

COMPARACIÓN DE FORMULAS BIOMÉTRICAS PARA EL CÁLCULO DEL PODER DEL LENTE ITRAOCULAR IQ

Presentado por:

Pablo Daniel Cabal Lopez
Residente de Oftalmología de IV Año

Director de proyecto de grado:

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

Universidad Autónoma de Bucaramanga
Especialización en Oftalmología

Floridablanca Santander 7 de Junio de 2018

Índice:

- Resumen del Proyecto
- Justificación
- Marco Teórico
- Estado del Arte
- Objetivos
- Metodología
- Resultados
- Discusión
- Conclusiones

Resumen del proyecto:

Introducción

Las causas de compromiso visual definido como una disminución de la agudeza visual (AV) menor de 20/40 en la escala de Snellen, y de ceguera definido como una AV igual o peor a 20/200 a nivel mundial son múltiples.

La catarata definida como la opacificación del cristalino de cualquier etiología sigue siendo la principal causa de ceguera prevenible y reversible a nivel mundial(1)

Se estima que para el año 2004 había solo en Estados Unidos 3.4 millones de individuos mayores de 40 años afectados por esta condición.(2)

La disminución de la AV es uno de los factores de riesgo más importantes para la afectación de la calidad de vida de los individuos, esto genera un costo importante para los diferentes sistemas de salud teniendo en cuenta que este tipo de personas son más proclives a sufrir de accidentes y sus habilidades físicas y sociales se ven profundamente comprometidas.

Es por esto que se considera como un problema de Salud Pública a nivel mundial, y de ahí la importancia tanto de diagnosticarla como de poder tratarla a tiempo antes de que ocurran complicaciones oculares relacionadas con el crecimiento del cristalino que puedan llevar a comprometer la visión de forma permanente e irreversible.

La cirugía de catarata a sufrido múltiples cambios y mejoras en los últimos 50 años y es por ello que ha venido en crecimiento continuo a través de los años la cantidad de procedimientos que se realizan a nivel mundial y Colombia no es ajeno a ello.

El restablecimiento de la transparencia de los medios no es el único objetivo de esta cirugía. La corrección de los errores refractivos cada vez toma más fuerza entre la necesidades y demandas por parte de los pacientes. Para lograr la corrección de estos defectos refractivos se debe reemplazar el poder dióptrico del cristalino por un Lente Intraocular (LIO) y para ello se debe calcular el poder de este.

Para este cálculo es condición sine qua non y necesario desde todo punto de vista la utilización de las fórmulas biométricas.

Existen distintos tipos de lentes intraoculares disponibles en el mercado para su uso e implante en los ojos operados de catarata. El lente IQ de Alcón es uno de ellos con excelentes resultados visuales. Existen a su vez múltiples formulas biométricas para el cálculo del poder del LIO pero ninguna de ellas es infalible y todas conllevan un error

implícito que en la mayoría de oportunidades es clínicamente insignificante pero que en algunos casos pueden dar pie a sorpresas refractivas grandes con gran impacto en la calidad visual de los pacientes y es por ello que consideramos importante realizar una medición del error de predicción de dichas fórmulas para de esta forma determinar cuál de ellas es más eficaz y acertada a la hora de calcular el poder del LIO a implantar.

Se van a comparar los resultados de 10 formulas biométricas para el cálculo del LIO estimado antes de cirugía, para que un paciente pueda quedar sin error refractivo esférico (esto es que quede en Neutro), contra el resultado de la refracción post operatoria para determinar cuál es la diferencia dióptrica entre el poder del lente implantado, calculado por la formula biométrica antes de cirugía y el que se ha debido implantar para lograr el Neutro refractivo.

Consideramos que la medición del mencionado error de predicción en un método fácil y repetible para determinar cuál de las fórmulas biométricas propuestas es la más eficaz para pacientes con características oculares similares y con el mismo LIO implantado.

Metodología

Estudio de cohorte retrospectiva con datos secundarios de base de datos anonimizada de 98 pacientes que fueron intervenidos de cirugía de catarata con colocación de lente intraocular SN60WF IQ de Alcon durante los años 2015 y 2017 en el centro oftalmológico Virgilio Galvis, con longitudes axiales entre 22 y 26mm y operados por un mismo cirujano.

Resultados

En conjunto la fórmula SRK-T2 tiene el mejor desempeño y la fórmula con el menor desempeño es la Haigis sin diferencia estadísticamente significativa entre ellas.

La fórmula biométrica que mejor desempeño tuvo teniendo en cuenta el porcentaje y número de pacientes dentro de las 0.5D de error dióptrico predicho fue la Hill-RBF y la de menor desempeño la Haigis nuevamente sin tampoco encontrarse una diferencia estadísticamente significativa entre ellas.

Los resultados de las demás fórmulas son muy similares entre ellos.

Conclusiones

Teniendo en cuenta los resultados en la clasificación de errores de predicción dentro de las 0.5D y de la clasificación de los promedios de error absoluto de predicción, se puede concluir sin significancia estadística que la fórmula que tiende a tener mejor desempeño al calcular el poder dióptrico con la constante 119.0 optimizada por la ULIB para el lente intraocular IQ en pacientes con longitudes axiales de 22-26 mm es la Hill-RBF y que la que menor desempeño tiende a tener es la Haigis.

1. Justificación:

La catarata como se mencionó anteriormente es la principal causa y la más importante de ceguera prevenible a nivel mundial(1), es por esto que cobra importancia el poder diagnosticarla y tratarla a tiempo, pero para esto se necesita que los pacientes puedan acceder de forma oportuna a los servicios de salud capacitados para tal fin.(2)

La Organización Mundial para la Salud (OMS) estimó que había en el mundo entero actualmente 285 millones de personas con discapacidad visual y que el 90% de esta población vive en países en vía de desarrollo(3)

Teniendo en cuenta estos datos, podemos darnos cuenta de la importancia del restablecimiento de la salud visual de los pacientes, no solo para poder brindarles una mejor calidad de vida si no también disminuir la carga económica que la discapacidad de ellos representa para los servicios de salud a nivel mundial y más aun en países subdesarrollados como el nuestro.(4)(5) (fusionar)

En el caso que nos compete que es la discapacidad visual producto de la opacificación del Cristalino, el único tratamiento que existe en el momento es la cirugía de catarata, que consiste en la remoción de este lente natural para reemplazarlo por un lente intraocular con un poder dióptrico calculado para cada paciente por medio de las fórmulas biométricas, para de esta forma no solo reestablecer la claridad de los medios, si no corregir los posibles defectos refractivos del paciente y tener un resultado que en la medida de lo posible les permita no tener que usar una corrección visual tipo gafas o lentes de contacto para lograr una adecuada AV lejana. (6)

Esto hay que enmarcarlo en el contexto de que los pacientes cada vez se han vuelto más demandantes en la cantidad y calidad de la AV esperada posterior al procedimiento quirúrgico, producto de la globalización y del acceso creciente a los medios de comunicación y a plataformas de información tan importantes como el Internet.

Es por todo esto que se requiere que los servicios de salud diseñados para tratar con este tipo de pacientes cuenten con múltiples capacidades que les permitan llevar a cabo una cirugía exitosa. Una de las más importantes es poder calcular de forma efectiva y precisa el poder del LIO a implantar.(7)

Para ello se necesitan tomar diferentes medidas de los ojos de los pacientes e ingresar estos datos en unas formulas matemáticas biométricas y de esta forma predecir el poder del LIO mencionado.

Existen diferentes fórmulas biométricas, y todas tienen errores intrínsecos en su cálculo, es por esto que se hace necesaria la determinación de cuál de ellas es la más efectiva y precisa, motivo del presente estudio.(8)

2. Marco teórico:

El Cristalino es un lente transparente Biconvexo ubicado en el interior del globo ocular.

Dentro de sus funciones se encuentran, mantener su propia transparencia, la refracción de los haces de luz y la acomodación para lograr enfocar nítidamente dichos haces provenientes de objetos cercanos sobre la retina.

Se ubica más específicamente posterior al iris y anterior al cuerpo vítreo y se halla suspendido por las Zónulas de Zinn, proyecciones fibrosas que parten del cuerpo ciliar y lo adhieren a él, para darnos solo un soporte estructural si no poder lograr el cambio de su forma y de esta manera permitir la acomodación.

Continua creciendo permanentemente a través de la vida, en el adulto mide 9mm de ancho y 5 mm en su diámetro antero posterior y pesa 250 mg aproximadamente.(9)

Tiene un índice de refracción aproximado de 1.4 y en estado no acomodativo provee hasta 20 dioptrías (D) de las 60 D de poder refractivo del ojo humano.

Está compuesto a su vez por la capsula anterior y posterior, el epitelio cristalino, la corteza y el núcleo.

Las células epiteliales en el ecuador del cristalino continúan dividiéndose durante toda la vida y se degeneran en fibras cristalinas que se van a ir acumulando en la corteza de este y por ello el tamaño del cristalino aumenta con los años.

Una de la principales funciones del cristalino es mantener su propia transparencia como ya se había mencionado anteriormente, pero teniendo en cuenta que el mismo esta embebido en un medio liquido con el humor acuoso por delante y con el humor vítreo por detrás, el hecho de tener que permanecer impermeable al agua y parcialmente deshidratado se puede considerar todo un reto metabólico, aún más teniendo en cuenta que este órgano es completamente avascular en la vida adulta, pero aun así sus células epiteliales como las de todo el cuerpo humano necesitan de oxígeno y glucosa que han de tomar del humor acuoso para poder sobrevivir.

Esto se logra gracias a mantener constante y en equilibrio las concentraciones de electrolitos y de agua en el interior del cristalino en aproximadamente 20 milimoles de Sodio (Na) y 120 milimoles de Potasio (K) para permitir que la relación de agua en un 60% y de proteínas en un 33% no varíe.

Las concentraciones de sodio deben ser menores y las de potasio mayores que las del humor acuoso para poder mantener este balance.

Esto último se logra gracias a que existen unas bombas de Sodio- Potasio metabólicamente activas y consumiendo grandes cantidades de Adenosin Trifosfato (ATP) en cada una de las células epiteliales y en las fibras cristalinas, permitiendo constantemente la entrada de K y extrayendo Na y con él, agua.

Otra de las grandes funciones del cristalino es la refracción de la luz y la acomodación. Esta última es el mecanismo mediante el cual este órgano cambia el foco de los haces de luz sobre la retina para permitir enfocar los objetos más cercanos.

Todo esto está mediado por las fibras parasimpáticas del tercer par craneano, que al secretar acetilcolina sobre las uniones neuromusculares del músculo ciliar, inducen una contracción del mismo haciendo que se pierda la tensión de las fibras zonulares sobre la capsula posterior y anterior del cristalino, principalmente en esta última, permitiendo que este adopte una forma más esférica al aumentar su diámetro antero – posterior, la capsula anterior tome una forma más convexa y el poder dióptrico del mismo aumente.

La amplitud de acomodación es la cantidad de cambio del poder refractivo inducido por la acomodación. Esta se va disminuyendo con la edad producto del aumento en la rigidez del cristalino con el paso de los años, imposibilitando todo el mecanismo anteriormente descrito. (9)

Así pues, tanto la transparencia como la acomodación se van viendo afectadas con la edad.

La catarata es la opacificación del cristalino por cualquier causa posible.

Las causas de dicha opacificación son múltiples pero en general pueden ocurrir, por estrés osmótico como en el caso de los pacientes diabéticos o con galactosemia, donde al activarse la vía del sorbitol por la enzima aldosa reductasa, este metabolito producto del aumento de la concentración de glucosa, se acumula en el citoplasma de las células epiteliales y dentro de las fibras cristalinas produciendo una atracción osmótica del agua que termina por entrar a dichas células y a las fibras lenticulares logrando edematizarlas generando una opacificación del cristalino y por ende mayor dispersión de la luz. Por estrés oxidativo como en el caso de las cataratas seniles donde los radicales libres del oxígeno como el peróxido de hidrógeno, los radicales hidroxilos y los radicales superóxido producen agregación de proteínas, acumulación de cromóforos, cambios en el color y disrupción de las membranas celulares. Por cambios proteicos postraduccionales de las cristalinas, por acumulación de productos aberrantes del metabolismo y por trauma son otras de las causas más frecuentes.(9)

Se pueden clasificar clínicamente de diversas maneras dependiendo del origen y la localización dentro del mismo lente, sin embargo la clasificación histológica postmortem

ha sido siempre un reto debido al cambio que sufre este órgano al someterlo a los medios de fijación y preservación para poder ser analizado con tinciones y los diferentes métodos de estudios patológicos, falseando la apariencia del mismo llevando a cometer sesgos acerca de la dureza o de la localización de la opacificación.

Pueden entonces según su etiología clasificarse en dos grandes grupos, las cataratas congénitas y las adquiridas, dentro de estas últimas tenemos las tóxicas, las traumáticas y las seniles.

Según su localización pueden ser, nucleares, la forma más frecuente de catarata senil, corticales, subcapsulares posteriores y subcapsulares anteriores, cada una de ellas con causas distintas.(6)

A través del tiempo han existido diferentes clasificaciones y escalas desarrolladas por grupos científicos alrededor del mundo teniendo en cuenta su etiología o localización anatómica, algunas de ellas con un grado de subjetividad importante incluyendo términos como catarata madura, inmadura o hipermadura, pudiendo generar en ocasiones opiniones encontradas entre clínicos debido a la subjetividad del método de clasificación mencionado.

Sin embargo, gracias al desarrollo tecnológico y el estudio de medicamentos con potencial cataratogénico, impulsado por la industria farmacéutica, así como para poder estandarizar la medida y tipo de opacidad presente con el fin de poder tener datos epidemiológicos fiables, se ha hecho evidente la necesidad de crear escalas objetivas para la clasificación de las cataratas. Ejemplos de estas clasificaciones son el "Wilmer System" y "Wisconsin System" y la "Lens Opacities Classification System" o LOCS por sus siglas en inglés en sus tres versiones. (10)

En esta última clasificación (LOCS III) se estima de forma independiente el grado de opacidad cortical y subcapsular, así como la magnitud de la dispersión de la luz y el color del núcleo haciendo una graduación con números decimales.(11)

Al día de hoy no existe tratamiento médico que se haya probado eficaz en el tratamiento de las cataratas. Sin embargo, en algunos países se comercializan productos que aunque sin eficacia comprobada se han demostrado seguros o no deletéreos para los pacientes. Por esto es aceptado mundialmente que el único tratamiento real para mejorar la AV producto de la opacificación del cristalino, es la Cirugía de Catarata.

De ahí la importancia de conocer todas y cada una de las circunstancias que rodean este procedimiento quirúrgico ya que no existiendo otra alternativa de tratamiento para estos pacientes y con la prevalencia tan grande de la enfermedad en países en vía de desarrollo como el nuestro, se hace necesario el correcto análisis de todas las variables de forma preoperatoria para la exitosa mejoría de la AV de dichos pacientes, variables tan

importantes como la del correcto cálculo del LIO con las formulas biométricas, otra vez, motivo de este estudio.

La cirugía de catarata data del siglo quinto antes de Cristo donde en la India, el imperio Romano, la Europa Medieval y el África Subsahariana se lograba la luxación del cristalino a la cámara vítrea con unas agujas diseñadas para tal fin que ingresaban a globo ocular a nivel de la unión corneo escleral. Terminaban el procedimiento aplicando un parche ocular empapado en clara de huevo, leche materna o mantequilla sobre el ojo operado. La ausencia de medidas de anestesia, de asepsia o de esterilización hacían que estos procedimientos en un gran porcentaje terminasen con resultados desfavorables producto de infecciones y complicaciones intra y postoperatorias.

Ya para el siglo XVIII Jaques Daviel realiza la primera cirugía extracapsular de catarata al lograr extraer el núcleo del cristalino por maniobras de expresión a través de una abertura capsular anterior. De nuevo la falta de asepsia propia de la época y las complicaciones infecciosas con un fracaso de hasta el 50% hicieron caer en desuso esta técnica quirúrgica.

Para la misma época Samuel Sharp en 1753 realizó las primeras extracciones intracapsulares de catarata al remover el cristalino en su totalidad sin comprometer la integridad del saco capsular.

Para finales del siglo XIX oftalmólogos como Verhoeff, Kalt y José Ignacio Barraquer perfeccionaban la técnica extracapsular con la invención de instrumental diseñado por ellos.

Posteriormente con el advenimiento de mejores técnicas, instrumental y normas de asepsia y antisepsia se retomó el uso de la técnica extracapsular logrando mantener separadas la cámara vítrea y la cámara anterior impidiendo la pérdida vítrea y las complicaciones derivadas de ello, manteniendo la integridad del saco capsular para permitir la inserción de un LIO y logrando una mayor estabilización de la cámara anterior durante el acto operatorio.

Finalmente en 1967 Charles Kelman inventa la facoemulsificación usando una punta metálica que se mueve a velocidades ultrasónicas para deshacer y emulsificar el cristalino, todo esto a través de unas incisiones en ocasiones tan pequeñas que no requieren puntos de sutura para su cierre, disminuyendo considerablemente la tasa de complicaciones y siendo la técnica usada hoy en día en la mayoría de casos.(9)

Una vez habiendo retirado el cristalino, lo que queda es su reemplazo insertando un lente intraocular.

Existen múltiples tipos de lentes y estos han venido evolucionando conforme la cirugía de catarata ha ido mejorando.

Existen LIOs diseñados para cámara anterior, de apoyo angular, de fijación iridiana y de implantación en el saco capsular.

Así mismo existen LIOs de 3 piezas, monopiezas o de plato y también en cuanto a lo que al material respecta existen por ejemplo los de Polimetilmetacrilato (PMMA) o los de Silicona.(12)

El primero en implantar un LIO en un ojo humano fue el Oftalmólogo Inglés Sir Harold Ridley en 1949. Tuvo la idea al darse cuenta de que los fragmentos de los parabrisas de las cabinas de los aviones de los pilotos de la segunda guerra mundial hechos de PMMA que llegaban a perforar los ojos de los mismos eran bien tolerados en la cámara anterior.

Posteriormente en la década de los 50s se intentó dar inicio a la era de la cirugía extracapsular de catarata, sin embargo, al no lograr extraer los restos corticales en su totalidad después de la remoción del núcleo, se presentaron muchos casos de reacciones inflamatorias severas postoperatorias motivo por el cual esta técnica cayó en desuso.

Por lo mismo, la técnica intracapsular siguió siendo la preferida por los Oftalmólogos a nivel mundial ya que removía en su totalidad el cristalino sin tener este tipo de complicaciones post quirúrgicas. Debido a esto los LIOs de la época tenían hápticas cerradas o en asa o con agujeros para poder ser fijados al globo ocular de alguna manera.

Otros tipos de LIOs de la época fueron los de apoyo angular, pero cayeron rápidamente en desuso debido a la gran reacción inflamatoria que generaban en la cámara anterior.

Cabe destacar que Sir Harold Ridley tuvo una sorpresa refractiva de 21 Dioptrías (D) por error de cálculo del lente.(6)

Posteriormente y con el gran interés de poder implantar un LIO en la cámara posterior, en el saco capsular, se empezaron a diseñar nuevos modelos. Gracias a esto y a mejoras en la técnica se dio paso a la Cirugía Extracapsular de Catarata.

El primero que logró implantar un LIO en la cámara posterior fue Shearing, al modificar un lente con hápticas en asa y abrirlas para que este se pudiese adaptar al saco capsular.

De ahí en adelante los LIOs han venido evolucionando en todos los aspectos desde pasar de ser planos a biconvexos, cambios en su forma para reducir la opacificación de la capsula posterior o facilitar la capsulotomía, incorporar cromóforos que absorben la luz ultra violeta para proteger la retina, hasta proveer distintas áreas refractivas dentro de los mismos para permitir el enfoque lejano y cercano como en el caso de los lentes multifocales, entre otras múltiples adaptaciones.

Uno de los lentes intraoculares más modernos es el lente SN60WF IQ de Alcon. Este es un lente monofocal, esférico, esto es que tiene una superficie que no es completamente esférica para corregir la aberración esférica positiva propia de otro tipo de lentes, no tórico, con filtros de luz azul y luz ultravioleta, monobloque, 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.(13)

Cada vez se han buscado más métodos para calcular el poder de los LIOs de forma más eficaz y precisa.

Para esto se deben tener en cuenta diferentes variables y características de los ojos a operar, entre ellas tenemos las expectativas visuales de los pacientes, los datos biométricos de los mismos como la longitud axial, el poder corneal y la posición efectiva del lente, y por último hay que tener en cuenta que formula usar para ingresarle los datos biométricos.

Todos los datos anteriores se conocen de antemano antes someter a cirugía al paciente, todos menos uno, la posición efectiva del lente ya que antes de la cirugía de catarata el paciente aún tiene su cristalino y no se le ha implantado el LIO. Por lo tanto, la posición efectiva del lente, es un evento futuro no medible en el momento. Ahora bien, así no se pueda medir en ese momento, se puede calcular, estimar y pre suponer. Parte de esto es lo que se busca con los cálculos biométricos.

Al reemplazar el cristalino por un LIO, el sistema de lentes del globo ocular va a estar compuesto ahora por la córnea y por el mismo LIO. La distancia entre ellos dos, es decir la distancia entre el vértice de la córnea en su superficie y la posición efectiva del lente en su eje visual, así como la distancia del LIO a la Retina, van a afectar la refracción del paciente. De esta forma siendo (X) la distancia del vértice corneal al eje visual del LIO y (Y) la distancia del LIO a la Retina, se puede inferir que $X+Y$ es igual a la longitud axial del ojo (A).

Así pues, se puede estimar (Y) como $(Y=A-X)$, esto sumado al poder corneal y al error refractivo del paciente permite el cálculo mencionado.(6)

Existen dos métodos comúnmente usados para medir la longitud axial.

Uno de ellos, el más antiguo de los dos, es la técnica del ultrasonido en sus variantes de contacto y de inmersión.

Sin embargo, la primera se ha dejado de usar por ser altamente operador dependiente al aplanar la córnea y acortar la longitud axial entre 140 y 360 micras.

La técnica de inmersión para evitar este contacto requiere el uso de unas copas acrílicas especiales que se llenan con solución salina o metilcelulosa. La sonda del equipo se coloca en este líquido sin tocar la córnea a 5-10 mm de distancia de ella.

En ambos casos la sonda está compuesta por un transductor compuesto por cristales de cuarzo que convierten la energía eléctrica en ondas ultrasónicas que viajan a diferentes velocidades.

A su vez existen dos modos para el uso del ultrasonido, el modo A que genera una imagen unidimensional con espigas de deflexión y el modo B con el cual se obtiene una reconstrucción de una imagen bidimensional.

Hasta mediados el siglo XXI esta ha sido la técnica preferida por oftalmólogos alrededor del mundo, por su exactitud, facilidad, reproducibilidad y bajo costo. Sin embargo, a partir del 1999 se empezó a usar un método diferente gracias a la introducción de una nueva tecnología, la biometría óptica, que a diferencia de la tecnología anterior usa haces de luz y no ultrasonido.(14)

En últimas encuestas Leaming en 2012 publica que más del 87 % de los oftalmólogos en Estados Unidos usan este tipo de biómetros actualmente.

Esta técnica se basa en la proyección de dos haces de luz infrarrojos y la medición de la reflexión de estos haces sobre los diferentes tejidos oculares. Tiene una resolución de imagen 5 a 9 veces superior al ultrasonido y es más rápida su realización, pero está más limitada por las opacidades de medios, como en el caso de leucomas corneales, cataratas muy densas o hemorragias vítreas, además de ser más costosa.

Hoy en día se dispone de diferentes tipos de biómetros ópticos, como el AL- Scan de la casa comercial NIDEK, el ALADDIN de TOPCON, el OA-2000 de TOMEY, pero los dos tipos de biómetros ópticos más ampliamente distribuidos en el mundo entero son el IOL Master de la casa comercial Carl Zeiss Meditec y el Lenstar LS 900 de Haag-Streit AG.

El IOL Master usa una tecnología basada en la interferometría de coherencia parcial y el Lenstar la reflectometría de baja coherencia.(15)

En el caso de este estudio todas las mediciones biométricas se realizaron con el IOL Master versión 700.

Este equipo es el primer biómetro óptico que incluye la tecnología (Swept Source) o fuente de barrido. Tiene una velocidad de 2000 escaneos en modo A por segundo y usa la tecnología de escaneo en modo B para determinar los datos biométricos.

Para obtener los datos del poder corneal clásicamente se han usado dos métodos también a saber, la queratometria con queratómetros manuales midiendo los radios de curvatura corneal y convirtiéndolos a dioptrías usando el índice queratométrico (1.3375) y los topógrafos corneales y ambos métodos han probado ser efectivos.

Cabe destacar que los biómetros ópticos modernos incorporan además un autoqueratometro.

Con estos datos, la longitud axial y el poder corneal además de otros como la amplitud de la cámara anterior según la formula biométrica que se vaya a emplear, se puede estimar la posición efectiva del lente.

Existen diferentes tipos de fórmulas y así como todo lo que rodea la cirugía de catarata ellas también han ido evolucionando para tratar de hacerlas más precisas.

La primera fórmula biométrica fue publicada en 1967 por Fyodorov como una formula teórica en función de la longitud axial y de la queratometria.

Posteriormente surgieron otra formulas similares como las de Colenbrander en 1972, la de Hoffer en 1974 y la de Binkhorst en 1975. Estas fórmulas en conjunto se han llamado formulas teóricas de primera generación.

Sin embargo, se dieron cuenta que no se estaban obteniendo resultados lo suficientemente exactos, principalmente en los ojos con longitudes axiales mayores de 26 mm o menores de 22mm, y es por esto que se empezaron a hacer análisis de regresión con los resultados obtenidos clínicamente dando origen a las fórmulas de regresión de primera generación.

Para 1980 Retzlaff, Sanders y Kraff que habían publicado formulas por aparte, unen sus esfuerzos y crean la formula SRK I que introdujo por primera vez la constante A que se calculó de acuerdo con los resultados clínicos anteriores.

Siguiendo los estudios y análisis de los datos de refracción obtenidos, los investigadores adeptos al tema se fueron dando cuenta que seguían existiendo imprecisiones en las fórmulas de primera generación y es por esto que al evidenciar que dicho factor de imprecisión estaba en que todas las formulas a excepción de la de Fyodorov asumían que la posición efectiva del lente (ELP) era la misma para todos los ojos independientemente de la longitud axial, dedujeron que el valor de ELP se debía calcular de manera independiente en función de dicha longitud axial. De esta manera se crean las fórmulas de segunda generación como la Hoffer y la Binkhorst II.

Sin embargo, para el año de 1988 el grupo que había creado la formula SRK I, dan cuenta de que a pesar de los esfuerzos realizados se seguían obteniendo datos imprecisos en el mismo grupo de pacientes, es decir en los de longitudes axiales por fuera del rango de 22 a 26mm. Es por esto que realizan nuevamente análisis de regresión donde se hacen ajustes a la constante A calculando lentes más poderosos en los ojos cortos y menos

poderosos en los ojos largos, diseñando de esta manera una de las primeras fórmulas de regresión de segunda generación, la SRK II.

Para el mismo año Holladay propuso en su fórmula Holladay I, una relación directa entre el grado de curvatura corneal y la ELP, modificó la fórmula de Binkhorst para añadirle este dato además de la longitud axial, calcularía la distancia predicha entre la córnea y el iris y se la añadiría a la distancia entre el iris y el LIO. A esto último le llamaría el factor del cirujano o (Surgeon factor) y esto sería una corrección o un ajuste que funciona similar a la constante A de las fórmulas SRK, y como se puede personalizar, es decir modificar para cada cirujano en particular, puede compensar los sesgos en los que cada cirujano pueda incurrir como el sitio de implantación del lente o los errores de los equipos de medición.

De igual forma Retzlaff en 1990 modificó la fórmula Holladay I para permitir la incorporación de la constante A y la llamó la SRK-T por ser teórica a diferencia de las últimas dos SRK que eran de regresión. La modificación consiste en relacionar corneas más curvas con cámaras anteriores más profundas y corneas más planas con cámaras anteriores más estrechas.

Ya en 1992 Hoffer Q desarrolla una nueva fórmula (Hoffer Q) incluyendo un factor de incremento de la amplitud de la cámara anterior (ACD) al incrementarse la curvatura corneal, así como la longitud axial.

Estas tres últimas fórmulas, Holladay I, Hoffer Q y SRK-T se han llamado de tercera generación y son las más usadas hoy en día por todos los Oftalmólogos a nivel Mundial.

Desde 1990 empezaron a aparecer nuevas fórmulas, que algunos autores llaman de cuarta generación, en donde se propone usar más datos que la longitud axial y el poder corneal para el cálculo más exacto del LIO.

Este es el caso de la fórmula creada por Olsen et al, que usa además de los datos anteriores la ACD preoperatoria y el espesor del cristalino, o el caso de la fórmula Holladay II que basa sus cálculos en la longitud axial, la queratometría, el diámetro blanco – blanco (diámetro corneal), la ACD preoperatoria, el espesor del cristalino, la edad y el género del paciente o el caso de la fórmula Haigis diseñada por Wolfgang Haigis en 1999.

Diferentes fórmulas biométricas se usan hoy en día buscando el óptimo cálculo del LIO a implantar en pacientes con características clínicas disímiles, es por eso que existen múltiples estudios realizados alrededor del mundo comparando su efectividad.

La mayoría de los errores a la hora del cálculo del LIO están dados por estimaciones incorrectas de la ACD en un 42%, la longitud axial en un 36% y la queratometría en un 22% según lo publicado por Olsen en 2007. (16)

Jeong et al publicaron este año un estudio en el cual se analizan las refracciones predichas en 91 pacientes operados por el mismo cirujano y las refracciones manifiestas postoperatorias de los mismos comparando los resultados de las fórmulas de tercera generación entre ellas y contra la fórmula Haigis de cuarta generación. Reportaron que las fórmulas de tercera generación siguen teniendo muy buenos resultados en pacientes con longitud axiales promedio, que no existe una diferencia significativa entre ellas y que al favor predictor más importante de diferencia entre las de tercera y la fórmula Haigis es la ACD como era de esperarse.(17,18)

Karabela et al llevaron a cabo un estudio similar publicado también este año con 538 ojos de 362 pacientes calculando la longitud axial del globo ocular por biometría ultrasónica, usando únicamente la fórmula SRK-T y con un solo cirujano pero usando 6 tipos distintos de LIO diferentes, calcularon el error de predicción como la diferencia entre la refracción predicha y la refracción obtenida o manifiesta basándose en el equivalente esférico, dando cuenta de la precisión y la efectividad de esta fórmula en ojos con longitudes axiales entre 22.00 y 24.60 mm.(8)

Roberts et al publicaron en agosto de este año un estudio de serie de casos retrospectiva de 400 ojos donde comparaban el error de predicción de las fórmulas de Hill RBF y Barrett Universal II usando el mismo lente estudiado por nosotros con datos recolectados de 4 centros médicos distintos y 12 cirujanos con criterios de inclusión muy similares demostrando la eficacia de estas dos fórmulas para la obtención de la refracción deseada y sin diferencias clínicamente significativas entre ellas.(19)

Cooke y colaboradores en 2016 realizaron un estudio donde comparaban únicamente las fórmulas preinstaladas en los biómetros ópticos, Lenstar y IOL Master usando el lente SN60WF de Alcon, pero en ojos con longitudes axiales menores de 22.00D o mayores a 26.00D y realizaron una estadificación de las mismas dando cuenta que tanto la Olsen como la Haigis son las más efectivas y precisas en estos casos (15)

3. Estado del Arte:

Cada vez más se ha venido intentando optimizar y mejorar los métodos de cálculo de las variantes biométricas de los pacientes y del cálculo de lente intraocular.

Es por esto que desde 1999 la biometría óptica se ha convertido en el estándar para la medición de la longitud axial de los ojos a intervenir de cirugía de catarata. Esto gracias a que los resultados obtenidos con este tipo de métodos son muy similares a los de la biometría ultrasónica, sin contar con que es metodológicamente más fácil de realizar y

que no requiere el contacto con el paciente, minimizando de esta forma los riesgos de complicaciones corneales y mejorando el confort del mismo.

Hasta el 2009 el único biómetro óptico disponible para medición de la longitud axial ocular era el IOL Master, sin embargo, con el paso de los años se han lanzado al mercado nuevos equipos con esta función y se han realizado estudios comparándolos contra el mencionado IOL Master, por ser este el patrón de referencia para todos los demás biómetros ópticos. (20)

Ventura et al en 2016 publicaron una comparación entre el biómetro óptico Galilei G6 de la casa comercial Ziemer Ophthalmics Systems y el IOL Master 500. El Galilei G6 es un biómetro que combina la topografía corneal de discos de placido y doble cámara de Scheimpflug con el uso de escaneos en modo A. Se compararon resultados de mediciones de Longitud axial, Queratometría y Amplitud de la cámara anterior y los cálculos del poder del LIO usando la fórmula de cuarta generación de Haigis. Los resultados fueron muy similares. (21)

De igual forma Kongsap realiza un estudio comparando el nuevo equipo de la casa comercial TOMEY el OA-2000 que usa tecnología de reflectometría de baja coherencia y el IOL Master 500, motivado por el hecho de haber hasta el momento un único otro estudio comparando el mencionado equipo. Reporta que los resultados del cálculo de LIO y de las mediciones biométricas son muy similares a excepción del diámetro blanco- blanco.(20)

Hasta ahora poco se sabe de los resultados del IOL Master 700 usado en este estudio. Por esto se hace importante poder empezar a ver y analizar los casos en los cuales se ha venido utilizando esta nueva tecnología basada en la técnica del Swept Source.

Hoffer et al también en 2016 publicaron un estudio comparando los nuevos biómetros ópticos de Lenstar LS-900 y el IOL Master 700, equipos de última generación que usan tecnologías diferentes, y demostraron resultados muy similares entre ellos, tanto en las mediciones biométricas como en el cálculo del LIO usando fórmulas de tercera y cuarta generación.(22)

No solo nuevas tecnologías se han venido incorporando, también nuevas fórmulas se han venido desarrollando tratando de vencer las dificultades de las anteriores.

Hasta ahora, de las nuevas fórmulas, la que ha demostrado ser la más eficaz es la Barrett Universal II, la mejor de las de tercera generación en ojos con LA menor de 26 mm la Holladay I y en ojos mayores a 26 mm la SRK-T.

Kane et al publicaron un estudio realizado con datos de 3122 ojos de 3122 pacientes que fueron llevados a cirugía de catarata sin complicaciones en un periodo de tiempo de 5 años a los cuales se les implanto el lente SN60WF.

Compararon las nuevas fórmulas: Ladas Super Formula, Fullmonte IOL Method y la Hill Radial Basis Function (Hill RBF) contra la Barrett Universal II, Holladay I y SRK-T.

Demostraron que a pesar de tener resultados muy buenos en términos de cálculo del LIO, ninguna de ellas fue superior a las anteriormente mencionadas como mejores en su desempeño, por lo tanto, no sugieren que haya un cambio en la conducta clínica derivado de la aparición de nuevas fórmulas.(23)

4. Objetivos

4.1 Objetivo General:

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

4.2 Objetivos Específicos:

-Comparar los errores de predicción 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 0,50 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 colocación de lente intraocular SN60WF de Alcon durante los años 2015 y 2017 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 mas cercana a la emetropía.
- Longitud axial entre 22 y 26mm.
- 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
- Cirugía Refractiva previa
- Procedimientos combinados

5.5. Calculo 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 realizó un análisis univariado mediante medidas de tendencia central y dispersión para las variables cuantitativas (promedio y desviación estándar para las variables con distribución normal y mediana y rango intercuartil para las variables con distribución no normal). Las variables cualitativas se escribieron mediante frecuencias absolutas y relativas (porcentaje) con su respectivo intervalo de confianza.

Se realizó un análisis bivariado observando la concordancia de la agudeza visual postoperatoria vs la predicha con cada una de las fórmulas (forzando el lente en la fórmula). Se calculó el error promedio del valor absoluto del Delta entre predicho y observado.

Teniendo en cuenta lo anterior se realizó un ranking de las fórmulas evaluadas.

5.9. Consideraciones éticas.

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

No se afecta el principio de *no maleficencia* dado que es un estudio observacional, analítico de una cohorte, retrospectivo en donde no produjimos daño, hacia los pacientes involucrados en el estudio, no se realizó cambios en los esquemas terapéuticos, ni se indagó personalmente o por medio de llamadas telefónicas acerca de información sensible.

No se afecta el principio de *Autonomía*, ya que en este estudio retrospectivo, los eventos evaluados, ya fueron desarrollados y no se modificó en su momento la toma de decisiones por parte de los pacientes involucrados. Para proteger la información confidencial, sensible y la intimidad de los pacientes. 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.

No se afecta el principio de *Justicia*, 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.

Este estudio no tiene efecto directo sobre el principio de *Beneficencia*, 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.

El inicio de la recolección de los datos solo se efectuó una vez recibido el aval por parte de la FOSCAL y estuvo autorizado para su ejecución por parte del comité de ética de FOSCAL

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 encontraron en la base de datos 375 pacientes operados por el mismo cirujano en el periodo de tiempo comprendido entre los años de 2015 a 2017 a los cuales se les implantó el lente intraocular a estudio, SN60WF IQ de Alcon.

Se excluyeron 277 pacientes al aplicar los mencionados criterios de exclusion de la siguiente manera; 73 pacientes por no tener refracción postoperatoria al mes de operado, 54 pacientes por tener algún tipo de patología ocular concomitante, 40 pacientes por no tener datos biométricos calculados por el IOL Master 700, 37 pacientes por tener

agudezas visuales (AV) postoperatorias menores de 20/40 medidas con la escala de Snellen, 23 pacientes por tener algún tipo de cirugía ocular previa en el ojo a analizar, 15 pacientes por no tener datos completos en la historia clínica, 11 pacientes por tener longitudes axiales menores a 22mm o mayores de 26mm, 9 pacientes por tener datos incompletos en la base de datos, 7 pacientes por haber sido operados de catarata mas otra intervencion (Cirugía combinada), 4 pacientes por haber tenido algún tipo de complicación intraoperatoria o postoperatoria, 2 pacientes en los cuales el cálculo del LIO se realizó para vision próxima y 2 pacientes por tener un cilindro preoperatorio mayor de 2D como se muestra en la Tabla 1.

De esta manera quedan para ser analizados 98 ojos de 78pacientes, de los cuales 37 fueron de género masculino, 61 de género femenino, 44 fueron operados del ojo derecho y 54 del ojo izquierdo con un promedio de eda de 70.6con un rango entre 31 a 89 años.

Tabla 1. Número de pacientes y razón de su exclusión; N = 277

Criterio de exclusión	Numero (N)
Sin datos de refracción al mes postoperatorio	73
Patología ocular previa	54
Biometría calculada por biómetro diferente al IOL Master 700	40
AV POP < 20/40	37
Cirugía ocular previa	23
Sin datos de Historia Clínica	15
LA < 22mm >26 mm	11
Datos incompletos	9
Procedimientos Combinados	7
Cirugía complicada	4
Calculo para visión próxima	2
Cilindro preoperatorio >2 dioptrías	2
Total	277

La Tabla 2 muestra las demás características biométricas de los pacientes incluidos en el estudio, donde se observa una longitud axial promedio de 23.27mm, una amplitud de camara anterior promediomedida por el IOL Master 700 desde la superficie anterior de la córnea a la cara anterior del cristalino de 3.0mm, un espesor promedio de dicho cristalino de 4.5mm, un diametro corneal promedio de 11.8mmy una queratometría promedio preoperatoria de 43.79D. El equivalente esférico preoperatorio promedio fue de 0.53D en los 84 ojos en que fue posible realizar refracción subjetiva

Tabla 2. Características biométricas con mediciones del IOL Master 700; N=98

Características	Promedio mm	Mínimo	Máximo
Longitud Axial	23,27	21,81	25,9
ACD	3	2,26	3,9
Espesor Cristalino	4,5	3,46	5,4
Diámetro Corneal	11,8	10,9	13
K Media Preqx	43,79	40,8	46,51
Edad	70	31	89

K Media Preqx = Queratometría media preoperatoria

EE Preqx = Equivalente esférico preoperatorio

La Tabla 3 muestra el valor en dioptrías, del promedio de error de predicción aritmético y absoluto de cada una de los fórmulas calculado al sustraer el valor del equivalente esférico predicho para cada uno de los ojos, al valor del equivalente esférico medido postoperatoriamente al mes. Muestra además el los valores calculados para la mediana y la desviación estándar del valor absoluto del error de predicción así como el valor del error máximo de predicción. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los valores del promedio absoluto del error de predicción entre las diferentes fórmulas.

Tabla 3. Desempeño de fórmulas usando constantes optimizadas (ULIB) con mediciones del IOL Master 700 LA Promedio = 23.27; N=98 ojos; P=0.9995 (PAEP)

Formula	PEP	PAEP	P50	Desv. Estándar	Error Max
HILL-RBF	0,613	0,374	0,287	0,474	2,61
SRK-T2	0,062	0,379	0,29	0,469	2,54
BARRET	0,138	0,392	0,247	0,478	2,62
HOFFER Q	-0,051	0,399	0,26	0,473	2,39
HAIGIS	-0,02	0,414	0,37	0,48	2,63
HOLLADAY 1	0,003	0,388	0,29	0,464	2,49
SRK-T	0,067	0,389	0,31	0,473	2,59
PANACEA	0,056	0,4	0,305	0,447	2,33

PEP: Promedio del error de predicción en dioptrías

(valor aritmético, tomando en cuantas los signos).

PAEP: Promedio absoluto del error de predicción en dioptrías.

P50: Mediana del valor absoluto del error de predicción en dioptrías.

Se realizó paralelamente un cálculo en número de pacientes y porcentaje de los mismos para cada una de las formulas biométricas, de los errores refractivos que tuvieron de diferencia del predicho contra el medido al mes dentro de las 0.5D y 1.0D respectivamente. Así mismo se realizó un cálculo de desempeño y clasificación de las mismas teniendo en cuenta los valores mencionados anteriormente y que se muestran en la Tabla 4 y la Tabla 5.

La Figura 1 esquematiza de forma mas clara y gráfica dicha clasificación mostrando que la formula biométrica que mejor desempeño tuvo teniendo en cuenta el porcentaje y numero de pacientes dentro de las 0.5D de error dioptrico predicho fue la Hill-RBf y la de menor desempeño la Haigis sin tampoco encontrarse una diferencia estadísticamente significativa entre ellas.

Tabla 4. Porcentaje de refracciones dentro de $\leq 0.5D - 1.0D$; N =98

Formula	$\leq 0.5D$ (N)	$\leq 0.5D$ (%)	$\leq 1.0D$ (N)	$\leq 1.0D$ (%)
HILL-RBF	82	83,67%	94	95,92%
SRK-T2	78	79,59%	94	95,92%
BARRET	77	78,57%	94	95,92%
HOFFER Q	73	74,49%	91	92,86%
HAIGIS	71	72,45%	93	94,90%
HOLLADAY 2	78	79,59%	94	95,92%
SRK--T	82	83,67%	94	95,92%
PANACEA	78	79,59%	92	93,88%

N = Número de Pacientes

% = Porcentaje de pacientes

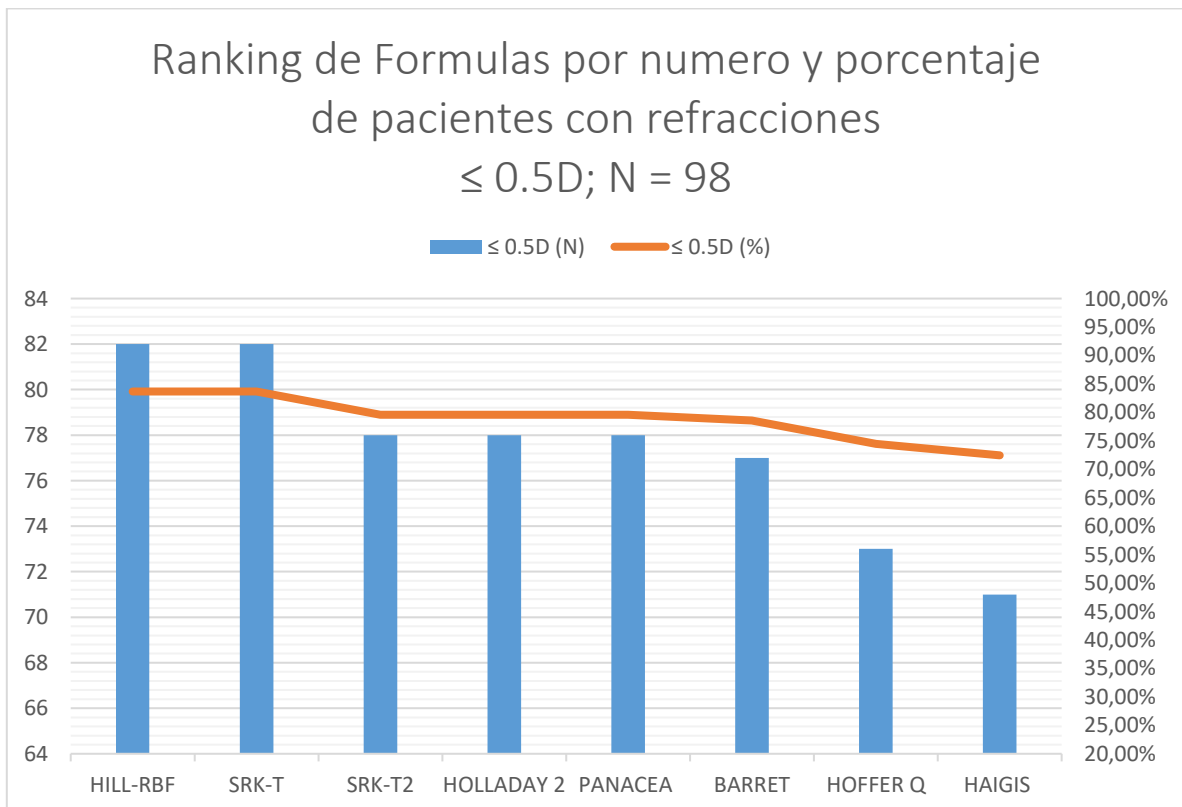
Tabla 5. Clasificación de Formulas por número y porcentaje de pacientes con refracciones $\leq 0.5D$
N = 98

Formula	$\leq 0.5D$ (N)	$\leq 0.5D$ (%)
HILL-RBF	82	83,67%
SRK-T	82	83,67%
SRK-T2	78	79,59%
HOLLADAY 2	78	79,59%
PANACEA	78	79,59%
BARRET	77	78,57%
HOFFER Q	73	74,49%
HAIGIS	71	72,45%

N = Número de Pacientes

% = Porcentaje de pacientes

Figura 1. Clasificación de Formulas por número y porcentaje de pacientes con refracciones $\leq 0.5D$; N = 98



De igual forma y como uno de los objetivos específicos del presente estudio se realizó una categorización de los valores promedio de los diferentes indicadores del error de predicción absoluto de las formulasen conjunto (promedio, mediana, desviación estandar, valor máximo) como se muestra en la Tabla 10.

Dichos valores se hallan primero realizando por separado una clasificación de los promedios de error de predicción absoluto, mediana del valor absoluto de predicción, desviación estándar y error máximo otorgándoles un puntaje de 1 a 8 a cada una de las fórmulas según su desempeño promedio ubicando en primer lugar la que tuviese el menor promedio y en último lugar a la que tuviese el mayor, para luego promediar dicho puntaje como se muestra en las Tablas 6 a 9.

La Figura 2 esquematiza particularmente la clasificación de las fórmulas por el promedio absoluto del error de predicción donde nuevamente la formula Hill-RBF muestra el mejor desempeño y la Haigis el peor.

Tabla 6. Clasificación de fórmulas por promedio absoluto del error de predicción (PAEP)

Puesto	Formula	PAEP
1	Hill-RBF	0,374
2	SRK-T2	0,379
3	HOLLADAY 1	0,388
4	SRK-T	0,389
5	BARRET	0,392
6	HOFFER Q	0,399
7	PANACEA	0,4
8	HAIGIS	0,414

Figura 2. Clasificación de fórmulas por promedio absoluto del error de predicción (PAEP)

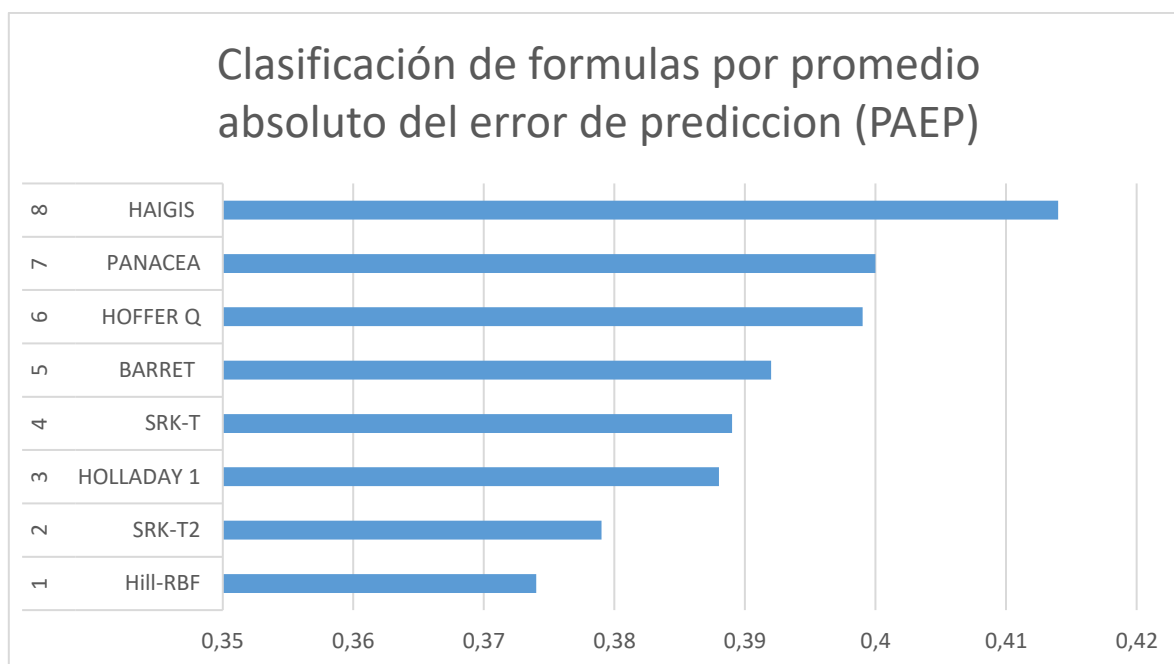


Tabla 7. Clasificación de fórmulas por mediana del valor absoluto del error de predicción (P50)

Puesto	Formula	P50
1	BARRET	0,247
2	HOFFER Q	0,26
3	Hill-RBF	0,287
4	SRK-T2	0,29
5	HOLLADAY 1	0,29
6	PANACEA	0,305
7	SRK-T	0,31
8	HAIGIS	0,37

Tabla 8. Clasificación de fórmulas por desviación estándar

Puesto	Formula	Desv. Estándar
1	PANACEA	0,447
2	HOLLADAY 1	0,464
3	SRK-T2	0,469
4	HOFFER Q	0,473
5	SRK-T	0,473
6	Hill-RBF	0,474
7	BARRET	0,478
8	HAIGIS	0,48

Tabla 9. Clasificación de fórmulas por error máximo

Puesto	Formula	Error Max
1	PANACEA	2,33
2	HOFFER Q	2,39
3	HOLLADAY 1	2,49
4	SRK-T2	2,54
5	SRK-T	2,59
6	Hill-RBF	2,61
7	BARRET	2,62
8	HAIGIS	2,63

La Tabla 10 muestra ya la clasificación de los promedios de promedios de todas las variables analizadas categorizadas en conjunto extraídas de la base de datos general de los 98 ojos que ingresaron al estudio.

En esta tabla se muestra como en conjunto la formula SRK-T2 tiene el mejor desempeño y la formula con el menor desempeño es la Haigis nuevamente. Finalmente la Figura 3 esquematiza esto mismo mostrando además como los resultados de las demas formulas son muy similares entre ellos.

Tabla 10. Clasificación de fórmulas por valores del promedio de promedios de menor mayor; N = 98

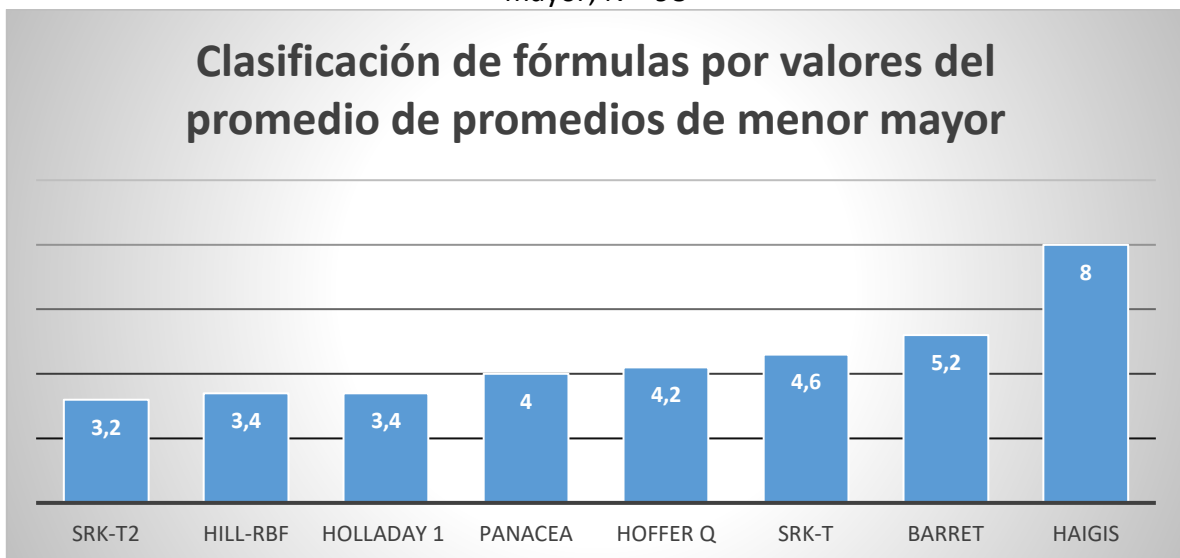
Puesto	Formula	PAEP	P50	Desv. Estándar	Error Max	$\leq 0.5D / PAEP$	Promedios
1	SRK-T2	2	4	3	4	3	3,2
2	Hill-RBF	1	3	6	6	1	3,4
3	HOLLADAY 1	3	5	2	3	4	3,4
4	PANACEA	7	6	1	1	5	4
5	HOFFER Q	6	2	4	2	7	4,2
6	SRK-T	4	7	5	5	2	4,6
7	BARRET	5	1	7	7	6	5,2
8	HAIGIS	8	8	8	8	8	8

PEP: Promedio del error de predicción

PAEP: Promedio absoluto del error de predicción

P50: Mediana del valor absoluto del error de predicción

Figura 3. Clasificación de fórmulas por valores del promedio de promedios de menor mayor; N = 98



7. Discusión

El fin último de la cirugía de catarata fue durante mucho tiempo simplemente reestablecer la transparencia de los medios, posteriormente se le dio importancia al reestablecimiento del poder dióptrico del ojo humano al reemplazar el cristalino por un lente intraocular artificial. Al hacer esto se pudo evidenciar que más allá de reemplazar un lente por otro, se podía intentar corregir los defectos refractivos inicialmente esféricos y posteriormente cilíndricos propios del ojo humano y tender a la emetropización. Finalmente se ha intentado devolver al ojo la propiedad de lograr una buena AV tanto lejana como cercana después de la remoción del cristalino, inicialmente con los lentes bifocales o trifocales y posteriormente con los pseudoacomodativos.

Todos estos lentes que siguen aun en el mercado tienen una indicación específica y una población objetivo y estos no siempre son aptos para la implantación de los mismos por sus características únicas.

Los lentes más ampliamente implantados en el mundo entero son los monofocales, que como su nombre lo indica proveen al ojo humano un único foco, el lejano, quedando el paciente con la necesidad de corrección con gafas o lentes de contacto para lograr una buena AV cercana. Este es el caso entre otros del LIO Monofocal Asférico SN60WF (IQ) de Alcon analizado y evaluado en este estudio.(24)

Cada día más, tanto cirujanos como pacientes nos hemos vuelto más exigentes en la calidad y precisión de los resultados refractivos posteriores a la cirugía de catarata, es por esto que a pesar de que se conoce ampliamente que existen y muy probablemente seguirán existiendo los errores en el cálculo del poder dióptrico de los lentes a implantar, intentamos que dicho error esté lo más cercano a cero, motivo por el cual nos vemos avocados a la necesidad de realizar comparaciones entre los errores predichos por las fórmulas biométricas imprecisas existentes en la actualidad, contra los valores de la refracción manifiesta posoperatoria, para de esta manera intentar optimizar dichas fórmulas además de evidenciar cuál LIO es mejor para cada paciente según sus propiedades biométricas.(24)

Dichas propiedades biométricas propias de cada ojo definen ampliamente sus errores refractivos y es por esto que se ha convertido en todo un reto el cálculo del LIO en pacientes con variaciones amplias de la longitud axial o de la amplitud de la cámara anterior. Sin embargo la gran mayoría de los ojos de los pacientes en se encuentran entre los 22 a 26 mm longitud axial y es por esto que este grupo poblacional fue el enfoque del presente estudio.(17)(25)

Gale y colaboradores concluyeron en un estudio realizado en el Reino Unido por el Royal College of Ophthalmologists en 2009 que por lo menos el 50 % de los pacientes operados de cirugía de catarata deberían alcanzar un equivalente esférico postoperatorio de 0.50D o menos y el 85% de 1.0D o menos(26). Como vemos en el presente estudio esto se logra a cabalidad y ampliamente hoy en día.

Por otro lado Roberts et al. comentan en su estudio publicado en 2018 con 400 pacientes como obtuvieron resultados muy cercanos a los nuestros. El desempeño de todas las fórmulas fue muy similar y de igual manera no hubo diferencias estadísticamente significativas entre ellas, adicionalmente llama la atención que encontraron un desempeño ligeramente mejor de la fórmula Hill- RBF tanto en ojos con longitudes axiales extremas de menos de 22mm o mayores a 26 mm como en ojos entre estos dos valores (22-26mm) tal cual como se evidenció en nuestro estudio.(24) Esto último hace pensar que a pesar de que la muestra de este trabajo fue menor, se necesitaría una muestra aun mayor a 400 casos para intentar hallar una diferencia estadísticamente significativa entre las fórmulas analizadas.

En 2017 Melles y colaboradores publican un artículo de un estudio realizado con 18.501 casos analizando el desempeño de 7 fórmulas biométricas para dos lentes intraoculares, uno de ellos el mismo nuestro y otro muy similar con mediciones realizadas con 1 un biómetro óptico distinto y con un método de análisis prácticamente idéntico. Concluyen que la Barret y la Olsen (Fórmula no analizada en este estudio) tienen el mejor desempeño en ojos con longitudes axiales tanto extremas como estándar y con diferencias estadísticamente significativas(27). Sin embargo en ojos con LA entre 23-25mm todas las fórmulas nuevamente se comportan de manera muy similar. De esto podemos analizar y suponer que con un tamaño de muestra de esta dimensión se podría llegar a definir con significancia estadística y de forma más certera que fórmula tiene un mejor desempeño que las otras.

La serie de casos más grande publicada hasta el momento que incluya la fórmula de Barret para ser analizada en su desempeño y con una muestra lo suficientemente grande para evidenciar diferencias estadísticamente significativas entre esta y otras fórmulas estudiadas, aun usando la constante optimizada, es la publicada por Kane y colaboradores en 2016 con una casuística de 3241 pacientes. Cabe destacar que esta gran serie de casos analiza únicamente el LIO SN60WF de Alcon. En los resultados del mencionado estudio se evidencia que la fórmula de Barret es la que mejor desempeño tuvo en ojos de todas las longitudes axiales al compararla contra otras 6 (Haigis, Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, SRK-T, SRK-T2) y que además estas últimas no tuvieron mayores diferencias de desempeño entre sí.(28)

Aristodemou por su parte en 2011 publicó el estudio más grande realizado hasta la actualidad calculando la eficacia de tres diferentes fórmulas de tercera generación con 8108 casos. Concluyó que la Holladay 1 fue ligeramente mejor que las otras dos(29).

Podemos entonces ver como hay una disparidad y una falta de consenso en la literatura mundial en cuanto a la clasificación del desempeño de las fórmulas biométricas en los distintos artículos publicados teniendo en cuenta ojos con longitudes axiales promedio. Hoffer en el 2000 reporta la superioridad de la SRK-T seguida por la Holladay 1 (31), Narváez y colaboradores en el 2016 no encontraron diferencias entre las fórmulas analizadas (32) y Wang y Chang en 2013 encontraron que la Haigis había sido la más acertada (30).

En nuestro estudio la que mejor desempeño mostró fue la SRK-T2 sin diferencias estadísticamente significativas probablemente por el tamaño de la muestra.

8. Conclusiones

Teniendo en cuenta los resultados en la clasificación de errores de predicción dentro de las 0.5D y de la clasificación de los promedios de error absoluto de predicción, se puede concluir sin significancia estadística que la fórmula que tiende a tener mejor desempeño al calcular el poder dióptrico con la constante 119.0 optimizada por la ULIB para el lente intraocular IQ en pacientes con longitudes axiales de 22-26 mm es la Hill-RBF y que la que menor tiende a tener es la Haigis.

A pesar de que la clasificación teniendo en cuenta el error promedio absoluto de predicción, la mediana del valor absoluto de predicción, la desviación estándar y el error máximo, ponen en primer lugar a la SRK-T2 y a la Hill-RBF en quinta posición

Llama la atención que la fórmula Haigis clasifica de última en todas las mediciones propuestas.

Cabe recalcar de igual manera como el resto de fórmulas muestran un desempeño muy similar entre ellas

Por lo anterior se concluye que con estudios con un mayor número de pacientes y al ampliar la muestra se podría llegar a confirmar o rebatir esta hipótesis dada la pequeña diferencia entre los valores de los errores de predicción de las diferentes fórmulas

Se considera de igual forma que al tener estandarizados los lentes disponibles para la implantación luego de cirugía de catarata en saltos de 0.5D siempre va a haber cabida para el error en el cálculo del lente a implantar, que a pesar de que en la mayoría de casos no es clínicamente relevante, en algunos casos pueden significar una inconformidad grande para el paciente cada vez más demandante de la excelencia de los resultados y por ende los cálculos derivados de la práctica profesional.

9. Referencias bibliográficas

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. Steinert RF, Chang DF, Bissen-Miyajima H, Fine IH, Gimbel H V, Koch DD, et al. *Cataract Surgery*. 2010. all.
7. Saaddine J, Benjamin S, Pan L, Venkat Narayan K, Tierney E, Kanjilal S. Prevalence of Visual Impairment and Selected Eye Diseases Among Persons Aged \geq 50 Years With and Without Diabetes --- United States, 2002 [Internet]. CDC. 2004 [citado 7 de octubre de 2017]. Disponible en: <https://www.cdc.gov/MMWR/preview/mmwrhtml/mm5345a3.htm>
8. 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.
9. 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.

10. 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. 2016;2016.
11. Chylack LT, Wolfe JK, Singer DM, Leske MC. The Lens Opacities Classification System III. Arch Ophthalmol. 1993;
12. 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.
13. Laboratories A. Product information AcrySof IQ Aspheric IOL. 2010. p. 1-14.
14. 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.
15. Cooke DL, Cooke TL. Prediction accuracy of preinstalled formulas on 2 optical biometers. J Cataract Refract Surg. 2016;42(3):358-62.
16. Olsen T. Calculation of intraocular lens power : a review The statistical. Acta Ophthalmol Scand. 2007;472-85.
17. 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. 2017;17(1):62.
18. 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 Cartaract Refract Surg. 2017;43(2):195-200.
19. 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. Clin Experiment Ophthalmol. 2017;
20. Kongsap P. Comparison of a new optical biometer and a standard biometer in cataract patients. Eye Vis. 2016;3(1):27.
21. 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. 2017;43(1):74-9.
22. 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. 2016;42(8):1165-72.

23. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Accuracy of 3 new methods for intraocular lens power selection. *J Cataract Refract Surg.* 2017;43(3):333-9.
24. Roberts TV, Hodge C, Sutton G, Lawless M, contributors to the Vision Eye Institute IOL outcomes registry. 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.* abril de 2018;46(3):240-6.
25. 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.
26. Gale RP, Saldana M, Johnston RL, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye.* enero de 2009;23(1):149-52.
27. Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas. *Ophthalmology.* febrero de 2018;125(2):169-78.
28. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power formula accuracy: Comparison of 7 formulas. *J Cataract Refract Surg.* octubre de 2016;42(10):1490-500.
29. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Intraocular lens formula constant optimization and partial coherence interferometry biometry: Refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg.* enero de 2011;37(1):50-62.
30. Wang J-K, Chang S-W. Optical biometry intraocular lens power calculation using different formulas in patients with different axial lengths. *Int J Ophthalmol.* 2013;6(2):150-4.
31. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. *J Cataract Refract Surg.* agosto de 2000;26(8):1233-7.
32. Narváez J, Zimmerman G, Stulting RD, Chang DH. Accuracy of intraocular lens power prediction using the Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, and SRK/T formulas. *J Cataract Refract Surg.* diciembre de 2006;32(12):2050-3.

Anexos

Anexo 1

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
K1 Plana IOL Master	Valor en Dioptrías del poder del meridiano corneal más plano antes de cirugía medido con el IOL	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las formulas biométricas

	Master		
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
Queratometria preoperatoria media IOL Master	Valor en Dioptrías 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 Dioptrías 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 Dioptrías 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
Equivalente Esférico	Resultado en dioptrías de la suma algebraica del defecto esférico más la mitad del defecto cilíndrico del ojo a analizar antes de cirugía	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de las formulas biométricas
Poder del lente implantado	Valor en Dioptrías del poder del Lente	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de las

	Intraocular implantado en el ojo a analizar		formulas biométricas
Hill RBF	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
SRK-T Modificada	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
Barret 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
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

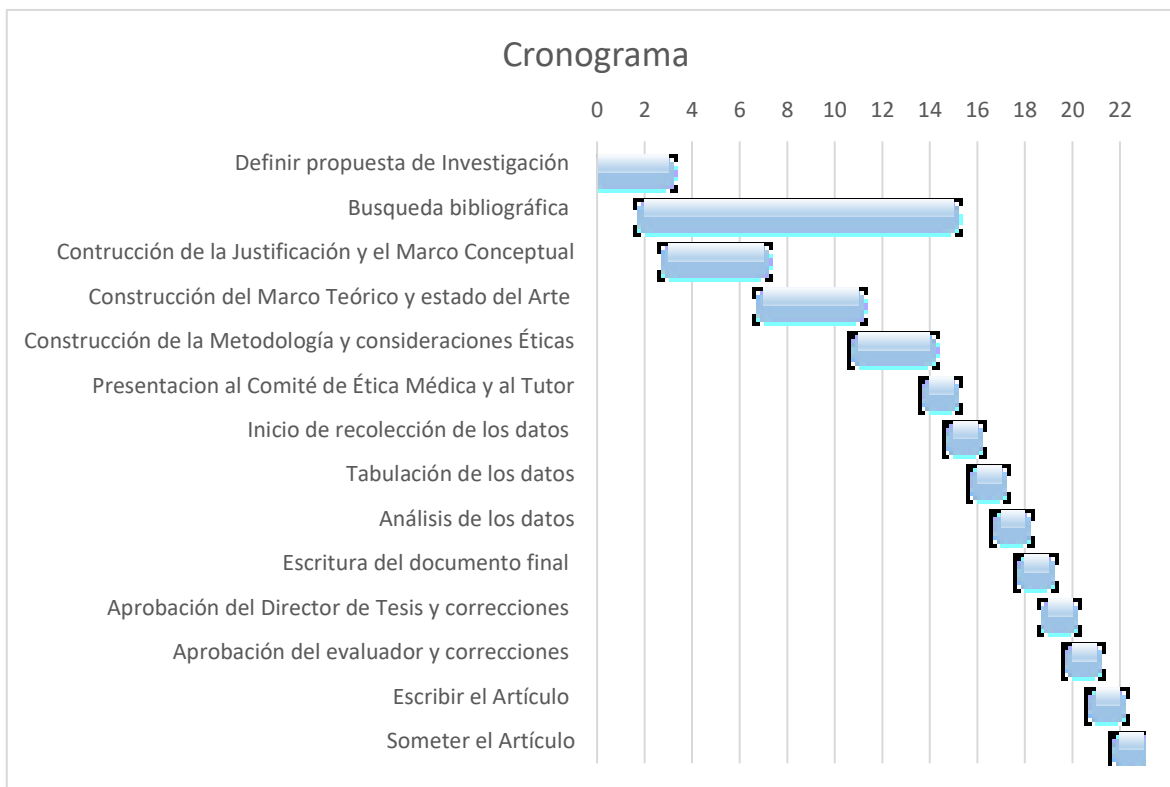
	formula		
Panacea con ULIB	Valor en Dioptrías del defecto esférico residual del ojo a analizar al implantar el Lente Intraocular predicho por esta formula	Cuantitativa continua	Para poder calcular el error de predicción de esta fórmula biométrica
Univers IOL SF	Valor en Dioptrías del defecto esférico 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	Cuantitativa continua	Para evaluarlo como factor de riesgo de error del cálculo de las

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

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

Agudeza Visual postoperatoria	Resultado de la medición de la agudeza visual del ojo a analizar en la notación de Snellen	Cuantitativa discreta	Determinar que agudeza visual tiene el paciente al implantar el lente intraocular predicho por una determinada formula biométrica
Holladay I Surgeon factor	Valor aritmético de la constante surgeon a factor para esta formula	Cuantitativa continua	Determinar la constante de corrección de esta fórmula biométrica para cada lente implantado
SRK-T Constante A	Valor aritmético de la constante A para esta formula	Cuantitativa continua	Determinar la constante de corrección de esta fórmula biométrica para cada lente implantado
Hoffer Q Amplitud de cámara anterior ACD	Valor aritmético de la constante ACD para esta formula	Cuantitativa continua	Determinar la constante de corrección de esta fórmula biométrica para cada lente implantado

Cronograma de Actividades



Presupuesto

Presupuesto Global

Rubro	Fuente		Total
	UNAB	Investigador Principal	
Personal	2.872.720	6.894.000	9.766.960
Publicaciones y material bibliográfico	0	350.000	350.000
Equipos y Software	0	5.150.000	5.150.000
Total	2.872.000	12.484.000	15.356.000

Presupuesto Desglosado

Personal

Rol	Formacion	Función en el Proyecto	Dedicación horas semana (Total Semanas)	Costo hora	Fuente		Total
					UNAB	Investigador Principal	
Ivestigador Principal	Pregrado	Diseñar, recoger los datos, tabular y escribir el informe	6 (80 semanas)	14.363	0	6.894.240	6.894.240
Director de Tesis	Subespecialista	Guiar durante el proceso de elaboracion de la tesis	1 (80 semanas)	35.909	2.872.720	0	2.872.720
Total					2.872.720	6.894.240	9.766.960

Publicaciones y Material Bibliográfico

Ítem	Justificación	Fuente		Total
		UNAB	Investigador Principal	
Libro Stata Grahics	Presentacion de los resultados de manera gráfica	0	150.000	150.000
Pago Traducción Artículo a Ingles	Publicacion de artículo en revista internacional indexada en idioma ingles	0	200.000	200.000
Total		0	350.000	350.000

Equipos y Software

Equipo	Costo Unitario	#	Fuente		Total
			UNAB	Investigador Principal	
Computador Portatil	2.800.000	1	0	2.800.000	2.800.000
Disco Duro Externo	200.000	1	0	200.000	200.000
Stata	1.700.000	1	0	1.700.000	1.700.000
Impresora	300.000	1	0	300.000	300.000
Office 365	150.000	1	0	150.000	150.000
Total			0	5.150.000	5.150.000