos reproducibles, pero que pueden ajustarse a los demás de manera similar. En nuestro estudio no se analizó la fórmula de Kane, y la versión de Hill-RBF que utilizamos es una versión más actualizada (basada en su algoritmo de inteligencia artificial), lo que podría sugerir que su actualización la ha hecho más eficaz que sus versiones antecesoras.

8. Conclusiones

De acuerdo con lo presentado en los resultados, utilizando constantes optimizadas para el LIO SN60WF de Alcon, las fórmulas biométricas que mejor desempeño presentan para el cálculo de lentes intraoculares en pacientes con longitudes axiales entre 22mm y 26 mm, de acuerdo a la media y mediana del error absoluto de predicción, la clasificación entre 0.5D de la refracción esperada, son las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Barrett II, y que de acuerdo a estos mismos parámetros, las que menor desempeño tendrían serían las fórmulas de Holladay 2 y Haigis.

En la comparación por porcentajes acumulados, la fórmula biométrica Hill-RBF 3.0 tuvo el mejor desempeño, sin embargo, teniendo en cuenta que todas las fórmulas obtuvieron un desempeño mayor al 80%, se considera que todas las fórmulas son útiles y se pueden usar para el cálculo de lentes intraoculares, con diferencias pequeñas en su desempeño. Esto podría indicarnos que Hill-RBF 3.0 podría tener un mejor desempeño, teniendo en cuenta que puede ser una diferencia muy pequeña.

Hay una tendencia en que Hill-RBF 3.0 y Barrett II sean mejores, pero solo con significancia estadística sobre Holladay 2, Panacea y Haigis. Si se comparan Hill-RBF 3.0 y Barrett II con SRK-T, no se encuentra una diferencia estadísticamente significativa, así como no se encontraron diferencias entre Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

La fórmula biométrica que se utiliza actualmente en la institución para el cálculo de lentes en ojos con longitudes axiales entre 22mm y 26 mm es la SRK-T, que demostró no inferioridad a las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Barrett II.

A partir de este estudio, podríamos recomendar el uso de las fórmulas Hill-RBF 3.0 y Barrett II. Sin embargo, como la fórmula Barrett II ya se encuentra en la base de datos del biómetro, sería más recomendable el uso de ésta ya que se elimina el error de digitación que se tendría con la fórmula Hill-RBF 3.0.

Limitaciones del estudio

En nuestro estudio, a diferencia de otros reportados, tuvimos un solo biómetro, un único tipo de lente y un solo cirujano quien realizaba el procedimiento, lo que hace que los datos sean más reproducibles. Sin embargo, también es una limitación, ya que esto limita grandemente el tamaño de la cohorte.

Otra limitación que tiene nuestro estudio es el tamaño de la cohorte, que puede hacer que diferencias pequeñas pero significativas, no sean detectadas. Por lo cual ampliar el número de pacientes podría demostrar una diferencia significativa para estudiar otras fórmulas no incluidas y así generar recomendaciones robustas.

9. Referencias bibliográficas

1. Salud ocular universal : un plan de acción mundial para 2014-2019.
2. Congdon, N. (2004). Prevalence of Cataract and Pseudophakia/Aphakia among Adults in the United States. *Archives of Ophthalmology*, 122(4), 487–494.
3. Saaddine L, Benjamin S, Pan L, Venkat Narayan K, Tierney E, Kanjilal S, et al. Prevalence of Visual Impairment and Selected Eye Diseases Among Persons Aged >50 Years With and Without Diabetes --- United States, 2002. *Morb Mortal Wkly Rep*. 2004;53(45):1069–71.
4. Klein BE, Howard KP, Lee KE, Klein R. Changing Incidence of Lens Extraction Over Twenty Years: the Beaver Dam Eye Study. *Ophthalmology*. 2014;121(1):1–11.
5. Guo C, Wang Z, He P, Chen G, Zheng X. Prevalence, causes and social factors of visual impairment among Chinese Adults: based on a national survey. *Int J Environ Res Public Health*. 2017;14(1034):1–11.
6. Al-Sheikh M, Iafe NA, Phasukkijwatana N, Sadda SR, Sarraf D. Biomarkers of neovascular activity in age-related macular degeneration using OCT angiography. *Retina*. 2017;1.
7. Gollogly HE, Hodge DO, St. Sauver JL, Erie JC. Increasing incidence of cataract surgery: Population-based study. *J Cataract Refract Surg*. 2013;39(9):1383–9.
8. Steinert RF, Chang DF, Bissen-Miyajima H, Fine IH, Gimbel H V, Koch DD, et al. *Cataract Surgery*. 2010. all.
9. Lorente R, Mendicute J (eds) *Cirugía Del Cristalino*. Sociedad Española de Oftalmología: Madrid, Spain, 2008; 1751–1767.
10. Bobrow JC, Beardsley TL, Jick SL, Rosenberg LF, Wiggins MN, Reich J, et al. Lens and cataract, Section 11. Basic and Clinical Science Course, American Academy of Ophthalmology. 2014. all.
11. Chylack LT, Wolfe JK, Singer DM, Leske MC. The Lens Opacities Classification System III. *Arch Ophthalmol*. 1993
12. Karabela Y, Eliacik M, Kocabora MS, Erdur SK, Baybora H. Predicting the refractive outcome and accuracy of IOL power calculation after phacoemulsification using the SRK/T formula with ultrasound biometry in medium axial lengths. *Clin Ophthalmol*. 2017;11:1143–9.
13. Kim YN, Park JH, Tchah H. Quantitative Analysis of Lens Nuclear Density Using Optical Coherence Tomography (OCT) with a Liquid Optics Interface : Correlation between OCT Images and LOCS III Grading. *J Ophthalmol*. Hindawi Publishing Corporation; 2016;2016.
14. Hollick EJ, Spalton DJ, Ursell PG. The Effect of Polymethylmethacrylate , Silicone , and Polyacrylic Intraocular Lenses on Posterior Capsular Opacification 3 Years after Cataract Surgery. :49–55.
15. Laboratories A. Product information AcrySof IQ Aspheric IOL. 2010. p. 1–14.
16. Wintergerst MWM, Schultz T, Birtel J, Schuster AK, Pfeiffer N, Schmitz-Valckenberg S, et al. Algorithms for the Automated Analysis of Age-Related Macular Degeneration Biomarkers on Optical Coherence Tomography: A Systematic Review.

Transl Vis Sci Technol. 2017;6(4):10.

17. Liao X, Peng Y, Liu B, Tan QQ, Lan CJ. Agreement of ocular biometric measurements in young healthy eyes between IOLMaster 700 and OA-2000. *Scientific Reports*. 2020 Feb 21;10(1):1-6.
18. Wan KH, Lam TC, Marco CY, Chan TC. Accuracy and Precision of Intraocular Lens Calculations Using the New Hill-RBF Version 2.0 in Eyes With High Axial Myopia. *American journal of ophthalmology*. 2019 Sep 1;205:66-73.
19. Cooke DL, Cooke TL. Prediction accuracy of preinstalled formulas on 2 optical biometers. *J Cataract Refract Surg. ASCRS and ESCRS*; 2016;42(3):358–62.
20. Olsen T. Calculation of intraocular lens power : a review The statistical. *Acta Ophthalmol Scand*. 2007;472–85.
21. Jeong J, Song H, Lee JK, Chuck RS, Kwon J-W. The effect of ocular biometric factors on the accuracy of various IOL power calculation formulas. *BMC Ophthalmol. BMC Ophthalmology*; 2017;17(1):62.
22. Plat J, Hoa D, Mura F, Busetto T, Schneider C, Payerols A, et al. Clinical and biometric determinants of actual lens position after cataract surgery. *J Cart Refract Surg. ASCRS and ESCRS*; 2017;43(2):195–200.
23. Roberts T V, 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: Calculation of intraocular lens power. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2018 Apr;46(3):240–6.
24. Kongsap P. Comparison of a new optical biometer and a standard biometer in cataract patients. *Eye Vis. Eye and Vision*; 2016;3(1):27.
25. Ventura B V., Ventura MC, Wang L, Koch DD, Weikert MP. Comparison of biometry and intraocular lens power calculation performed by a new optical biometry device and a reference biometer. *J Cataract Refract Surg. ASCRS and ESCRS*; 2017;43(1):74–9.
26. Hoffer KJ, Hoffmann PC, Savini G. Comparison of a new optical biometer using swept-source optical coherence tomography and a biometer using optical low-coherence reflectometry. *J Cataract Refract Surg. ASCRS and ESCRS*; 2016;42(8):1165–72.
27. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Accuracy of 3 new methods for intraocular lens power selection. *J Cataract Refract Surg. ASCRS and ESCRS*; 2017;43(3):333–9.
28. Hashemi H, Khabazkhoob M, Rezvan F, Fotouhi A, Asgari S, Miraftab M. Effect of anterior chamber depth on the choice of intraocular lens calculation formula in patients with normal axial length. *Middle East Afr J Ophthalmol*. 2014;21(4):307.
29. Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas. *Ophthalmology*. 2018 Feb;125(2):169–78.
30. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power formula accuracy: Comparison of 7 formulas. *J Cataract Refract Surg*. 2016 Oct;42(10):1490–500.
31. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. *J Cataract Refract Surg*. 2000 Aug;26(8):1233–7.

32. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2000;238:765–73.
33. Song, J. S., Yoon, D. Y., Hyon, J. Y., & Jeon, H. S. (2020). Comparison of Ocular Biometry and Refractive Outcomes Using IOL Master 500, IOL Master 700, and Lenstar LS900. *Korean journal of ophthalmology : KJO*, 34(2), 126–132.
34. 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 Jan;46(1):2-7. doi: 10.1016/j.jcrs.2019.08.014. PMID: 32050225.

Anexos

ANEXO 1

Cronograma de Actividades



ANEXO 2

Tabla de operacionalización de variables

Nombre de la variable	Definición Conceptual	Medición	Objetivo
Ojo	Determinación de si es el ojo derecho o el izquierdo	Cualitativa nominal	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Fecha de Nacimiento	Día, mes y año del nacimiento del paciente	Cualitativa nominal	Llevar un registro de las fechas de nacimiento de los pacientes y sus edades

Fecha de Cirugía	Fecha de la cirugía de catarata del ojo a analizar	Cualitativa nominal	Llevar un registro de los controles postoperatorios al cuanto tiempo de la cirugía de realizaron
Longitud axial	Valor en milímetros de la longitud axial del ojo a analizar	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Amplitud de la cámara anterior	Valor en milímetros de la profundidad de la cámara anterior del ojo a analizar	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Espesor del Cristalino	Valor en milímetros del grosor del cristalino del ojo a analizar	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Diámetro corneal	Valor en milímetros de la distancia de limbo a limbo de la córnea del ojo a analizar	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Espesor corneal central	Valor en micrómetros del espesor total de la córnea a nivel central del ojo a analizar	Cuantitativa normal	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
K1 Plana IOL Master	Valor en Dioptrías del poder del meridiano corneal más plano antes de cirugía medido con el IOL Master	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
K2 Curva IOL Master	Valor en Dioptrías del poder del meridiano corneal más curvo antes de cirugía medido con el IOL Master	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Eje meridiano más plano IOL Master	Valor en grados del eje del meridiano corneal más plano antes de cirugía medido con el IOL Master	Cuantitativa discreta	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas

Queratometría preoperatoria media IOL Master	Valor en Dioptías del promedio del poder corneal antes de cirugía medido con el IOL Master	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
K1 plana manual preoperatoria	Valor en Dioptías del poder del meridiano corneal más plano antes de cirugía medido con un queratómetro manual	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
K2 curva manual preoperatoria	Valor en Dioptías del poder del meridiano corneal más curvo antes de cirugía medido con un queratómetro manual	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Eje del meridiano más plano K manual	Valor en grados del eje del meridiano corneal más plano antes de cirugía medido con un queratómetro manual	Cuantitativa discreta	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Poder del lente implantado	Valor en Dioptías del poder del Lente Intraocular implantado en el ojo a analizar	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de las formulas biométricas
Hill RBF	Valor en Dioptías del defecto esférico residual del ojo a analizar al implantar el Lente Intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
SRK-T Modificada	Valor en Dioptías del defecto esférico residual del ojo a analizar al implantar el Lente Intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Barret II	Valor en Dioptías del defecto esférico residual del ojo a	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica

	analizar al implantar el Lente Intraocular predicho por esta formula		
Hoffer Q	Valor en Dioptrías del defecto esférico residual del ojo a analizar al implantar el Lente Intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Haigis	Valor en Dioptrías del defecto esférico residual del ojo a analizar al implantar el Lente Intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Holladay I ULIB	Valor en Dioptrías del defecto esférico residual del ojo a analizar al implantar el Lente Intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Holladay II	Valor en Dioptrías del defecto esférico residual del ojo a analizar al implantar el Lente Intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Panacea con ULIB	Valor en Dioptrías del defecto esférico residual del ojo a analizar al implantar el Lente Intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Lugar de la Incisión	Lugar anatómico de la Incisión principal nombrada en puntos cardinales	Cualitativa nominal	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas

Tamaño de la Incisión en milímetros	Valor en milímetros del tamaño de la incisión principal	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
K1 manual plana postoperatoria	Valor en Dioptrías del poder del meridiano corneal más plano después de cirugía medido con un queratómetro manual	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
K2 manual curva postoperatoria	Valor en Dioptrías del poder del meridiano corneal más plano después de cirugía medido con un queratómetro manual	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Eje del meridiano más plano postoperatorio	Valor en grados del eje del meridiano corneal más plano después de cirugía medido con un queratómetro manual	Cuantitativa discreta	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Esfera postoperatoria	Valor en Dioptrías del defecto esférico residual en el ojo a analizar después de cirugía	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Cilindro postoperatorio	Valor en Dioptrías del defecto esférico residual en el ojo a analizar después de cirugía	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas
Equivalente esférico Postoperatorio	Resultado en dioptrías de la suma algebraica del defecto esférico más la mitad del defecto cilíndrico del ojo a analizar después de cirugía	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de las formulas biométricas
Error aritmético Hill RBF	Valor aritmético del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica

	residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula		
Error absoluto Hill RBF	Valor absoluto del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error aritmético SRK-T	Valor aritmético del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error absoluto SRK-T	Valor absoluto del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error aritmético Barrett II	Valor aritmético del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error absoluto Barrett II	Valor absoluto del resultado de la resta del equivalente	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica

	esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula		
Error aritmético Hoffer Q	Valor aritmético del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error absoluto Hoffer Q	Valor absoluto del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error aritmético Haigis	Valor aritmético del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error absoluto Haigis	Valor absoluto del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica

Error aritmético Holladay I	Valor aritmético del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error absoluto Holladay I	Valor absoluto del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error aritmético Holladay II	Valor aritmético del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error absoluto Holladay II	Valor absoluto del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Error aritmético Panacea con ULIB	Valor aritmético del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica

	intraocular predico por esta formula		
Error absoluto Panacea con ULIB	Valor absoluto del resultado de la resta del equivalente esférico menos el valor Dióptrico residual predicho al implantar el Lente intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica