



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

FUNDACIÓN HOSPITAL NUESTRA SEÑORA DE LA LUZ, I.A.P.

PRESENTA: OSCAR MAURICIO MEDRANO MONTIEL

**“COMPARACIÓN DE FÓRMULAS DE ÚLTIMA GENERACIÓN PARA EL
CÁLCULO DE LENTE INTRAOCULAR EN OJOS CON LONGITUDES
AXIALES EXTREMAS”**

TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO DE ESPECIALIDAD EN
OFTALMOLOGÍA

ASERORES: DRA. AZYADEH CAMACHO ORDOÑEZ,
DR. OSCAR GUERRERO BERGER

CIUDAD DE MÉXICO, FEBRERO DE 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatorias:

A mis padres Oscar y Paty quienes con su amor incondicional tuvieron la certeza de que lograría mis objetivos, a ellos que me fueron guiando en mi vida personal y profesional les digo que esto que logro hoy es logro de ellos también.

A mi novia, Marce, tu estuviste a mi lado desde que era un estudiante, me apoyaste en momentos difíciles y me mostraste más de una vez que el camino lo recorreremos juntos, y así el camino se disfruta, lo que logre hoy también es tuyo.

Agradecimientos:

Mi más profundo agradecimiento las autoridades de esta institución quienes vieron en mi potencial para permitirme realizar mi proceso formativo como un oftalmólogo de excelencia.

A la Dra. Azyadeh Camacho quién desde el primer día de ser mi asesora me ayudó a trazar el camino de este proyecto de investigación, esclareciendo mis dudas y aportándome los medios e información necesaria.

Al Dr. Oscar Guerrero, quien con su ejemplo me inspiró a buscar la excelencia en mi que hacer como oftalmólogo.

Contenido

Resumen:	1
1. Antecedentes	2
1.1 Catarata:	2
1.2 Cálculo de lente intraocular	3
1.3 Biómetro.	4
1.4 Fórmulas	5
1.5 Panorama actual:	6
1.6 Planteamiento del problema:	9
1.7 Pregunta de investigación	10
1.8 Justificación:	10
1.9 Hipótesis	10
1.9.1 Hipótesis nula:	10
1.9.2 Hipótesis alterna:	10
1.10 Objetivos	11
1.10.1 Objetivo General	11
Comparar la precisión de las fórmulas de última generación Kane, EVO y Olsen con Barrett Universal II.	11
1.10.2 Objetivos secundarios	11
○ Determinar la fórmula más precisa en ojos pequeños.	11
○ Determinar la fórmula más precisa en ojos largos.	11
2.0 Metodología	11
2.1 Diseño:	11
2.1.1 Población	11
2.1.2 Tamaño de muestra	12
2.2 Criterios de selección del estudio:	12
2.2.1 Criterios de inclusión:	12
2.2.2 Criterios de exclusión:	12
2.2.3 Criterios de eliminación:	12
2.3 Variables:	13

2.4 Procedimiento de Visita:	14
2.5 Instrumentos de medición	15
3.0 Análisis estadístico	15
4.0 Consideraciones éticas	16
5.0 Consideraciones financieras	16
6.0 Resultados	16
7.0 Discusión:	21
8.0 Conclusión	23
9.0 Anexos	24
9.1 Calendario de actividades	24
9.2 Consentimiento informado	25
10. Bibliografía:	26

Resumen:

Antecedentes: Con el constante avance de tecnología en cuanto al material de lentes, técnicas quirúrgicas y fórmulas para un correcto cálculo de lente intraocular, los resultados se pueden predecir con mayor exactitud; así mismo los ojos con longitudes extremas (menores de 22 mm y mayores de 24.9 mm) agregan complejidad a los resultados refractivos esperados.

Objetivo: Este estudio compara las fórmulas para cálculo de lente intraocular (LIO) más recientes y medirá que fórmula presenta mayor exactitud así como variabilidad al hacer los cálculos en ojos con longitudes extremas.

Material y métodos: Se llevó a cabo un estudio ambispectivo y comparativo, en pacientes post operados de cirugía de facoemulsificación en la Fundación Hospital “Nuestra Señora de la Luz” I.A.P, en los cuales se evaluarán ojos con longitudes extremas que cumplan los criterios de inclusión, y la información obtenida se comparó entre grupos con una prueba de Kruskal Wallis para datos no paramétricos. Se tomó como significativo un valor de p menor a 0.05. Se comparó la refracción prevista a partir de 4 fórmulas (OLSEN, Kane, EVO y Barrett Universal II (BUII)) con la refracción posoperatoria al mes para las siguientes longitudes axiales: meros de 22mm (corto) y mayores de 25mm (largo).

Resultados:

En ojos cortos, los porcentajes dentro $\pm 0.5D$ fueron mayores para la fórmula Olsen (82%) comparadas con Kane (71%), EVO y BUII (75%), $p (>0.05)$. En ojos largos, BUII (69.6%). En comparación con Olsen (68%), EVO (68%) y Kane (68.8%), $p (>0.05)$. En ojos cortos, el MAE (error medio absoluto) fue más bajo con Olsen 0.36 ± 0.62 , mientras que ojos largos fue BUII (0.45) y Olsen. (0.45).

Discusión:

Encontramos mejores resultados con OLSEN en ojos hipermétropes contrastado a lo reportado en con resultados con KANE, aunque no sean estadísticamente significativos. En ojos miopes encontramos resultados similares a los reportados en la literatura dónde la fórmula BUII presenta mejor desempeño.

Conclusión:

Las fórmulas de última generación tienen una gran exactitud al predecir el resultado refractivo final. En ojos cortos Olsen mostró mejores resultados y para ojos largos BUII.

1. Antecedentes

1.1 Catarata:

La catarata es definida como la opacidad del cristalino, resultando inicialmente en la disminución de la agudeza visual que eventualmente puede ocasionar ceguera en caso de no ser tratada. La mayoría de los casos se relaciona al envejecimiento, sin embargo, también se asocia a causas congénitas, traumáticas, e inflamatoria. Se considera la primera causa de ceguera prevenible en el mundo y la segunda causa de discapacidad visual después de los errores refractivos. ^(1,2)

La OMS estima que alrededor de 18 millones de personas padecen de ceguera bilateral a causa de esta enfermedad, presentando el 48% del total de personas ciegas. ^(3,4) En la mayoría de los casos es bilateral asimétrica, el riesgo de padecer catarata aumenta década a década a partir de los 40 años de edad, afectando aproximadamente a 1 de cada 6 personas a partir de esta edad. ⁽³⁾ En Latinoamérica no es la excepción en la regla, en esta zona geográfica las cataratas también representan la principal causa de ceguera siendo responsables del 41 al 87% de los casos en las personas mayores de 50 años. ⁽⁵⁾

En México, la catarata afecta principalmente a personas de bajos recursos, edad avanzada y a personas que habitan en zonas de marginación. ⁽⁶⁾ En el estudio realizado por López-Star et al ⁽⁷⁾ se concluyó que en la ciudad de Querétaro la principal causa de ceguera es la catarata. En Nuevo León el RACSS (Evaluación rápida de servicios quirúrgicos de cataratas) estima que la principal causa de baja visión es a consecuencia de catarata; ⁽⁵⁾ en Chiapas el RAAB (Evaluación rápida de segura evitable) tiene resultados similares en cuanto a su estadística. ⁽⁸⁾ Sin embargo, al momento no existe todavía un estudio multicéntrico a nivel nacional que estime la incidencia y prevalencia nacional de las causas de ceguera y cataratas.

Se han descrito diversos factores de riesgo para el desarrollo de catarata, siendo el principal la edad, aunque también se ha asociado a tabaquismo, exposición a luz ultravioleta (solar), consumo abusivo de alcohol, diabetes mellitus, uso prologado de corticoesteroides, cirugías oculares previas, trauma ocular, miopía alta y cuadros inflamatorios oculares. ^{(9) (10)}

Al no existir tratamiento médico para tratar o prevenir la progresión de catarata; la microcirugía es el tratamiento definitivo que consiste en el retiro del cristalino y la colocación de un lente intraocular (LIO).

1.2 Cálculo de lente intraocular

Los resultados refractivos post operatorios secundarios a la cirugía de catarata han alcanzado nuevos estándares cercanos a la perfección. La biometría es ahora más moderna para el cálculo de LIO, así como las fórmulas y las técnicas quirúrgicas han contribuido a una significativa mejoría de los resultados hasta el grado de llegar a predecir el resultado refractivo. Dentro de los factores que pueden alterar el poder dióptrico de una LIO se encuentra la longitud axial, las queratometrías, la profundidad de la cámara anterior, las características propias de la LIO y la refracción previa del paciente.

Para poder medir la longitud axial se hace uso de la biometría, la cual es rápida, indolora y permite realizar mediciones de las estructuras oculares. Existen dos maneras de obtener la longitud axial: el ultrasonido y por medio de rayos infrarrojos; este último realizado por interferometría de coherencia parcial (PCI). Esta técnica se basa en la proyección de dos haces de luz infrarroja, en dirección al polo posterior del ojo midiendo la reflexión que sufren en las distintas interfases oculares, teniendo una elevada precisión haciéndolo el instrumento ideal para realizar biometría en casos como longitudes extremas, presencia de aceite de silicón en cavidad vítrea o cuando es necesario recalcular el poder del LIO. Sus limitaciones radican en su poca penetración en medios opacos como leucomas, cataratas densas, hemorragias vítreas, etc. ⁽¹¹⁾

Las queratometrías son datos que el biómetro solicita para calcular el poder del LIO, obteniendo un valor promedio. Se acepta que un error queratométrico de 1 D representará un error de la misma magnitud en el cálculo del LIO. ⁽¹²⁾ El valor de la profundidad de la cámara anterior depende de la longitud axial y de la posición postoperatoria de la LIO. Se tiene como conocimiento la siguiente premisa un error de 0,1 mm producirá un error de 0.1 D en el cálculo de la LIO. ⁽¹²⁾

De acuerdo con las características del LIO existen ciertas constantes que toman parte en el cálculo del mismo lente. La constante A representa la distancia existente entre la superficie anterior de la lente intraocular y la superficie utilizada en la superficie posterior de la córnea. Esta constante es usada en las fórmulas SRK II, SRK/T y Hoffer Q. Otras constantes son la constante ACD que se usa en la fórmula SRK/T y Binkhorst; la SF (factor del cirujano por sus siglas en ingles) empleada en la fórmula Holladay. ⁽¹¹⁾

Tomando en cuenta lo anterior se considera que la mayor parte de los errores refractivos atribuibles al LIO, independientemente del error del cálculo son la inclinación de la misma generando defectos esféricos y cilíndrico, ejemplo una inclinación de 20 grados produce un efecto cilíndrico de 2D; desplazamientos en la localización producen efectos prismáticos y las modificaciones en la ubicación anteroposterior producirán defectos esféricos. ⁽¹²⁾

Al realizar cirugía en un ojo en el que se pretende implantar un LIO, es importante conocer el estado general refractivo del paciente (también del ojo controlateral), de esta manera se pretende emetropizar al paciente, sin embargo, existen cirujanos que prefieren miopización pequeña para facilitar la visión cercana y disminuir la falta de capacidad acomodativa del LIO. ⁽¹⁾

1.3 Biómetro.

Como se mencionó con anterioridad una de las maneras de obtener la longitud axial es por rayos infrarrojos mediante la interferometría de coherencia parcial (PCI). Esta técnica se basa en la proyección de dos haces de luz infrarroja (780nm), en dirección al polo posterior del ojo midiendo la reflexión que sufren en las distintas interfases oculares. Esta técnica en la obtención de la biometría la hace muy exacta por lo que es considerado el instrumento ideal para realizarla. ⁽¹¹⁾

No obstante, las únicas limitaciones encontradas en donde su exactitud o su uso es debatible es cuando existen medios opacos que interfieran en la penetración de la luz infrarroja, como leucomas, cataratas densas hemorragias vítreas etc. Una fortaleza de este biómetro es que es ideal para longitudes extremas y en casos en donde también exista aceite de silicón en la cavidad vítreas. ⁽¹³⁾

1.4 Fórmulas

En 1949 Ridley fue el primer cirujano en realizar un implante de LIO, debido al número de complicaciones no fue hasta 1970 cuando su uso se empezó a ampliar. Al inicio todas las lentes tenían el mismo poder, sin embargo, después se observó que algunos pacientes quedaban hipo o hiper corregidos. Al tratar de eliminar estos errores surgieron las primeras fórmulas que se basaron en la longitud axial y las queratometrías. En base a esto algunos autores clasifican las fórmulas con base a generaciones de la siguiente manera: ^(14,15)

Fórmulas de 1ª generación:

El Dr. Fyodorov fue el primero en publicar una fórmula para calcular el LIO en 1967. Se basó en la longitud axial, queratometrías y consideró como constantes la refracción corneal y la profundidad de la cámara anterior. ⁽¹⁵⁾ Posteriormente Sanders, Retzlaff y Kraft desarrollaron una fórmula empírica que se basa en estudios refractivos postoperatorios teniendo en cuenta el LIO colocado, por esta razón se les conoce como fórmulas de regresión. A esta fórmula se le como SRK por las iniciales de sus autores.

Fórmulas de 2ª generación:

Más adelante Binkhorst y Hoffer se dieron cuenta que los ojos miopes quedaban hiper corregidos, mientras que los hipermétropes quedaban hipocorregidos, así determinaron que la profundidad de la cámara anterior no podía ser una constante y debía de ser calculada con base a la longitud axial.

Sanders y colaboradores notaron algo similar y modificaron la constante A (constante que depende de cada lente intra ocular) en función de la longitud axial, aumentado 1, 2 o hasta 3 dioptrías al valor de A para ojos hipermétropes y restando 0.5 D en ojos miopes, así la formula SRK se convirtió en la fórmula SRK II. ^(14,15)

Fórmulas de 3ª generación:

Las fórmulas de esta generación se centraron en predecir la posición efectiva del LIO dependiendo de la longitud axial y las queratometrías. Así nacieron las siguientes fórmulas, Hoffer Q, Olsen, Holladay I y SRK/T.

Es importante mencionar que para predecir en el preoperatorio la profundidad de la cámara anterior, posoperatoriamente debe relacionarse con la longitud axial, la altura de la cúpula corneal, radio de curvatura corneal y el factor del cirujano. ⁽¹⁶⁾

Fórmulas de 4ª generación:

Estas fórmulas emplean más de dos factores para predecir la posición efectiva de la lente. Holladay II utiliza siete variables. Históricamente las fórmulas para el cálculo de LIO se clasificaban por generaciones; actualmente se tiende a clasificarlas de la siguiente manera: ⁽¹⁶⁾

Basadas en la refracción del paciente. Estas fueron las primeras fórmulas para calcular el LIO y de manera general se estimaba de la siguiente manera: Poder del LIO = $a + 18.00 + (1.25 \times \text{equivalente esférico preoperatorio})$ siendo ya una fórmula obsoleta.

Basadas en regresión: Estas fórmulas derivan del análisis de los datos previos sin basarse en la teoría óptica. Ejemplo de estas fórmulas son SRK y SRK II.

Basadas en Vergencia. Estas siguen la óptica Gaussiana de Fyodorov. La base teórica es la siguiente: la vergencia del objeto + la vergencia del lente es igual a vergencia de la imagen. La principal debilidad de esta fórmula radica en el cálculo preciso de la posición efectiva del lente. Para calcular esto se toman en cuenta desde 2 hasta 7 variables dependiendo el tipo de fórmula utilizado, Ejemplos de fórmulas que utilizan 2 variables son: Holladay 1, SRK/T, Hoffer Q. De 3 variables: Haigis y Ladas Super Formula. De 5 variables: Barrett Universal II y de 7 variables: Holladay 2.

Basadas en inteligencia artificial: aunque son una variante de las fórmulas de regresión, estas fórmulas utilizan una gran base de datos y un sofisticado modelo estadístico de ingeniería. Ejemplos de estos son Clarke Neural Network y Hill -RBF.

Basados en trazados por rayo: Okulix y Phacooptics (Olsen).

1.5 Panorama actual:

Actualmente un adecuado y certero cálculo del lente intraocular (LIO) juega un papel fundamental en el resultado refractivo post operatorio del paciente. Hoy en día existen múltiples herramientas basadas en cálculos complejos. Wang y colaboradores ⁽¹⁶⁾ describen que es

necesario una serie de pasos preoperatorios, transoperatorio y postoperatorios para un correcto abordaje del cálculo intraocular.

Dentro de los pasos preoperatorios destacan el tomar una adecuada biometría ocular por medio de uno o más dispositivos, el cálculo de lente intraocular a través de una o más fórmulas; durante el transoperatorio el realizar una cirugía precisa con una adecuada colocación del LIO y en el postoperatorio una corrección del error refractivo anatómico postoperatorio buscando corregir errores refractivos no deseados. ⁽¹⁶⁾

Aún con procesos así de complejos, algunos autores reportaban una exactitud del 91% con la fórmula Hill-RBF (radial basis function). variando entre ± 0.50 dioptrías (D) ⁽¹⁷⁾. en este último estudio se encontró que menos del 1% de los cirujanos tiene una exactitud del 92% teniendo como objetivo tener una refracción post operatoria de ± 0.50 D. En ese estudio también encontró que la exactitud era menor mientras más complejo fuera el ojo para operar.

Se tiene el consenso en general que es necesario mejorar la exactitud para calcular efectivamente las medidas corneales, ⁽¹⁸⁾⁽¹⁶⁾ emplear un trazado óptico confiable, estimar más precisamente la posición efectiva del lente y contar con la refracción post operatoria exacta. La mayoría de los cirujanos someten todos estos datos a validación para saber si los datos obtenidos son correctos o incorrectos. Los criterios más confiables de validación son el Lenstar de Haag- Streit y el IOL Master de Zeiss ⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾⁽²¹⁾.

Todo lo anterior tiene el objetivo de proveer al cirujano de datos precisos y replicables en los pacientes sometidos a cirugía de catarata. Para esto se tienen que tomar en cuenta ciertas definiciones básicas como el error refractivo predicho (ERP) que es definido como la diferencia entre la refracción preoperatoria en equivalente esférico menos la refracción esperada en equivalente esférico. ⁽⁷⁾ Los parámetros clave para calcular el error refractivo predicho son el error medio aritmético (EM); que suele estar sistematizado y estadísticamente comparado a cero (un error medio aritmético diferente a cero indica que se están obteniendo refracciones postoperatorias hipermetrópicas o miópicas de manera sistematizada dependiendo el resultado) y de las desviaciones estándar que tienden a acercarse al error medio aritmético. ⁽²²⁾

El error medio absoluto (EMA) se calcula con los resultados después de reducir el error medio aritmético a cero, por lo tanto, se dice que el EMA es el promedio de la diferencia absoluta entre

los resultados y las predicciones de los errores refractivos y funge como el principal parámetro en los estudios que hablan respecto al cálculo de LIO. Ahora, estos datos no suelen seguir una distribución normal y es afectada por los datos en sus extremos, ha surgido un nuevo termino para reemplazar al EMA que es la media del error absoluto (MedAE). Este último valor se encuentra en el centro de la localización de los diversos errores absolutos y es menos afectado por los valores encontrados en los extremos de los datos obtenidos. ⁽²¹⁾

Kane y colaboradores ⁽²³⁾ demostraron que el seguimiento con el MedAE es más preciso comparado con EMA. Sin embargo, Wang y colaboradores ⁽²¹⁾ sugieren que, dado que la gran mayoría de fórmulas requieren del EMA y no MedAE, es necesario reportarlos todavía con el EMA y adicionalmente con el MedAE.

Obtener refracciones postoperatorias que rondan entre ± 0.50 a 1.0 D es el objetivo refractivo meta de los cirujanos de catarata y reducirlo para llegar a un error refractivo todavía menor ha sido el nuevo objetivo. Aristimodemou y colaboradores en el 2011 reportaron una serie de un gran número de pacientes en el cual reportaron que el 71 al 95% de los pacientes terminaron con una refracción predicha que rondaba entre 0.5 y 1.0 dioptría. ⁽¹⁸⁾

De manera similar Melles y colaboradores en un estudio multicéntrico reportaron que el 81% al 98% de sus pacientes terminaron con una refracción predicha que rondo entre 0.5 y 1.D. ⁽²⁴⁾

Las fórmulas de generaciones pasadas como Haigis, Hoffer Q, Holladay1 y SRK-T son cada vez menos usadas en comparación con las fórmulas más modernas. Con la incorporación de biómetros, estas fórmulas son más accesibles y menos propensas a errores.

Algunos otros autores han propuesto que la fórmula de Barrett Universal II tiene el error absoluto más bajo comparado con otras fórmulas modernas, ⁽²³⁾⁽²⁴⁾ sin embargo, no fueron comparadas contra la fórmula Kane.

El método Hill-RBF V.2 usa un sistema de aprendizaje adaptativo sobre una gran base de datos para predecir los resultados refractivos. Por ejemplo, para un determinado ojo, compara entre distintos ojos de dimensiones similares para brindar un resultado refractivo exacto. La fórmula Holladay 2 también ha sido recientemente actualizada incluyendo ajustes en la longitud axial. ⁽²³⁾

La fórmula de Kane es una nueva fórmula de cálculo del LIO creada en base a grandes acúmulos de información de algunos cirujanos seleccionados quienes operaban grandes volúmenes de pacientes; utilizando una combinación de óptica teórica, lentes delgadas y una gran base de datos para hacer sus predicciones.

Las medidas utilizadas en la fórmula de Kane son la longitud axial, queratometrías, profundidad de cámara anterior, espesor del lente, grosor corneal central y género del paciente.

Otra nueva formula que ha tomado gran interés por algunos cirujanos es la formula óptica de verificación de emetropía o EVO por sus siglas en inglés, es una nueva fórmula para lentes gruesos basada en la teoría de la emetropización. Esta fórmula usa la longitud axial, queratometría y profundidad de la cámara anterior, con variables opcionales como el grosor del lente y el grosor central corneal. La Fórmula Olsen se basa en dos medidas adicionales (Refracción preoperatoria y espesor del cristalino) para el cálculo de LIO. En un estudio realizado por Melles et al, encontraron que la fórmula EVO es más exacta que la fórmula Hill-RBF 2.0 sin embargo era menos exacta comparada con la fórmula Kane. ⁽²⁵⁾

Connell y colaboradores en 2019 reportaron que la fórmula Kane obtuvo el valor más preciso en las siguientes mediciones MAE, desviación estándar del valor medio predicho y MedAE, así como un alto porcentaje de pacientes quedaron con un valor de 0.25 y 0.5 D de error refractivo predicho comparado contra fórmulas como Barrett Universal II, Hill-RBF, Olsen, Holladay 2, Haigis, entre otras.⁽²⁶⁾

1.6 Planteamiento del problema:

En la búsqueda de perfeccionar los resultados refractivos postoperatorios de pacientes sometidos a cirugía de catarata, el advenimiento de nuevas fórmulas ha contribuido en la mejoría de estos resultados, sin embargo, es necesario realizar una comparación entre fórmulas para asegurar los mejores resultados refractivos en ojos con longitudes axiales extremas, determinar la precisión de cada una de ellas que contribuirá a la obtención de los resultados deseados.

1.7 Pregunta de investigación

¿Las fórmulas de última generación (Kane, EVO y Olsen) son precisas en el cálculo de lente intraocular en ojos con longitudes axiales extremas (menores de 22 y mayores de 25 milímetros) en comparación con Barrett Universal II?

1.8 Justificación:

Ante el advenimiento de nuevas fórmulas para calcular con mayor exactitud el LIO y una mayor exigencia en cuanto al resultado refractivo posoperatorio, saber elegir que fórmula es la más exacta o que fórmula se adapta mejor a determinado paciente es fundamental para el resultado; por lo que es necesario valorar los resultados refractivos y compararlos con las nuevas fórmulas para así ver que tan reproducibles son los estudios ya citados en nuestra población en ojos con longitudes axiales extremas, menores de 22 y mayores de 25 milímetros.

1.9 Hipótesis

1.9.1 Hipótesis nula:

El cálculo de lente intraocular con la fórmula Kane, EVO y Olsen no es tan preciso como con la fórmula Barrett Universal II en ojos con longitudes axiales extremas.

1.9.2 Hipótesis alterna:

El cálculo de lente intraocular con la fórmula Kane, EVO y Olsen es más preciso en comparación con la fórmula Barrett Universal II en ojos con longitudes axiales extremas.

1.10 Objetivos

1.10.1 Objetivo General

Comparar la precisión de las fórmulas de última generación Kane, EVO y Olsen con Barrett Universal II.

1.10.2 Objetivos secundarios

- Determinar la fórmula más precisa en ojos pequeños.
- Determinar la fórmula más precisa en ojos largos.

2.0 Metodología

2.1 Diseño:

- Estudio ambispectivo y comparativo, en pacientes post operados de cirugía de facoemulsificación en la Fundación Hospital “Nuestra Señora de la Luz” I.A.P.

2.1.1 Población

- Población blanco: Pacientes de cualquier género con diagnóstico establecido de catarata de acuerdo a la clasificación *Lens Opacity Classification System* (LOCS III).⁽²⁷⁾
- Población elegible: Pacientes de cualquier género con diagnóstico establecido de catarata de acuerdo a la clasificación *Lens Opacity Classification System* (LOCS III) ⁽²⁷⁾, que acudan al departamento de Segmento anterior de la Fundación Hospital “Nuestra Señora de la Luz” I.A.P.
- Población participante: Pacientes de cualquier género con diagnóstico establecido de catarata de acuerdo a la clasificación *Lens Opacity Classification System* (LOCS III), que acudan al departamento de Segmento anterior de la Fundación Hospital “Nuestra Señora de la Luz” I.A.P o que fueran operados desde el año 2018 y que cumplan con los criterios de inclusión.

2.1.2 Tamaño de muestra

Utilizando la siguiente fórmula estimamos el tamaño de la muestra:

$$n = (Z_{\alpha/2} + Z_{\beta})^2 * (p_1(1-p_1) + p_2(1-p_2)) / (p_1 - p_2)^2$$

donde $Z_{\alpha/2}$ es el valor crítico de la distribución normal a $\alpha/2$, Z_{β} es el valor crítico de la distribución normal en β , y p_1 y p_2 son las proporciones esperadas en los grupos. Estas proporciones se tomaron de Connell et al. ⁽²⁶⁾

De tal manera que se incluirán 192 sujetos en el estudio.

2.2 Criterios de selección del estudio:

2.2.1 Criterios de inclusión:

- Edad \geq 18 años.
- Ambos sexos.
- Diagnóstico de catarata según *Lens Opacity Classification System III*. ⁽²⁷⁾
- Pacientes que sean sometidos a facoemulsificación.
- Pacientes a quienes se les implante lente monofocal ENVISTA.
- Consentimiento informado firmado.
- Pacientes con longitud axial < 22 mm y mayores de 25 mm.

2.2.2 Criterios de exclusión:

- Alteraciones corneales que influyan en el resultado refractivo (ectasias, antecedente de queratoplastia, antecedente de cirugía de córnea).
- Biometría incompleta.
- Astigmatismo corneal mayor a 2 dioptrías.
- Valores queratométricos mayores de 48 D y menores de 40 D.

2.2.3 Criterios de eliminación:

- Cirugía con complicaciones transquirúrgicas y posquirúrgicas.
- Pérdida de seguimiento posoperatorio.
- Aquel paciente que no desee que su información sea tomada en cuenta en el estudio.

2.3 Variables:

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Intrumento de medición	Tipo de variable
Error Medio Absoluto (EMA)	Promedio de la diferencia absoluta entra la refracción actual (posoperatoria) y la predicha.	Se obtiene restando el promedio de la refracción en el posoperatorio y la predicha.	Mediante a refracción sacada por optómetra o mediante autorrefractómetro.	Cuantitativa continua.
Media del Error Absoluto (MedAE)	La localización central del error medio predicho. Esta, a diferencia del MAE no es modificada por los valores en los extremos.	Posterior a conocer las refracciones y ordenarlas localizar la media del error medio.	Mediante a refracción sacada por optómetra o mediante autorrefractómetro.	Cuantitativa continua.
Error Medio Aritmético (EM)	indica la predicción sistemática del error. Puede ser estadísticamente comparado a cero. Un error diferente a cero indica que sistemáticamente se están obteniendo resultados hipermetrópicos o miópicos en los pacientes.	Se obtendrá sacando la diferencia entre la refracción medida y la predicha en equivalente esférico. (Refracción posoperatoria – refracción predicha) = EM.	Mediante a refracción sacada por optómetra o mediante autorrefractómetro.	Cuantitativa continua.
Desviación Estandar del Error Aritmético (STDV)	Representa el rango de variación o dispersión del error refractivo predicho.	Se obtendrá posterior a la recolección total de datos analizando la distribución de los datos y calculando sus desviaciones estándar en base al programa de Excel.	Mediante hoja de base de datos "Excel".	Cuantitativa discreta.
Equivalente Esférico (ES)	Es la potencia dióptrica esférica, que equivale a la zona en la cual la borrosidad proyectada en la retina es menor, es decir la potencia esférica con la que el paciente alcanza su mejor agudeza visual.	Se obtiene mediante la resta aritmética del valor de la esfera (E) menos la mitad del valor del cilindro (C) expresada de la siguiente manera ($E - (1/2C)$).	Se obtendrá mediante el cálculo en Excel posterior a obtener la refracción de los pacientes mediante refracción por el optómetra o mediante autorrefractómetro	Cuantitativa continua.
Esfera	Potencia dióptrica del eje necesario para corregir la aberración esférica óptica	Se obtiene mediante esquiascopía o refracción. Se expresa en dioptrías	Se obtendrá mediante la esquiascopía o refracción.	Cuantitativa continua.
Cilindro	Potencia dióptrica adicional para corregir	Se obtiene mediante la esquiascopía o	Se obtendrá mediante la	Cuantitativa continua.

	aberración óptica de segundo orden.	refracción. Se expresa en dioptrías	esquiascopía o refracción.	
Eje postquirúrgico	Cambió de la incidencia óptica de la aberración de segundo grado residual o resultante de la intervención quirúrgica.	Se obtiene mediante la esquiascopía o refracción. Se expresa en grados	Se obtendrá mediante la esquiascopía o refracción.	Cuantitativa continua.

2.4 Procedimiento de Visita:

- 1) Paciente quien cumpla criterios de inclusión, en caso de que ambos ojos cumplan criterio de inclusión se seleccionará un ojo al azar.
- 2) Realizar biometría mediante IOL Master 700 (Carl Zeiss, Meditec AG)
- 3) Se subdividirá los ojos de los pacientes en subgrupos dependiendo de su longitud axial, en ojos con longitud axial corta < 22 mm y de longitud axial larga > de 26 mm.
- 4) Se ajustaran las constantes de los lentes y se predecirá el resultado refractivo para cada fórmula en cada paciente.
- 5) Los cálculos serán validados usando las respectivas calculadoras para las siguientes fórmulas, utilizando calculadores en línea para la fórmula Barrett Universal II.
- 6) Las constantes para cada fórmula serán ajustadas para obtener un EMA igual a cero o lo más cercano a este. Para la fórmula de Haigis solo se optimizará la constante a0.
- 7) Para algunas fórmulas el EMA cercano a 0 quizás no pueda ser obtenido debido a las limitaciones de cuantos valores decimales deben de ser introducidos en la calculadora. En estos casos el error pequeño residual no será tomada en cuenta y se ajustará la refracción esperada para cada ojo de manera proporcional al EMA del grupo según describe Wang et al. ⁽²¹⁾
- 8) El error refractivo esperado para cada paciente se obtendrá optimizando las constantes de LIO. Posteriormente se calculará restando el valor predicho del resultado actual refractivo en el postoperatorio.
- 9) El EMA, MedAE y las desviaciones estándar correspondientes, así como el porcentaje de ojos que obtengan un resultado predicho de + 0.25, 0.50 y 1.0 D serán calculadas para cada fórmula y se subdividirá en los grupos en base a su longitud axial (corta, mediana o larga).

- 10) Al mes del posoperatorio se obtendrá la graduación posoperatoria necesaria para hacer la comparación y el análisis de resultados. Posteriormente se dará seguimiento al día, semana y mes de operación. La refracción posoperatoria será realizada con el autorrefractómetro (KR-800, Topcon)
- 11) El análisis de datos se transcribirá a una base de datos en el programa de hoja de cálculo “Excel”. Las predicciones de las fórmulas se obtuvieron usando la validación previa. ⁽²³⁾
- 12) Se realizó el cálculo del error refractivo esperado para cada paciente según la plataforma en línea de ASCRS (IOL Calculation Formula analyzer v101 ASCRS).
- 13) Se realizó el análisis de datos mediante la prueba de Kruskal-Wallis mediante el programa Graphpad prism V5.0

2.5 Instrumentos de medición

La biometría se realizará mediante el IOL Master 700 v. 3.2, que es un biómetro que funciona por interferometría de coherencia parcial, descrito en el apartado 1.3 de este escrito.

La refracción podrá obtenerse usando un autorrefractómetro que medirá de manera objetiva la refracción en medios transparentes de los ojos a evaluar. Este equipo utiliza el principio de la refracción para poder estimar una graduación del pacientes y además mide también las curvaturas corneales

3.0 Análisis estadístico

Para cada fórmula se calculará: MAE, MedAE, ME y SD del error de predicción (STDEV), así como el porcentaje de ojos con un error de predicción dentro de ± 0.25 , 0.50 y 1.00 D. Se compararán entre grupos con un ANOVA para medidas repetidas, una prueba de Friedman o una prueba Q de Cochran, de acuerdo al tipo de variable (categórica o continua) y su distribución. Los resultados se reportarán en frecuencias (%), media \pm desviación estándar o mediana (rango intercuartílico), de acuerdo al tipo de variable (categórica o continua) y su distribución. Se tomará como significativo un valor de p menor a 0.05.

Los cálculos se realizarán en el programa de hoja de cálculo de Excel y en SPSS Inc, a menos que se especifique de otro modo.

4.0 Consideraciones éticas.

De acuerdo con los principios establecidos en la Declaración de Helsinki esta investigación se desarrollará conforme a los siguientes criterios:

- Explicar brevemente los principios éticos que justifican la investigación de acuerdo a una normatividad a nivel internacional y nacional.
- Fundamentar si la experimentación se realizó previamente en animales, en laboratorios o en otros hechos científicos.
- Explicar si el conocimiento que se pretende producir no puede obtenerse por otro medio idóneo (fórmulas matemáticas, investigación en animales)
- Expresar claramente los riesgos y las garantías de seguridad que se brindan a los participantes.
- Relacionar la experiencia de los investigadores y la responsabilidad de una entidad de salud.
- Establecer que la investigación se llevará a cabo cuando se obtenga la autorización: de la institución donde se realice la investigación; el Consentimiento Informado de los participantes; y la aprobación del proyecto por parte del Comité de Ética en Investigación de la institución.

5.0 Consideraciones financieras.

Al realizar la revisión metodológica se concluye que actualmente en nuestra sede hospitalaria se cuentan ya con todos los recursos necesarios para la realización del protocolo. Por lo que no será necesario solicitar apoyo económico.

6.0 Resultados

De 192 pacientes incluidos hasta el 30 de julio de 2021, de ellos 86 corresponden al sexo masculino y 106 al sexo femenino, el promedio general de edad fue de 61.88 años, el promedio de edad para pacientes masculinos fue de 57.8 años mientras que para pacientes femeninos fue de 60.07 años, la mediana de edad fue de 60 años. Se operó en su mayoría ojos de lado

izquierdo, siendo estos 104 ojos del total de 192, y 88 de ellos correspondieron a ojos de lado derecho.

Se operaron 126 ojos miopes con una longitud axial promedio de ojos miopes fue de 26.39mm, mientras que los 66 pacientes con ojos hipermétropes tuvieron un promedio de 21.38 mm. En base al sistema para valorar el grado de opacidad del cristalino LOCS III, el promedio para la opacidad nuclear fue de 2.7, para la coloración nuclear 2.7, para la opacidad cortical de 1.8 y 2.4 para la opacidad capsular posterior.

Para ojos miopes e hipermétropes, la fórmula Barret Universal II, reportó un error aritmético de -0.16, un error medio absoluto de 0.45, una media del error absoluto de 0.35 con una desviación estándar de 0.59. Para la fórmula KANE reportó un error aritmético de -0.12, un error medio absoluto de 0.44, una media del error absoluto de 0.34 con una desviación estándar de 0.58. Para la fórmula OLSEN se reportó un error aritmético de -0.06, un error medio absoluto de 0.42, una media del error absoluto de 0.29 con una desviación estándar de 0.61. Para la fórmula EVO se reportó un error aritmético de -0.13, un error medio absoluto de 0.45, una media del error absoluto de 0.32 con una desviación estándar de 0.62. Estos resultados se ven ejemplificados en la tabla 1.

<i>Fórmula</i>	<i>EM</i>	<i>SD</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>MAE</i>	<i>MedAE</i>
<i>BARRET</i>	-0.16	0.59	-2.25	1.21	0.45	0.35
<i>UII</i>						
<i>KANE</i>	-0.12	0.58	-2.28	1.26	0.44	0.34
<i>OLSEN</i>	-0.06	0.61	-2.33	1.5	0.42	0.29
<i>EVO</i>	-0.13	0.62	-2.24	1.75	0.45	0.32

Tabla 1. Resultados de variables analizadas en ojos miopes e hipermétropes.

De las fórmulas listadas se observa que en la fórmula OLSEN tiene una MAE, MedAE y EM más bajo en comparación con las otras fórmulas. No obstante, al correr la prueba estadística de Kruskal-Wallis no se encontró diferencia estadísticamente significativa, además al realizar una prueba de comparación de Dunn no se encontraron resultados estadísticamente significativos. La distribución de estos datos se observa en la figura uno.

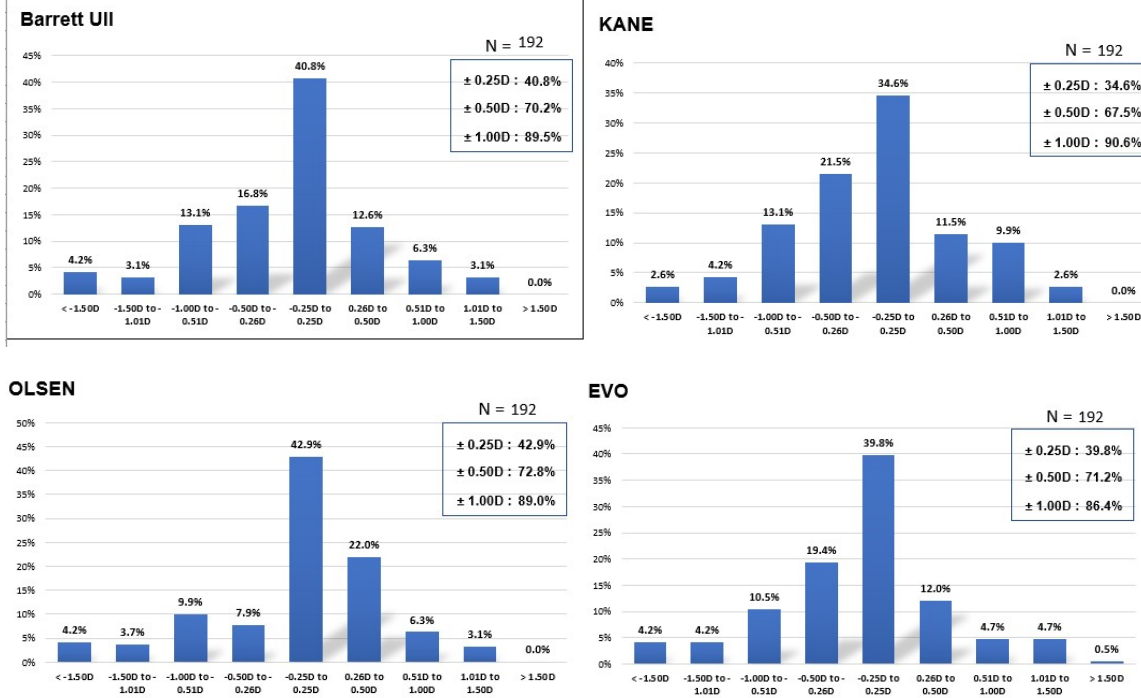


Figura 1: Distribución de datos con respecto a resultado de equivalente esférico obtenido con respecto al predicho.

En ojos hipermétropes, la fórmula Barret Universal II, reportó un error aritmético de -0.17, un error medio absoluto de 0.47, una media del error absoluto de 0.38 con una desviación estándar de 0.61. Para la fórmula KANE reportó un error aritmético de -0.2, un error medio absoluto de 0.41, una media del error absoluto de 0.34 con una desviación estándar de 0.49. Para la fórmula OLSEN se reportó un error aritmético de -0.05, un error medio absoluto de 0.36, una media del error absoluto de 0.25 con una desviación estándar de 0.6. Para la fórmula EVO se reportó un error aritmético de -0.15, un error medio absoluto de 0.45, una media del error absoluto de 0.31 con una desviación estándar de 0.61. Estos resultados se ven ejemplificados en la tabla 2.

Fórmula	EM	SD	Min	Max	MAE	MedAE
BARRET UII	-0.17	0.61	-1.96	1.18	0.47	0.38
KANE	-0.2	0.49	-1.91	1.08	0.41	0.34
OLSEN	-0.05	0.6	-2.01	1.23	0.36	0.25

EVO

-0.15

0.61

-1.94

1.75

0.45

0.31

Tabla 2. Resultados de variables analizadas en ojos hipermétropes.

De las fórmulas listadas se observa que en la fórmula OLSEN tiene una MAE, MedAE y EM más bajo en comparación con las otras fórmulas. No obstante, al correr la prueba estadística de Kruskal-Wallis no se encontró diferencia estadísticamente significativa, además al realizar una prueba de comparación de Dunn no se encontraron resultados estadísticamente significativos. La distribución de estos datos se observa en la figura 2.

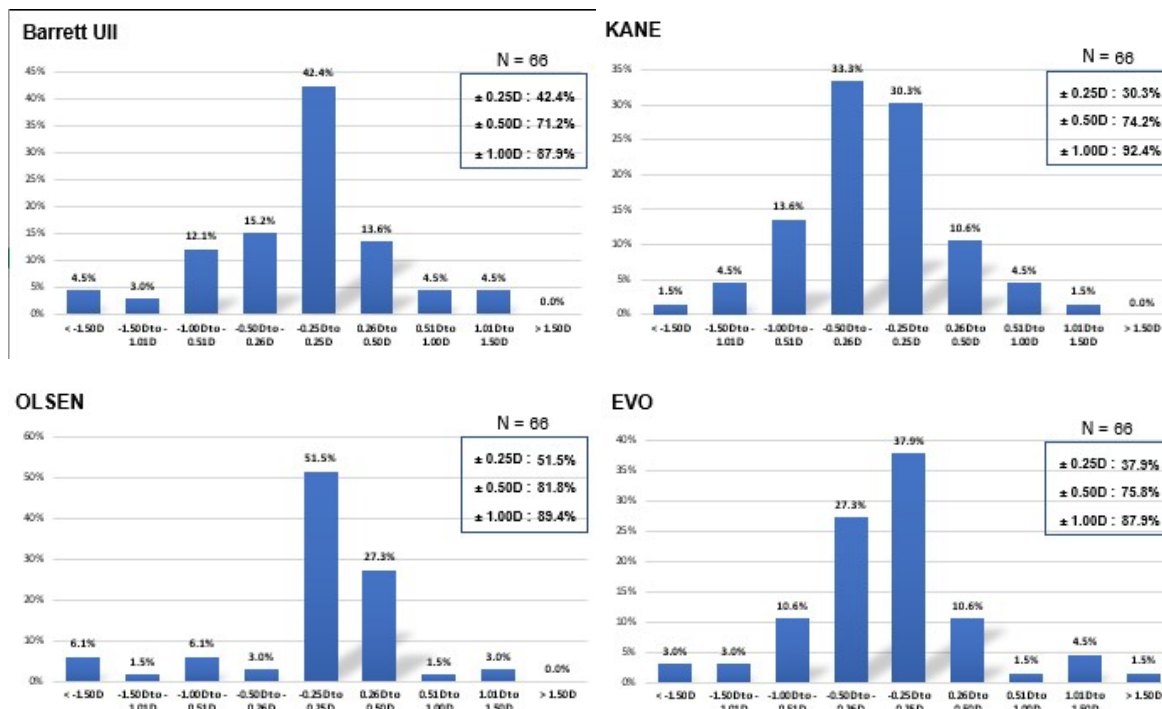


Figura 2: Distribución de datos con respecto a resultado de equivalente esférico obtenido con respecto al predicho en ojos hipermétropes.

En ojos miopes, la fórmula Barret Universal II, reportó un error aritmético de -0.15, un error medio absoluto de 0.45, una media del error absoluto de 0.34 con una desviación estándar de 0.58. Para la fórmula KANE reportó un error aritmético de -0.07, un error medio absoluto de 0.46, una media del error absoluto de 0.36 con una desviación estándar de 0.62. Para la fórmula OLSEN se reportó un error aritmético de -0.06, un error medio absoluto de 0.45, una media del error absoluto de 0.35 con una desviación estándar de 0.63. Para la fórmula EVO se reportó un error aritmético de -0.12, un error medio absoluto de 0.46, una media del error absoluto de 0.32 con una desviación estándar de 0.63. Estos resultados se ven ejemplificados en la tabla 3.

Fórmula	EM	SD	Min	Max	MAE	MedAE
BARRET UII	-0.15	0.58	-2.25	1.21	0.45	0.34
KANE	-0.07	0.62	-2.28	1.26	0.46	0.36
OLSEN	-0.06	0.62	-2.33	1.5	0.45	0.35
EVO	-0.12	0.63	-2.24	1.23	0.46	0.32

Tabla 3. Resultados de variables analizadas en ojos miopes.

De las fórmulas listadas se observa que en la fórmula Barret Universal II y OLSEN tienen el MAE más bajo, la fórmula Evo cuenta con la MedAE más baja, y la fórmula OLSEN cuenta con el EM más bajo en comparación con las otras fórmulas. Al correr la prueba estadística de Kruskal-Wallis no se encontró diferencia estadísticamente significativa, además al realizar una prueba de comparación de Dunn no se encontraron resultados estadísticamente significativos. La distribución de estos datos se observa en la figura 2.

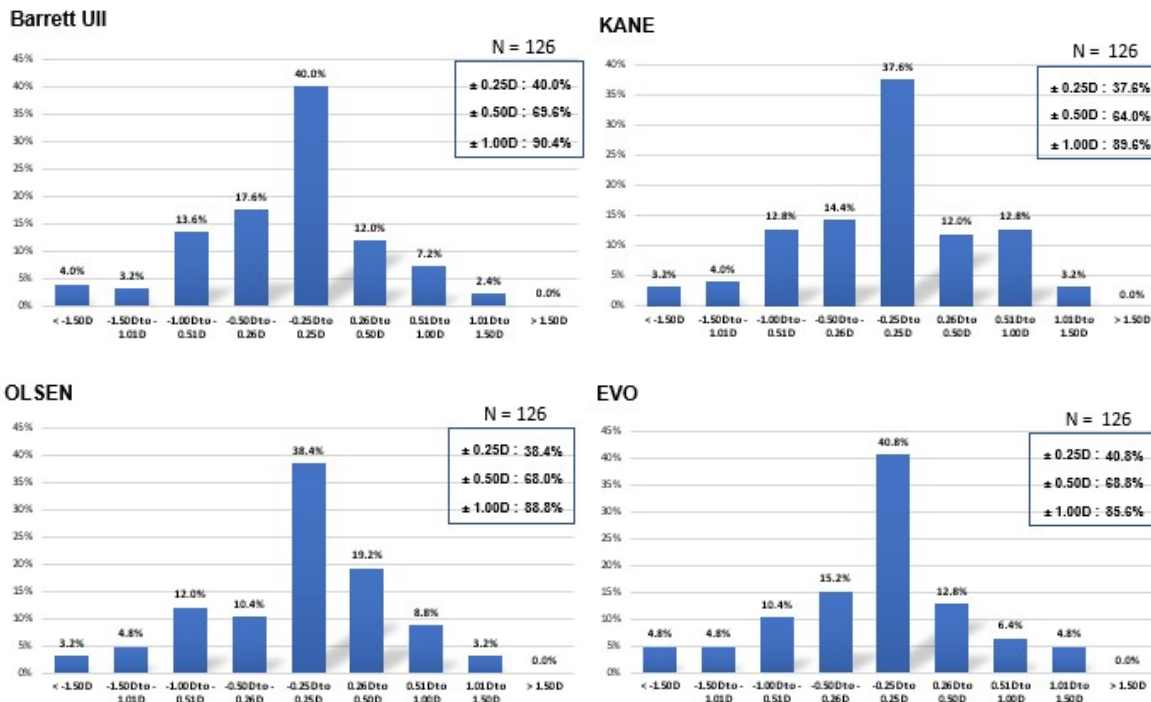


Figura 3: Distribución de datos con respecto a resultado de equivalente esférico obtenido con respecto al predicho en ojos miopes.

7.0 Discusión:

Al analizar estadísticamente los resultados de ojos miopes como hipermétropes la fórmula OLSEN obtuvo mayor exactitud en las medidas MAE, MedAE y EM, además mostró mayor porcentaje de pacientes con error refractivo post quirúrgico de entre ± 0.25 D y ± 0.50 D con el 42.9% y 72.8% respectivamente. No obstante, al compararse contra las otras fórmulas ninguna obtuvo un resultado estadísticamente significativo ($p = 0.21618$). Esto se muestra en la figura 4. En un estudio realizado por Benjamin Collen et al, ²⁶ en dónde compararon las fórmulas Kane, OLSEN y Barret Universal II junto con otras fórmulas de generaciones pasadas, se encontró que la fórmula Kane obtuvo MAE, MedAE y desviación estándar más bajas al igual que un porcentaje de error numérico postoperatorio dentro de las ± 0.25 D. ²⁶

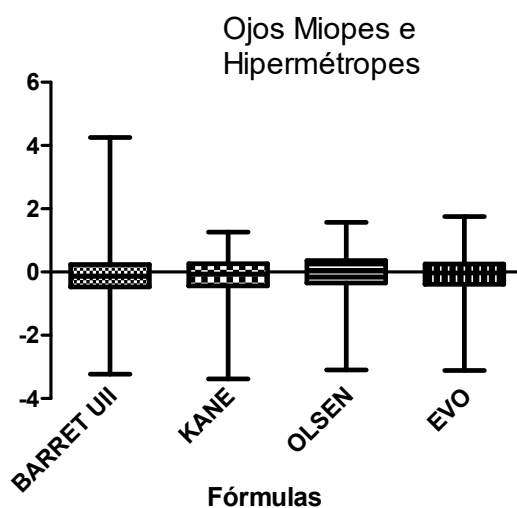


Figura 4: Error numérico postoperatorio en equivalente esférico (D)

En otro estudio realizado por Cooke et al ³³, en dónde se analizaron distintas fórmulas entre ellas las fórmulas Barret Universal II y OLSEN, se encontró que la fórmula OLSEN fue la más exacta comparada contra las otras fórmulas cuando la biometría se realizó con un biómetro de reflectometría óptica de baja coherencia, no obstante al realizar la biometría con un dispositivo de interferometría de coherencia parcial (como el utilizado en este estudio) la fórmula OLSEN se desempeño peor que sus contrincantes, incluyendo fórmulas de generaciones pasadas. Esto

contrasta con lo encontrado en este estudio ya que al analizar de manera general ojos miopes e hipermétropes por igual la fórmula OLSEN reportó el mejor comportamiento, aunque no se utilizara el biómetro en donde Cooke et al, demostró que tenía mejores resultados. Al analizar únicamente los ojos hipermétropes en este estudio también se observó un mejor comportamiento de la fórmula OLSEN.

Melles et al ²⁴ y Kane JX et al ³⁴ demostraron que la fórmula KANE fue más precisa comparada contra otras fórmulas como OLSEN y Barret universal II, para ojos cortos, intermedios y largos. El lente utilizado en su estudio fue un SN60WF y SN60WAT. En este estudio se utilizó el lente envista, por lo tanto, los resultados pueden variar dependiendo del lente utilizado. Al igual a pesar de que la fórmula KANE obtuvo los valores de MAE, MedAE y desviación estándar más bajos, no se demostró diferencia estadísticamente significativa como en este estudio.

Kane JX et al ³⁴, observaron inferioridad de la fórmula EVO al compararlas contra las fórmulas KANE, OLSEN, y Barret universal II. Esto contrasta con lo encontrado por Savini G et al en donde encontraron resultados sobresalientes de la fórmula EVO y Kane con una MedAE menor de 0.205D y con un 90% de resultados dentro de las 0.50D. En este estudio la fórmula EVO no obtuvo un desempeño que contrastara de las otras analizadas, no fue la fórmula con los valores más bajos ni más altos, no obteniendo diferencias estadísticamente significativas al compararla contra las otras formulas analizadas en ojos hipermétropes y ojos miopes.

En otro estudio más reciente realizado también por Kane JX et al ³⁵, se analizaron 270 ojos que requirieron un implante de LIO mayor de 30D en ojos con longitudes axiales cortas en promedio 20,82 mm (18,86 – 22.45) encontrado que la fórmula Kane obtuvo la puntuación más baja de MAE en estos ojos. En este estudio se encontró que la fórmula OLSEN obtuvo los valores más bajos de MAE, y MedAE, seguidos por la fórmula Kane. Este resultado que contrasta ligeramente con el reportado por Kane JX et al se puede deber a que las longitudes axiales variaron ligeramente en los rangos entre los dos estudios, además de que el LIO utilizado fue diferente y por lo tanto la constante cambia.

Una de las limitaciones de este estudio fue la necesidad de utilizar el lente envista a comparación del lente utilizado en los estudios anteriormente reportados. Esto se debió al bajo volumen de programación con lentes SN60WAT contrastado con la alta programación realizada

con el lente envista. A pesar de que los resultados de otros estudios no pueden ser reproducibles por esta razón, este estudio brinda el primer reporte utilizando esa constante con el lente ENVISTA.

8.0 Conclusión

En base a los resultados reportados en este estudio y al contrastarlos con otros estudios realizados, se puede concluir que la fórmula OLSEN obtuvo el mejor comportamiento en este estudio al compararlas con las otras mencionadas de última generación, no obstante, el resultado no es estadísticamente significativo. En ojos con longitudes axiales menores de 22 milímetros la fórmula OLSEN también obtuvo el mejor desempeño comparándose con las fórmulas estudiadas, no obstante, el resultado tampoco es estadísticamente significativo. EN ojos con longitudes axiales mayores de 25 mm, la fórmula Barret Universal II, cuenta con el mejor desempeño en algunas variables estudiadas, demostrando un excelente comportamiento aún contra las fórmulas de nueva generación, sin embargo, el resultado tampoco es estadísticamente significativo.

9.0 Anexos

9.1 Calendario de actividades

Actividad	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre	Enero	Febrero
Planeación y elaboración del marco teórico.												
Presentación de protocolo												
Recolección de Datos												
Análisis e interpretación de datos												
Reporte preliminar de datos												
Presentación de resultados preliminares												
Coordinación												

9.2 Consentimiento informado

Dada la naturaleza ambispectiva del trabajo de investigación no se requirió de consentimiento informado para acceder a los datos en los expedientes clínicos.

10. Bibliografía:

1. Basic Clinical Science Course (BCSC) of the American Academy of Ophthalmology. Section 11. 2006 - 2007.
2. World Health Organization. Blindness and vision impairment prevention.
3. World Health Organization. Universal eye health: a global action plan 2014–2019. 2013.
4. Bourne RRA, Flaxman SR, Braithwaite T, Cicinelli MV, Das A, Jonas JB, et al. Magnitude, temporal trends, and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta-analysis. *The Lancet Global health*. 2017;5(9):e888-e97.
5. Limburg H, Barria von-Bischoffshausen F, Gomez P, Silva JC, Foster A. Review of recent surveys on blindness and visual impairment in Latin America. *The British journal of ophthalmology*. 2008;92(3):315-9
6. Gomez Bastar, P. A., Lansingh, V. C., et al. La catarata sigue siendo la principal causa de ceguera en economías emergentes, incluyendo México. *Revista Mexicana de Oftalmología*, 88(4), 208–209. doi:10.1016/j.mexoft.2014.10.001
7. E. M López Star. K.A. Ecker, H. Limburg, et al. Evaluación rápida de la ceguera evitable, incluida la retinopatía diabética, en Querétaro, México. *Revista Mexicana de Oftalmología*, 2018;92 (2) 84-93.
8. S. Polack, D Yorston, A López-Ramos, Et al. Rapid Assesment of avoidable blindness and diabetic retinophaty in Chiapas, México. *Ophtalmology* 2012;119(5):10333-40.
9. National Institute for Health and Care Excellence (NICE) Cataracts in adults: Management NICE Guideline (NG77) . 2017 United Kingdom ISBN 978-1-4731-2706-7
10. Olson RJ, Braga-Mele R, Chen SH, Miller KM, Pineda R, 2nd, Tweeten JP, et al. Cataract in the Adult Eye Preferred Practice Pattern(R). *Ophthalmology*. 2017;124(2):P1-P119.
11. W Drexler, O Findl, R Menapace Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. *AM J Ophtalmol* 1998;126(4) 524-34.
12. C Palacio, H Matiz, J Lozano et al. Catarata Diagnóstico y tratamiento, Editorial intersistemas 200. Pag 83 -107.
13. M. Packer, H Fine, RS Hoffman. La precision en el cálculo de la potencia de la LIO es fundamental para el éxito refractive. *Ophtlamology times international*. 2004 Mar-Apr; 8(2):6-10.
14. P. Martínez, M Grau, JR Fontenla. Et al. Biomtría y cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares. *Hospital Clínic I Provincial* 2004.
15. R. Saldivar, M Shltz , J Davidorf et al. Intraocular lens power calculations in patients with extrem myopia. *J Cataract Refrac Surg*. 2000;26:665-74. DN Serafano, R Nuijts, P crozafon et al extracción de cristalino e implantes de lentes emerfentes. *Ophtalmology Times América Latina* 2004.
16. Wang L. Koch DD. Hill W, et al. Pursuing perfection in intraocular lens calculations: I. Logical approach for classifying IOL calculation fórmulas.
17. Hill WE, "IOL Power Selection: Think Different," the 11th anual Charles D. Kelman Lecture presented at the anual meeting of the American Academy of Ophtalmology. Las Vegas, Nevada, USA, November 2015.

18. Aristodemou P, Knox Catwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Intraocular lens formula constant optimization and partial coherence interferometry biometry: refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 50 – 62.
19. Haag-Streit Diagnostics. LENSTAR LS 900 Calibration Available at: www.haag.streit.com/Bestpractice_checklist. Accessed March 28th, 2020.
20. Hill W. Biometry validation guidelines downloads. IOL Master – Calibration. Available at: [http:// www.doctor-hill.com/physicians/docs/IOLMaster Validation v5.4.pdf](http://www.doctor-hill.com/physicians/docs/IOLMaster_Validation_v5.4.pdf) Accessed March 28th, 2020.
21. Wang L, Koch DD, Hill W, et al. Pursuing perfection in intraocular lens calculations: III. Criteria for analyzing outcomes. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43:999 – 1002.
22. Gigsbert J. H, de Bruyn D.P. et al. Post-operative Refractive Prediction Error After Phacovitrectomy: A Retrospective Study. *Opthalmol Ther* (2018) 7:83-94.
23. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power formula accuracy: Comparison of 7 fórmulas. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42: 1490 – 1500.
24. Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of intraocular lens calculation formulas. *Ophthalmology* 2018; 125:169-78.
25. Melles RB, Kane JX, Olsen T. Update on Intraocular Lens Calculation Formulas. *Ophthalmology* 2019; article on line.
26. Connell BJ, Kane Jx. Comparison of the Kane formula with existing formulas for intraocular lens power selection *BMJ Open Ophtalmology* 2019;4e000251.
27. Chylack LT. The Lens opacities classification System III. *Archives of Ophtalmology* 111(6) 831.
28. Haigis W, Lege B, Miller N et al. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophtalmol* 2000;238:765-73.
29. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula; A comparison of theoretic and regression fórmulas. *J Cataract Refract Surg* 1993;19:700-12.
30. Zuberbuhler B, Morrel AJ. Errata in Printed Hoffer Q Formula. *J Cataract Refract Surg* 2007;33.
31. Holladay JT, Prager TC, Chandler Ty, et al. A Three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988;14:17-24.
32. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/t intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990;16:333-40.
33. Cooke DL, Cooke TL, Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas. *J cataract REfract surg* 2016;42:1157-64.
34. Kane JX, Van Heerden A, Atik A, et al Accuracy of 3 new methods for intraocular lens power selection. *J Cataract Refract Surg* 2017; 43:333-9.
35. Kane JX, Melles RB, Intraocular lens formula comparison in axial hyperopia with a high-power intraocular lens of 30 or more diopters. *J cataract Refract Surg* 2020, 46, 1236-1239.