



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Grado

Comparativa de fórmulas de cálculo de la potencia de la LIO  
basadas en Inteligencia Artificial.

Comparison of IOL power calculation formulas based on Artificial  
Intelligence.

Autor

Santiago Jurado Silva

Directores

Francisco Javier Castro Alonso

Marta Jiménez García

Ponente

Francisco Javier Segura Calvo

Facultad de Ciencias

Grado en Óptica y Optometría

Curso 2023/2024

## Índice

<b>Abreviaturas</b>	<b>2</b>
<b>Resumen</b>	<b>3</b>
<b>Introducción</b>	<b>4</b>
<b>Cristalino</b>	<b>4</b>
<b>Catarata</b>	<b>4</b>
<b>Manejo de la catarata</b>	<b>4</b>
<b>Evaluación preoperatoria</b>	<b>5</b>
Biometría ocular	5
<b>Cálculo de LIO</b>	<b>6</b>
Fórmulas de primera generación	7
Fórmulas de segunda generación	7
Fórmulas de tercera generación	8
Las fórmulas actuales	8
<b>Inteligencia artificial</b>	<b>9</b>
Fórmulas de cálculo basadas en inteligencia artificial	10
<b>Objetivo e hipótesis</b>	<b>11</b>
<b>Metodología</b>	<b>11</b>
<b>Muestra poblacional del estudio</b>	<b>11</b>
<b>Criterios de inclusión y exclusión</b>	<b>11</b>
<b>Protocolo preoperatorio</b>	<b>12</b>
Auto kerato-refractómetro	12
Microscopia endotelial	12
Biometría	12
Anterion	13
Pentacam	13
OCT	13
<b>Protocolo postoperatorio</b>	<b>13</b>
<b>Análisis de datos</b>	<b>14</b>
Análisis estadístico de resultados	15
<b>Resultados</b>	<b>16</b>
<b>Discusión</b>	<b>19</b>
<b>Conclusiones</b>	<b>21</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>22</b>

## Abreviaturas

ACD: Profundidad de Cámara Anterior

AL: Longitud Axial

AME: Error Medio Aritmético

AS-OCT: Tomografía de Coherencia Óptica de Cámara Anterior

BCDVA: Agudeza visual monocular corregida en visión lejana

CA: Cámara Anterior

CCT: Espesor Central Corneal

D: Dioptrías

EE: Equivalente esférico

ELP: Posición Efectiva de la Lente

IA: Inteligencia Artificial

K: Queratometría

KM: Queratometría Media

LIO: Lente intraocular

LT: Grosor del Cristalino

MAE: Error Medio Absoluto

MedAE: Mediana del Error Absoluto

NN: Redes Neuronales

OCT: Tomografía de Coherencia Óptica

PE: Error Predictivo

SD: Desviación Estándar

SF: Factor Cirujano

SS-OCT: Tomografía de Coherencia Óptica Swep Source

WTW: Distancia Blanco-Blanco

DMAE: Degeneración Macular Asociada a la Edad

## Resumen

**Objetivo:** Comparar la precisión de cálculo de la potencia de la LIO con 6 fórmulas basadas en Inteligencia Artificial (*Hill-RBF*, *Hoffer QST*, *Kane*, *Pearl DGS*, *Ladas Super Formula AI* y *Karmona*) en base a parámetros biométricos obtenidos por el Anterior.

**Material y métodos:** Para este estudio se toma una muestra poblacional compuesta por 127 ojos de 113 pacientes (longitud axial  $23,47\text{mm} \pm 1,25$ ). A cada paciente se le tomó la agudeza visual monocular corregida en visión lejana en la revisión mes alta de la operación de cataratas y se le realizaron mediciones con Anterior. Terminada la recogida de muestras, se calculó manualmente la potencia de la LIO predicha por cada fórmula con las calculadoras *ESCRS IOL Calculator* (incluye los métodos *Hill-RBF*, *Hoffer QST*, *Kane* y *Pearl DGS*), *Karmona® IOL power calculation* e *IOL Calc* (*Ladas Super Formula IA*). Se extrajo manualmente el equivalente esférico estimado por la fórmula para la potencia de la LIO implantada en el paciente y se comparó con el equivalente esférico de la refracción subjetiva de la revisión mes alta. Se calculó el índice de desempeño de la fórmula (FPI, *Formula Performance Index*) para cada una de ellas.

**Resultados:** *Karmona* obtuvo el porcentaje más alto en el intervalo de error predictivo  $\pm 0,50\text{D}$  (90,55%) y el FPI más alto (0,865), *Hill-RBF* mostró el error medio absoluto más bajo (0,27D) y *Pearl DGS* la mediana del error absoluto más bajo (0,23D). Estos resultados son significativos para una población de ojos medios, pero no significativo para ojos cortos y largos.

**Conclusión:** Todas las fórmulas tuvieron una buena precisión y un rendimiento similar en aspectos generales, aunque, *Karmona* destaca ligeramente al tener el porcentaje de ojos más alto en el intervalo  $\pm 0,50\text{D}$  y el FPI más alto.

## Introducción

### Cristalino

El cristalino es una estructura transparente dentro del ojo que actúa como una lente; tiene forma biconvexa, y los ligamentos de la zónula lo sujetan al cuerpo ciliar. Se caracteriza por no tener ni irrigación sanguínea ni inervación, es decir, es una estructura avascular. El cristalino es una estructura en continuo crecimiento, formada por diversas capas que rodean al núcleo, y cuyo espesor aumenta con la edad.

La función del cristalino es poder focalizar tanto objetos lejanos como cercanos en la retina mediante el proceso de la acomodación.

Como toda estructura del cuerpo, el cristalino sufre un proceso de deterioro con la edad. En primer lugar, se produce una pérdida gradual del poder acomodativo a partir de la cuarta década de vida; posteriormente se produce una pérdida de la transparencia asociada en general a la edad, provocando la aparición de catarata.(1)

### Catarata

La catarata (o pérdida de transparencia del cristalino) es la causa más común de ceguera evitable en el mundo.(2)

La pérdida de transparencia puede tener distinta etiología. Existen cataratas congénitas, cataratas traumáticas y cataratas secundarias a otros procesos, pero la más común es la catarata asociada a la edad, también conocida como catarata senil.(2)

Según su localización las cataratas se clasifican en nuclear, cortical y subcapsular posterior.(3)

### Manejo de la catarata

En la actualidad, el estándar de tratamiento de la catarata es la intervención quirúrgica, que consiste en la extracción del cristalino opacificado y su posterior sustitución por una lente intraocular (LIO). Se recomienda la cirugía de catarata a aquellos pacientes en los que la pérdida de calidad visual es significativa y que, por tanto, tienen una mejor relación riesgo-beneficio para la intervención.

La facoemulsificación es hoy en día el procedimiento de elección para el tratamiento definitivo de la catarata. A través de una pequeña incisión en la córnea, el cirujano realiza la rexis en la capsula anterior del cristalino. Posteriormente, introduce una sonda ultrasónica que permite emulsificar y fragmentar el cristalino opacificado para su posterior extracción, dejando intacta la cápsula posterior para la implantación de la LIO.(4)

La LIO sustituirá refractivamente al cristalino, y, en general, su potencia se escoge con el objetivo de conseguir emetropía postoperatoria, y una cierta independencia de las gafas (al menos en visión lejana). La imposibilidad de sustituir el cristalino por una LIO, quedando ese ojo en situación de afaquia, genera, en la mayoría de los casos, errores refractivos postoperatorios muy significativos. Tanto la potencia de la LIO a implantar como el posible error refractivo final en situación de afaquia dependen de las dimensiones del ojo.(5)

## Evaluación preoperatoria

### Biometría ocular

La biometría ocular es una técnica de diagnóstico que se utiliza para la medición de parámetros oculares, tales como la longitud axial (AL), la queratometría corneal (K), la profundidad de cámara anterior (ACD), el espesor del cristalino (LT), el espesor central corneal (CCT) y el diámetro horizontal de la córnea o distancia blanco-blanco (WTW).

Los parámetros anteriormente mencionados son necesarios para el cálculo de la potencia de la LIO, con la cual se busca alcanzar o aproximarse a la emetropía postquirúrgica.

Según el tipo de onda utilizada para la detección de las distintas estructuras del ojo, existen dos técnicas de biometría, la biometría ultrasónica y la biometría óptica.

### Biometría ultrasónica

Su aparición en 1956 revolucionó el cálculo de la potencia de la LIO y supuso una mejora en los resultados refractivos postoperatorios. Utiliza ondas acústicas ultrasónicas de 10MHz inaudibles para el ser humano. La oscilación de un cristal piezoeléctrico en la sonda genera una onda sonora que, al poner en contacto la sonda con el ojo, penetra en las estructuras oculares.(6)

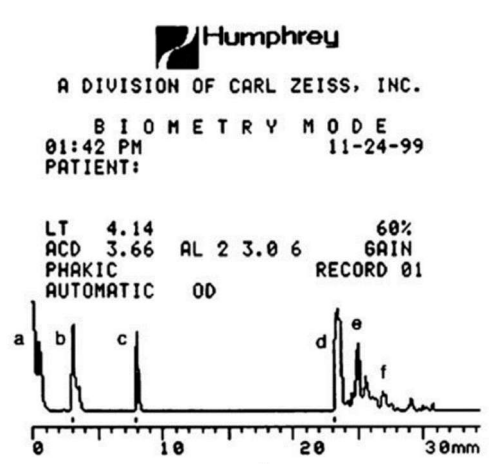
El ojo humano está compuesto por diferentes estructuras con distintas densidades e índices de refracción (córnea, humor acuoso, cristalino, humor vítreo y retina), que el ultrasonido atraviesa a distinta velocidad. En los interfases entre las estructuras, se genera un eco que será captado por un sensor. Estos ecos se representan en un gráfico unidimensional como picos de distintas amplitudes a distintas distancias (**Figura 1**).

La distancia puede ser calculada con la siguiente fórmula:

$$\text{Distancia} = \text{Velocidad} * \text{Tiempo} / 2$$

donde el factor 2 corresponde al ajuste del tiempo debido a que la onda realiza un recorrido de ida y vuelta.

De esta forma se puede calcular la AL de cada una de las estructuras, y medir indirectamente la AL del ojo.(7)



**Figura 1.** Resultado de biometría ultrasónica mediante aplanamiento. **a** pico inicial (punta de la sonda y córnea), **b** cápsula anterior del cristalino, **c** cápsula posterior, **d** retina, **e** esclera, **f** grasa

orbital. Imagen obtenida de Fang JP, Hill W, Wang L, Chang V, Koch DD. Advanced intraocular lens power calculations. *Cataract and Refractive Surgery*. Springer. 2006;31–46.

Este tipo de biometría requiere conocer previamente la K del ojo a medir ya que el biómetro ultrasónico, cuya sonda requiere contacto con la córnea, no mide los radios corneales.

### *Biometría óptica*

La biometría óptica, que empezó a comercializarse en el año 2000, supuso un gran avance en la medición de la biometría ocular. Hace uso de un láser infrarrojo que, tras atravesar las estructuras oculares, se refleja en el epitelio pigmentario de la retina. Esta luz reflejada pasará a través de un interferómetro de Michelson que permite calcular la AL.

Esta nueva tecnología presenta muchas ventajas respecto a la biometría ultrasónica:

1. Mejora la fiabilidad de los resultados. Por ejemplo, los biómetros basados en interferometría parcial óptica, como el IOL Master 500 (*Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Alemania*), usan una longitud de onda menor que los ultrasonidos, dando una mayor precisión (0,01mm).
2. Proporciona medidas queratométricas de la córnea.
3. Al no requerir contacto con el ojo, no es necesario el uso de anestésicos, se minimiza el riesgo de contaminación cruzada y resulta menos invasivo para el paciente.

A pesar de los avances tecnológicos en los últimos años, existe todavía un 3% de ojos aproximadamente que el biómetro óptico no es capaz de medir.(8) En estos casos (muchos de ellos cataratas hipermaduras) la biometría ultrasónica sigue siendo el único método viable para calcular la AL. Por lo tanto, la mejor opción es tener disponibles ambos instrumentos.(7)

### *Cálculo de LIO*

Los parámetros oculares obtenidos mediante la biometría ocular permiten calcular la potencia de la LIO más adecuada para el paciente mediante fórmulas de cálculo. Estas fórmulas se clasifican en dos tipos: fórmulas empíricas y fórmulas teóricas.

Las fórmulas empíricas se basan en el análisis de la refracción resultante respecto a la K y la AL.(9) Se basan en modelos matemáticos de regresión, que relacionan una variable dependiente, en este caso la ELP, con un conjunto de variables independientes (AL y K).(10) Su precisión dependía de la base de datos con la que se había calculado el modelo de regresión, así que los resultados en ojos con parámetros especiales eran, en general, peores que en ojos con parámetros cercanos a la media. La más conocida fue la SRK, ajustada posteriormente para ojos extremos (SRK-II). Las fórmulas empíricas están actualmente en desuso, en favor de las fórmulas teóricas basadas en la óptica.

Las fórmulas teóricas se pueden clasificar en diferentes generaciones.(9) Las primeras fórmulas teóricas utilizaron ojos esquemáticos como el ojo de Gullstrand para calcular la potencia de la LIO.(11)

Si existe un factor especialmente relevante en el cálculo de la LIO, que ha sido además el motor para el desarrollo e innovación de las diferentes fórmulas es la Posición Efectiva de la Lente o la

ELP (del inglés, *Effective Lens Position*), que mide la distancia de la cara anterior de la LIO hasta el endotelio corneal. Su valor debe estimarse, ya que es el único que no es medible en el preoperatorio.

#### Fórmulas de primera generación

La primera generación de fórmulas data de 1967, con la aparición de la fórmula de Fyodorov, que fue la primera fórmula de cálculo de potencias para las LIOs. También se incluyen aquí las fórmulas de Binkhorst original, Colenbrander, Thijssen y Van Der Heijde.

Lo más característico de estas fórmulas, y a su vez su mayor limitación, es que consideran una ELP constante. Al principio se utilizó un valor de 4mm, ya que la mayoría de las lentes eran de fijación iridiana. Este valor se actualizó a 4,5 mm cuando se empezó a implantar la LIO en el sulcus y posteriormente a 5,25 mm, cuando se popularizó la implantación en el saco capsular.(12)

Esto provocaba que en ojos con parámetros oculares cercanos a los valores medios no presentasen errores refractivos significativos en el postoperatorio, pero sí ocurría en aquellos cuyos valores se alejaban de la media, como, por ejemplo, en aquellos ojos con AL más pequeña o grande de lo normal.(11) Las mejoras e innovación introducidas por las nuevas fórmulas las relegaron al desuso.

Años después, Sanders, Retzlaff y Kraft (SRK si juntamos sus iniciales) desarrollaron una fórmula empírica basada en el estudio de las refracciones postoperatorias resultantes de una multitud de intervenciones de catarata. La potencia de la LIO se estimaba a partir de una regresión que tenía en cuenta la queratometría media (Km), la AL, el error refractivo resultante y las dioptrías de la LIO implantada. Aquí nació la fórmula SRK, cuya sencillez hizo que se extendiera su uso rápidamente.(13)

#### Fórmulas de segunda generación

Las fórmulas de la segunda generación trataron de mejorar el rendimiento de la generación anterior. Para ello, la ELP dejó de considerarse un valor constante, y pasó a ser una función de la AL, siguiendo una relación directamente proporcional: a mayor AL, mayor la ELP.

Esta generación engloba las fórmulas de Hoffer, Binkhorst y Shammas.

Binkhorst fue el primero en introducir el concepto de ELP variable en función de la AL en su fórmula en 1981.(14)

Tres años más tarde, Hoffer demostró la relación directa entre los dos parámetros anteriores, y propuso una fórmula que predecía mejor el valor de la ACD.(15)

Shammas por su parte modificó la fórmula de Colenbrander, cambiando el índice de refracción corneal a 1,3333 y aplicando una corrección a la AL (disminuyendo 0,10mm a la AL por cada milímetro por debajo de 23mm y aumentando 0,10mm si  $AL \geq 23mm$ ). (16)

Por otra parte, se observó que la fórmula SRK funcionaba bien para ojos con parámetros cercanos a la media, pero generaba errores postoperatorios significativos en ojos con parámetros especiales. Se decidió modificarla, haciendo que el valor A, originalmente constante, variase en función de la AL (se aumentó en ojos cortos y se redujo en ojos largos). Así nació la fórmula SRK II.(17)



### Fórmulas de tercera generación

A finales de los años 80 surgió la tercera generación de fórmulas, caracterizadas por considerar la ELP postoperatoria dependiente de dos factores (AL y K), siendo ELP directamente proporcional a la AL e inversamente proporcional a la K.(12)

En 1988 Holladay relacionó la K con la ELP, y modificó consecuentemente la fórmula de Binkhorst. Planteó segmentar la ACD en dos, la distancia del vértice corneal al plano del iris (H) y la del iris a la LIO. Denominó a esta última “factor cirujano” (SF), constante para cada tipo de lente y técnica quirúrgica, pero no tuvo una gran aceptación.

Sanders, Retzlaff y Kraft modificaron la fórmula SRK y la de Holladay introduciendo una fórmula teórica y empírica, la SRK-T. Esta innovación tiene en cuenta el índice de refracción, el grosor de la retina y la ELP. También incorpora la constante A de las predecesoras SRK y SRK II a la fórmula de Holladay.

La ELP en SRK-T se calcula de la siguiente manera:

$$ELP = H + offset$$

siendo H la distancia de la córnea al plano iridiano (también denominada altura corneal). Mientras que H se calcula de forma teórica en la fórmula de Holladay, en SRK-T se estima mediante una regresión lineal.

El parámetro Offset es la suma de la paquimetría y de la distancia del plano del iris al plano de la LIO, y se calcula usando también una regresión lineal donde se introduce la constante A de las fórmulas SRK y SRK II.(18)

Estas fórmulas de 3ª generación mejoran la precisión del cálculo de la LIO respecto a las generaciones anteriores; sin embargo, siguen presentando errores refractivos en ojos con AL corta.(19)

En 1992, Hoffer diseñó una nueva fórmula que usa la tangente de la potencia de la córnea en vez de usar ecuaciones que predicen la altura corneal, esto quiere decir que Hoffer no consideró la relación de la ELP con la AL y K en una ecuación de regresión lineal, sino de forma tangencial. Así nació la fórmula Hoffer Q, que presentó mejoras considerables reduciendo el error refractivo en ojos cortos.(20)

### Las fórmulas actuales

Las fórmulas actuales llegan en los años 90 con una innovación: el cálculo de la ELP depende de más de dos factores.

Olsen en 1990 propuso tener en cuenta la ACD preoperatoria en las fórmulas para tener un mejor cálculo de la posición de la lente intraocular. Se utiliza una fórmula regresiva que tiene en cuenta la ACD preoperatoria, AL, LT, K y la altura corneal (presente ya en la fórmula de Holladay y SRK-T).(21)

La fórmula de Olsen resultó más precisa que las de Holladay y SRK-T al presentar menores errores que las anteriormente mencionadas. No se encontraron diferencias significativas en los errores refractivos en ojos con AL 22–26mm o AL ≥ 26mm. Por tanto, se concluyó los algoritmos de predicción de ACD de las nuevas generaciones mejoraban la precisión del cálculo de la potencia de la LIO.(21)

Más adelante, en 1996 Holladay al observar que su fórmula no era tan precisa para ojos cortos como la fórmula Hoffer Q, decidió modificarla, desarrollando la fórmula Holladay 2.

El cambio introducido consistió en incorporar 7 parámetros para calcular la ELP (K, AL, ACD, WTW, edad, refracción preoperatoria y LT) mejorando así la precisión del cálculo de la ELP. Sin embargo, esta nueva fórmula no alcanzó los resultados de la fórmula Hoffer Q y, en cambio, sacrificó la precisión del cálculo para ojos de AL media y medianamente largos respecto a la fórmula Holladay original.(22)

A finales de los años 90, Haigis propone incluir en el cálculo de la potencia de la LIO la ACD y tres constantes que determinen la ELP, siendo estas  $a_0$  (específica de cada lente),  $a_1$  (dependiente de la ACD preoperatoria) y  $a_2$  (función de la AL preoperatoria).(23)

$$ELP = a_0 + a_1 * ACD + a_2 * AL$$

Como se puede observar, en este cálculo la ELP no depende de la K, así que la fórmula de Haigis se convirtió en aquella época en el método de cálculo de elección para ojos sometidos previamente a una cirugía refractiva.(24)

### Inteligencia artificial

En los últimos años la inteligencia artificial (IA) ha cobrado mucha importancia en medicina. Ha sido objeto de una rápida evolución, y es considerada una revolución tanto en sí misma y como por los cambios que está generando.

Grosso modo, se puede definir como una tecnología en la que sistemas informáticos o máquinas, entrenados con suficiente cantidad de datos, adquieren la capacidad de realizar actividades que se llevarían a cabo con la inteligencia humana.(25)

Este término según la RAE está definido como: *“Disciplina científica que se ocupa de crear programas informáticos que ejecutan operaciones comparables a las que realiza la mente humana, como el aprendizaje o el razonamiento lógico”*.(26)

Sea como fuere, debido a su rápido desarrollo, esta tecnología tiene múltiples aplicaciones en la actualidad tales como generación, reconocimiento y procesamiento de imágenes, clasificación u detección de objetos, diseño de algoritmos para fines comerciales, así como el procesamiento de datos de pacientes para uso médico, entre otros.(27)

Una característica importante de la IA es el aprendizaje automático, o *Machine Learning* en inglés, que permite una adaptación automática a cambios en el entorno de trabajo, optimización de recursos e inferencia automática de conocimiento a partir de datos complejos. Es importante en el campo de la oftalmología, ya que permite el aprendizaje de las máquinas sin ser programadas explícitamente para ello, mediante la utilización y construcción de algoritmos que puedan aprender y hacer predicciones sobre datos. Las redes neuronales (NN), también conocidas como *Deep Learning*, son algoritmos que se utilizan en tareas supervisadas diseñados para que actúen como neuronas humanas. Recientemente ha demostrado superioridad ante los algoritmos tradicionales de aprendizaje en cantidades enorme de datos, sin embargo, requieren más recursos computacionales al ser más grandes y complejos.(28)

En el campo de la oftalmología, la IA ha tenido en estos últimos años un rápido crecimiento. Se utiliza, entre otros, análisis masivo de datos, o reconocimiento de imágenes, que son procesados y analizados permitiendo facilitar el diagnóstico o incluso predecir la evolución una patología,

por ejemplo, un queratocono.(29) Actualmente las tres principales aplicaciones de la IA en oftalmología son: diagnóstico de glaucoma según el procesado de imagen de la papila óptica, el reconocimiento de imágenes de retina asociando a parámetros clínicos y cálculo de LIO en operaciones de catarata.(30)

En su aplicación en el glaucoma consiste en el análisis de la estructura del nervio óptico mediante las diferentes exploraciones existentes. En retinografías compara entre discos ópticos normales y los que padecen glaucoma. Con la incorporación de la tomografía de coherencia óptica (OCT) se ha podido predecir la existencia de esta patología analizando la anchura mínima del anillo clasificando a los pacientes en sospechosos y detectando cambios en las estructuras.(30)

En cuanto al campo de la retina, la IA se ha aplicado en las patologías de edema macular diabético, degeneración macular asociada a la edad (DMAE), retinopatía del prematuro y retinopatía diabética. Los algoritmos empleados se utilizan con la finalidad del diagnóstico en exploraciones de OCT y retinografías para el cribado de retinopatía diabética. Al igual que la aplicación de la IA en el glaucoma, los algoritmos también son utilizados para predecir la evolución de una patología, por ejemplo, se ha podido predecir la progresión de DMAE neovascular a partir de exploraciones hechas con OCT en fases previas.(30)

La cirugía de catarata se ha visto beneficiada con el desarrollo de algoritmos de IA, incorporados en nuevas fórmulas para el cálculo de potencia de LIO para predecir la mejor lente para cada paciente.

#### Fórmulas de cálculo basadas en inteligencia artificial

El **Método Hill-RBF** (*Radial Basis Function*) fue el primer método de cálculo de potencia de la LIO en usar únicamente IA. Utiliza NN y RBF, y no depende de la ELP. Este método se optimizó en una segunda versión introduciendo los parámetros AL, K y ACD (siendo estos obligatorios) y, como opcionales, LT, el CCT y WTW. Actualmente se encuentra en la versión 3.0, que utiliza hasta 8 variables para el cálculo de la potencia de la LIO. Aunque no todos ellos son obligatorios para el cálculo, si se introducen todos los parámetros se optimiza la eficacia.(31)

Jack X Kane desarrolla en 2017 la **fórmula de Kane**, basada en óptica teórica además de componentes de regresión y de IA mediante computación en la nube. El objetivo principal de esta fórmula es reducir los errores generados en ojos con parámetros extremos, donde las fórmulas actuales presentan mayores errores. Utiliza como variables AL, K, ACD, LT, CTT y el sexo biológico del paciente. Existe también una variante de la fórmula para cálculo de lentes tóricas y para cálculo de LIO en córneas ectásicas.(32)

En 2017 un grupo de oftalmólogos franceses (A. Saad, D. Gatinel y G. Debellemannièr) diseñan la **fórmula Pearl DGS** (*Precision Enhancement using Artificial Intelligence and Output Linearization*) basándose en IA y componentes de óptica. Utiliza aprendizaje automático y ecuaciones de lente gruesa para predecir el radio corneal posterior y la ELP, además, puede emplear el resultado del primer ojo para mejorar la predicción del segundo.(33)

La fórmula **Hoffer QST** (Dr. Hoffer Q, Savini y Taroni) es una mejora de la fórmula Hoffer Q original. La IA mejora la eficacia de la estimación de la ELP y el cálculo en ojos con AL grande.(34)

En un estudio de 1259 ojos se realizó una comparación de la nueva fórmula Hoffer QST con las de EVO, Kane, RBF y BUII donde se concluyó que esta es superior a su predecesora Hoffer Q y sus resultados son comparables a los logrados con las 4 fórmulas mencionadas anteriormente.

En la actualidad, hay pocos estudios que corroboren estos resultados, por lo que es necesario más investigación al respecto.(35)

**Karmona® IOL power calculation** es una fórmula basada en IA para el cálculo de potencia de LIO diseñada por el óptico-optometrista español David Carmona González. Karmona está optimizada para la K anterior obtenida con IOL Master® 700 y la K posterior obtenida con Pentacam®. Los parámetros biométricos usados son AL, ACD, K, WTW y, opcionalmente, la queratometría posterior y LT. Se ha programado para un aprendizaje activo, por lo que su eficacia mejora continuamente. La fórmula ha sido diseñada para aumentar la precisión de cálculo en ojos con parámetros atípicos.(36)

En un estudio de 260 ojos se comparó la eficacia en el cálculo de esta fórmula con las de Haigis, Holladay 2, Barret Universal II y Hill-RBF, siendo Karmona la que obtuvo un menor error predictivo.(37)

**Ladas Super Formula AI** es la versión mejorada de la Super Fórmula de Ladas desarrollada por John G Ladas. Lo más característico de este método de cálculo es el uso de una superficie tridimensional creada por la fórmula, y que cambia en función de los parámetros oculares.

Es un modelo híbrido que utiliza las bases de la Super Fórmula de Ladas e IA. Utiliza un método patentado basado en *Big Data* y NN. Esto genera una ventaja, ya que, según los autores: “No hay datos fuera de límites ni conjuntos de datos fijos”. Los parámetros utilizados en el cálculo son AL, K, índice queratométrico, ACD y la constante A.(38)

## Objetivo e hipótesis

**Hipótesis:** Existen diferencias en el rendimiento predictivo del cálculo de la potencia de la LIO entre las diferentes fórmulas basadas en IA en pacientes intervenidos de catarata.

**Objetivo:** Este estudio se propuso con el objetivo de comparar la precisión de cálculo de la potencia de la LIO con las 6 fórmulas basadas en IA disponibles en la actualidad, en base a los parámetros biométricos obtenidos por el OCT-SA Anterior.

## Metodología

### Muestra poblacional del estudio

El estudio se realizó en la Unidad de Función Visual (UFV) del servicio de Alta Resolución de Cirugía de Catarata Ambulatoria (ARCCA), perteneciente al Hospital Universitario Miguel Servet, ubicado en el Hospital Provincial de Nuestra Señora de Gracia en Zaragoza, España. La muestra poblacional está compuesta de 127 ojos de 113 pacientes y los datos fueron recogidos entre octubre de 2023 y febrero de 2024.

El diseño y la ejecución de este estudio cumplen con los principios éticos definidos en la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el CEICA (Comité de Ética de la Investigación de la Comunidad de Aragón). Todos los pacientes firmaron un consentimiento informado.

### Criterios de inclusión y exclusión

Se seleccionaron pacientes citados para la revisión de alta al mes de la intervención de catarata en alguno de los dos ojos.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes:

- Pacientes operados de catarata en al menos uno de los dos ojos, con implante del modelo de LIO ZCB00 (Johnson & Johnson, Santa Ana, EEUU) y citados para la revisión mes alta del ojo más recientemente operado.
- Existencia de registro de medición preoperatoria con el AS-OCT Anterior (Heidelberg Engineering GmbH, Heidelberg, Alemania) en el ojo de estudio.
- Agudeza visual monocular corregida en visión lejana (BCDVA)  $\geq 0,8$  (Snellen) en el ojo operado.
- Firma del consentimiento informado.

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

- Patología ocular concomitante (glaucoma, degeneración macular, patología corneal, etc.).
- LIO implantada distinta de ZCB00 en el ojo de estudio.
- Paciente operado previamente de cirugía refractiva corneal.

### Protocolo preoperatorio

*\* Se incluye por completitud la metodología del protocolo preoperatorio, aunque la medición preoperatoria es responsabilidad de los optometristas del Hospital Nuestra Señora de Gracia y queda por tanto fuera del protocolo de este estudio.*

Durante el preoperatorio el paciente es sometido a un conjunto de pruebas cuyos resultados serán indispensables para la selección y cálculo de la LIO. Posteriormente se realiza una evaluación oftalmológica completa para identificar posibles factores de riesgo que puedan complicar la cirugía.

Las pruebas realizadas incluyen:

#### Auto kerato-refractómetro

El instrumento utilizado fue el auto kerato-refractómetro modelo KR-8900 (Topcon Corp, Tokyo, Japón). El aparato es usado con el fin de obtener la refracción objetiva del paciente (la esfera, cilindro y eje del ojo medido). Además, ofrece la K anterior.(39)

#### Microscopia endotelial

El microscopio SP-1P (Topcon Corp, Tokyo, Japón) mide el espesor corneal donde se realiza el examen, la célula con menor tamaño, la célula de mayor tamaño, el promedio del tamaño mínimo y máximo, la desviación estándar, el porcentaje de células hexagonales, el número de células contadas, el coeficiente de variación del tamaño celular y la densidad celular que es el número de células/mm<sup>2</sup>.(40)

La importancia de registrar la densidad celular radica en que tras la operación de cataratas este valor disminuye; las intervenciones con una densidad celular endotelial baja ( $\leq 1000$  células/mm<sup>2</sup>) tienen mayor riesgo de edema corneal crónico postoperatorio.(41)

#### Biometría

El **IOLMaster® 700** (Carl Zeiss Meditec, Jena, Alemania) es el biómetro óptico utilizado para obtener los parámetros oculares de los pacientes. Utiliza la tecnología *Swept Source Biometry®* y permite calcular la LIO con gran precisión. La versión más reciente incorpora el módulo Total Keratometry (TK®), que permite la medición de los parámetros de la cara posterior corneal e incorporar estos datos a las fórmulas Barrett TK Universal II y la Barret TK Toric.(42)

## Anterion

El **Anterion** (Heidelberg Engineering GmbH, Heidelberg, Alemania) es un OCT de segmento anterior (AS-OCT) basado en la tecnología OCT Sweb Source (SS-OCT). Proporciona la biometría, permite el cálculo de la LIO (tiene la capacidad de medir la AL); realiza además topografía y tomografía corneal y permite evaluar el ángulo iridocorneal, imprescindible en el diagnóstico de glaucoma.(43)

El instrumento posee 4 “utilidades” o “aplicaciones”:

- **Cornea:** El Anterion realiza una tomografía corneal (evaluación de córnea anterior y posterior). A partir de los cortes ópticos de OCT, se obtienen los parámetros corneales que pueden ser de utilidad para el cálculo de LIO, como el astigmatismo queratométrico (basado en la K simulada), o para el diagnóstico y seguimiento de ectasias corneales como el queratocono.(43)
- **Cataract:** obtiene las medidas imprescindibles para la cirugía de cataratas: análisis corneal, medida de la ACD, LT, AL, WTW, etc. La tecnología SS-OCT optimizada permite mediciones precisas incluso a través de cataratas maduras. Incluye calculadores integrados para el cálculo de la LIO más adecuada además de una calculadora integrada para LIO tórica,(44) y de fórmulas aplicables en casos de cirugía refractiva corneal previa.(43)
- **Metrics:** realiza 6 cortes radiales OCT-SS sobre la cámara anterior (CA), permite determinar las medidas del ángulo irido-corneal, la superficie de córnea, iris y cristalino. Además de los parámetros comúnmente utilizados, ofrece el volumen de CA, LT y el vault.(44)
- **Imaging:** obtiene imágenes de alta calidad del segmento anterior, desde la córnea hasta el vítreo anterior, pudiéndose observar el espón escleral e incluso el fondo de saco del *sulcus ciliaris* en ojos de iris claros.(43)

## Pentacam

El Pentacam (Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar, Alemania) es un tomógrafo corneal que usa una cámara rotatoria Scheimpflug; no utiliza discos de Plácido. Permite un estudio completo de la córnea, genera mapas de curvatura corneal anterior y posterior, mapas de espesor, de elevación y de potencia entre otros.(45)

## OCT

El OCT Maestro (Topcon Corp, Tokyo, Japón) es un instrumento que incorpora la tecnología *Spectral domain* OCT (SD-OCT). Permite el escaneo y análisis del área macular y del nervio óptico. Proporciona una imagen del fondo de ojo y escaneo de OCT. Es una herramienta muy útil para discriminar estructuras sanas y patológicas, y altamente utilizado en el diagnóstico de patologías que afectan al polo posterior.(46)

## Protocolo postoperatorio

Al terminar la cirugía de catarata el paciente recibe el alta quirúrgica y deberá limitar sus actividades durante un mes hasta el día de la revisión. El paciente es citado en las consultas de UVF del servicio de ARCCA en el Hospital Provincial donde se sigue el siguiente protocolo:

- Revisión completa por optometrista, el cual realiza la medición de la refracción objetiva con el auto kerato-refractómetro, toma de la BDCVA con el optotipo Snellen en

condiciones mesópicas y en monocular, si mejora, se prescribe refracción de gafa en lejos. Si  $BCDVA \geq 0,8$  se incluye al paciente en el presente estudio, si  $BCDVA < 0,8$ , se descarta el paciente.

- A continuación, con la supervisión de un oftalmólogo, se instila **Tropicamida** (10mg/ml) colirio para que empiece a dilatar, se le lleva de nuevo a la sala de espera para continuar con el protocolo habitual del hospital y realizar el alta médica por parte del oftalmólogo. Se busca si tiene registro preoperatorio en el Anterion, y, en ausencia de éste, se desestima el paciente.

Tras terminar la recogida de datos se verificaron las LIO implantadas y se descartaron 31 ojos cuya LIO no fue la ZCB00 y 3 ojos con cirugía refractiva corneal previamente realizada. Así quedó un tamaño muestral final de 127 ojos de 113 pacientes.

En 14 casos la revisión mes alta del paciente era del segundo ojo operado, al cumplir los requisitos tanto en el primero como el segundo y la posibilidad de haber realizado las mediciones correctas en ambos ojos, se incluyeron los dos ojos dentro del estudio. En el resto de los casos fue un ojo por paciente.

### Análisis de datos

Para el propósito del análisis de este estudio se utilizaron los siguiente parámetros:

- AL
- WTW
- CCT
- K1
- K2
- Km
- ACD
- LT
- Equivalente esférico (EE) de la refracción subjetiva postoperatoria
- EE predicho o “*estimado*” proporcionado por cada fórmula
- Potencia de la LIO implantada para cada paciente

Los parámetros biométricos proporcionados por el Anterion fueron utilizados en el cálculo de la LIO para cada fórmula de IA.

*ESCRS IOL Calculator* (47) fue el calculador utilizado para las fórmulas de *Hill-RBF*, *Kane*, *Pearl DGS* y *Hoffer QST*. Con *Karmona® IOL power calculation* se obtuvieron los resultados de la fórmula de *Karmona*(36) y con *IOL Calc* los de la fórmula de *Ladas Super Formula AI*.(38)

Cada fórmula proporcionaba varias potencias de LIOs y el EE estimado para cada potencia. Se extrajeron manualmente los EE predichos por cada una de las fórmulas para la potencia implantada. De este modo, es posible comparar el EE de la refracción subjetiva en la revisión de mes alta y el EE estimado por cada fórmula para la potencia de la LIO implantada en el paciente.



## Análisis estadístico de resultados

El **error predictivo** (PE) es la diferencia entre el EE del postoperatorio y el estimado por la fórmula (EE postoperatorio – EE fórmula). Un PE negativo indica un resultado más miópico del estimado por la fórmula y un valor positivo representa un resultado más hipermetrópico.(48)

El **error medio aritmético** (AME) indica un error de predicción sistemático, puede ser comparado con cero, y un error significativamente diferente de cero indica resultados miopes o hipermetropes.(48)

La **desviación estándar** (SD) y el rango. En una muestra grande de datos los valores de PE tienden a formar una distribución normal, la SD y el rango representa la variación o dispersión del PE. Una baja SD indica que los datos tienden a estar cerca del AME.(48)

El **error absoluto medio** (MAE) es el promedio de las diferencias absolutas entre los resultados refractivos y los estimados, tradicionalmente se ha utilizado este valor en los estudios de LIO. Debido a que este valor es influenciado por valores atípicos y no sigue una distribución normal, es reemplazado por la **mediana del error absoluto** (MedAE). La MedAE representa los errores absolutos centrales y es menos afectado por los valores atípicos en el conjunto de datos.(48)

El **porcentaje de ojos** en un rango de error es una forma de clasificar la cantidad de ojos que se encuentran por debajo de un determinado PE. Hasta la fecha se han agrupado en rangos de  $\pm 0,25$ ,  $\pm 0,50$ ,  $\pm 0,75$ ,  $\pm 1$  y  $>1$ . (48)

El **índice de desempeño de la fórmula** (FPI, *Formula Performance Index*) es un factor utilizado para determinar la precisión de una fórmula. Tradicionalmente se ha comparado el porcentaje de ojos en un rango de  $\pm 0,50D$ , el MAE o MedAE más bajo. Sin embargo, en algunos casos es difícil concluir qué fórmula es más precisa, por ello, recientemente se ha introducido este nuevo factor basado en 4 parámetros: SD del PE, MedAE, la pendiente de correlación entre EP y AL en valores absolutos y el coeficiente de porcentaje, es decir, el valor inverso del porcentaje de ojos en un rango de  $\pm 0,50D$ . Cuanto mayor sea el FPI, más precisa globalmente será la fórmula.(49)

Una vez definidos los parámetros estadísticos y terminadas las pruebas realizadas se elaboró una base de datos en un archivo del programa Excel 365 (Microsoft Office Corporation, EEUU) donde se introdujeron todas las medidas realizadas. Todos los cálculos estadísticos se realizaron con el paquete *Real Statistics v2.0* (Charles Zaiontz, EEUU) *para Excel*.(50)

Para comparar los PE de las diferentes fórmulas de cálculo se trabajó con los **errores nulificados** y en valores absolutos.

Nulificar los errores es una forma de optimizar la constante de cada fórmula para una determinada muestra, y consiste en anular el AME de una fórmula ajustando el PE para cada ojo restando o sumando en una cantidad igual al AME del conjunto de datos de esa misma fórmula. De esta forma, se consigue eliminar el error de predicción sistemático y se pueden evaluar los parámetros anteriormente mencionados.

Los test estadísticos utilizados fueron los siguientes:

- Test de Shapiro-Wilk para el estudio de normalidad de las variables, que establece como hipótesis nula “distribución normal”.
- Tras verificar la falta de normalidad en los datos, el test de Wilcoxon para muestras pareadas se usó para la comparación de dos grupos dependientes, donde la hipótesis nula es “sin diferencia entre las dos muestras”.



En ambos test se consideró como P-valor  $<0,05$  como estadísticamente significativo.

## Resultados

Se analizaron un total 127 ojos de 113 pacientes, de los cuales 64 pacientes fueron mujeres (56,6%) y 49 hombres (43,4%) y 68 ojos fueron derechos (53,5%) y 59 izquierdos (46,5%). La tabla 1 muestra la estadística descriptiva de la muestra poblacional de estudio.

Característica	Media	SD	Valor mínimo	Valor máximo
Edad (años)	74,81	7,81	55,00	92,00
AL (mm)	23,47	1,25	21,65	28,11
Km (D)	43,74	1,54	39,84	47,75
ACD (mm)	3,12	0,39	2,20	4,13
LT (mm)	4,69	0,43	3,67	5,91
WTW (mm)	11,64	0,42	10,36	12,88
CCT ( $\mu$ m)	540,48	33,30	462,00	611,00
Potencia LIO (D)	21,91	3,54	7,50	29,50
EE Refracción Subjetiva (D)	-0,25	0,36	-1,88	0,75

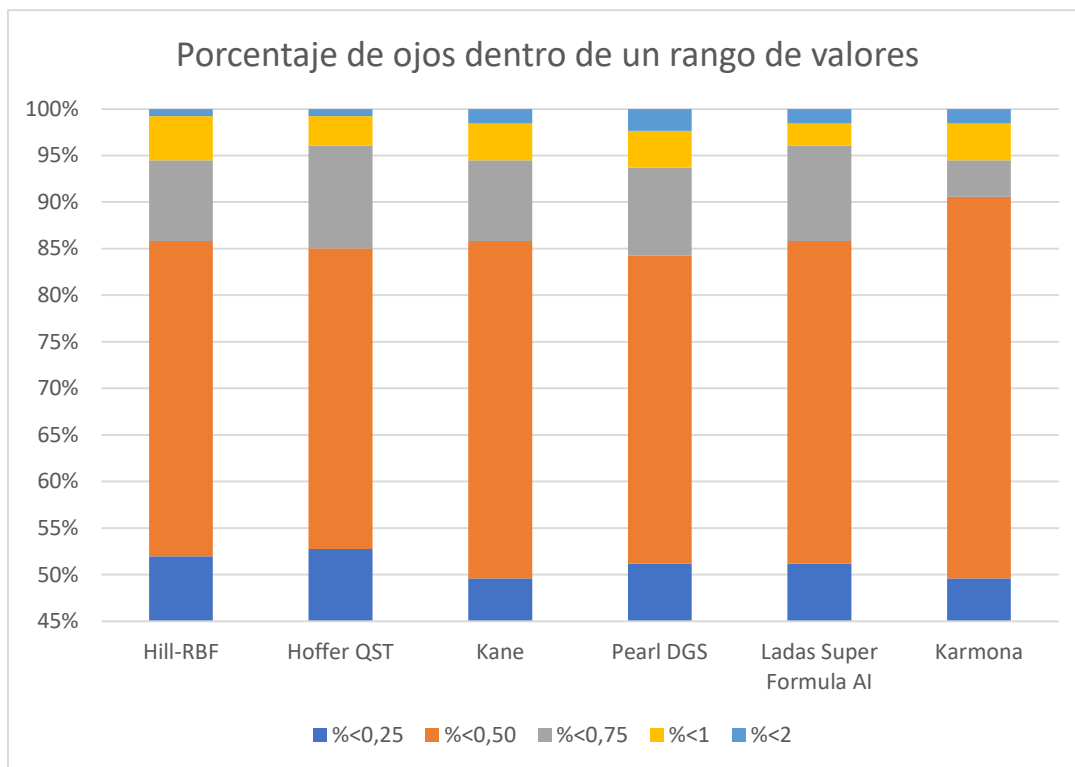
Tabla 1. Estadística descriptiva

Cada ojo fue calculado manualmente con las 6 fórmulas anteriormente mencionadas. La siguiente tabla ilustra los resultados estadísticos de cada una de ellas junto al porcentaje de ojos dentro de un rango de PE.

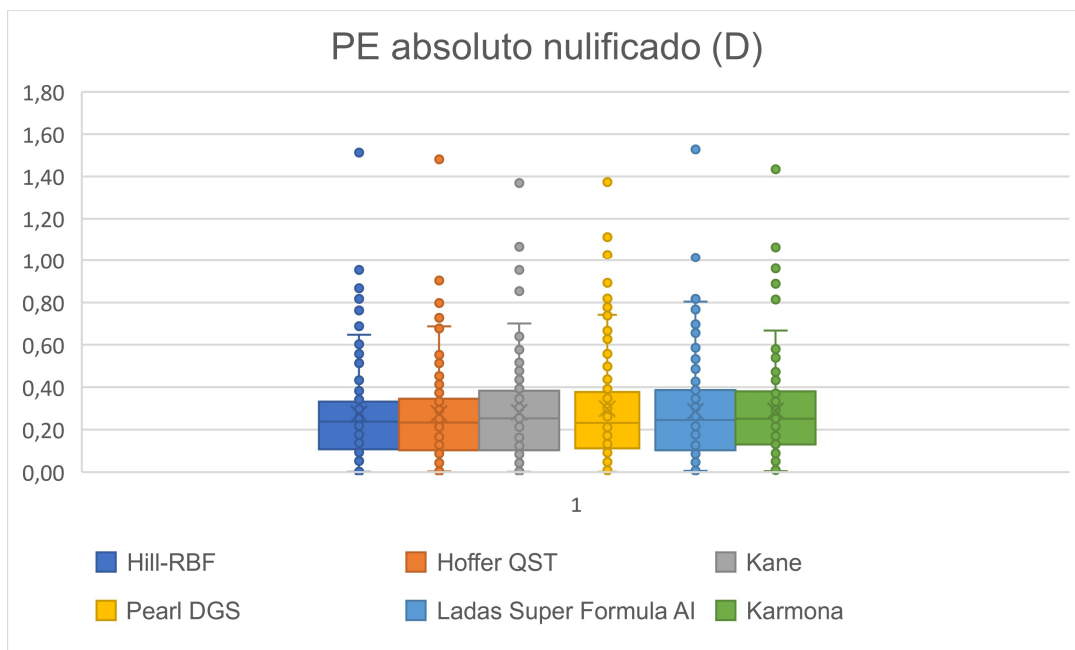
	AME (D)	SD(D)	MAE(D)	MedAE(D)	%<0,25	%<0,50	%<0,75	%<1	%<2	FPI
Hill-RBF	0,08	0,24	0,27	0,24	51,97	85,83	94,49	99,21	100,00	0,816
Hoffer QST	0,09	0,24	0,28	0,23	52,76	85,04	96,06	99,21	100,00	0,812
Kane	0,05	0,24	0,28	0,25	49,61	85,83	94,49	98,43	100,00	0,820
Pearl DGS	0,29	0,24	0,30	0,23	51,18	84,25	93,70	97,64	100,00	0,808
Ladas Super Formula AI	0,03	0,24	0,29	0,25	51,18	85,83	96,06	98,43	100,00	0,806
Karmona	0,30	0,23	0,29	0,25	49,61	90,55	94,49	98,43	100,00	0,865

Tabla 2. Resultados estadísticos para cada fórmula en todos los ojos. AME (error aritmético medio), SD (desviación estándar), MAE (error absoluto medio), MedAE (mediana del error absoluto), FPI (índice del rendimiento de la fórmula).

Existe una semejanza evidente entre todas las fórmulas para cada resultado estadístico. La fórmula *Hoffer QST* es la que difiere en el rango de PE  $<0,25$  con un porcentaje ligeramente superior (52,76%) respecto al resto. Karmona, en el rango de PE  $<0,50$  (90,55%), presenta una mayor diferencia respecto a su anterior, *Hill-RBF* y *Kane*, de un 4,72% (Gráfica 1) y en el factor FPI una diferencia de 0,045.

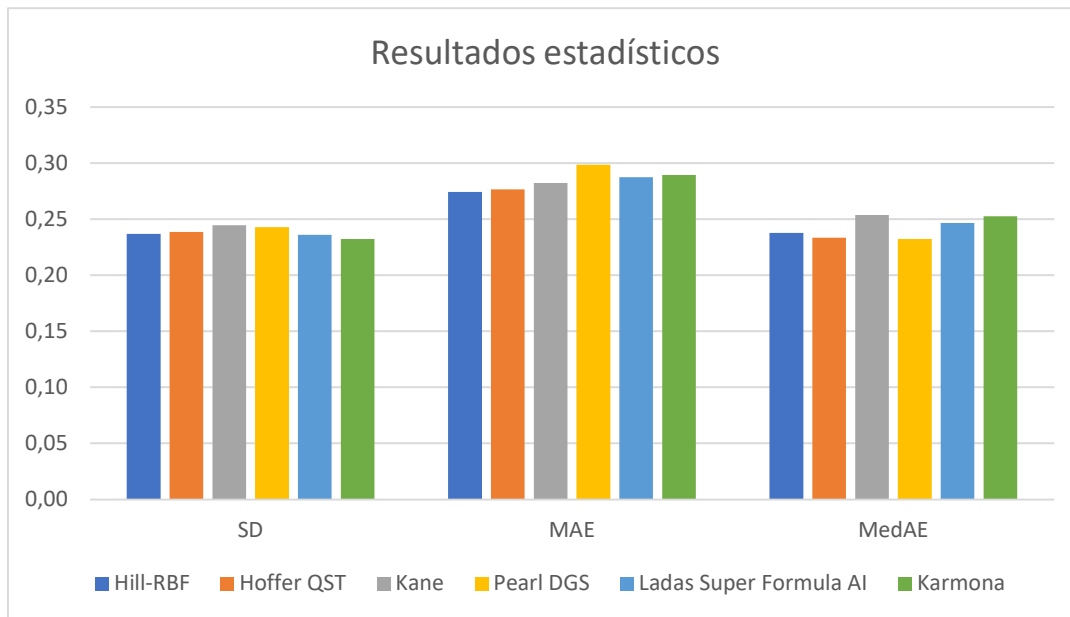


Gráfica 1. Comparativa de porcentajes de ojos dentro de un rango de valores. Nótese que, para facilitar la visualización, la escala de ordenadas comienza en el 45%.



Gráfica 2. Comparativa del error predictivo (PE) para cada fórmula.

El gráfico superior muestra un diagrama de cajas y bigotes de los PE absolutos obtenidos por cada fórmula. El valor atípico con el PE más alto corresponde a un paciente cuyo EE de la refracción subjetiva es de -1,88D, por lo tanto, induce un PE muy elevado.



Gráfica 3. Comparativa de resultados estadísticos para cada fórmula. Se muestran la desviación estándar del error predictivo (SD), el error absoluto medio (MAE) y la mediana del error absoluto (MedAE).

Los resultados expuestos en la gráfica superior muestran similitudes notables entre las fórmulas para cada valor estadístico. A partir de estos datos, se puede observar que la MedAE muestra una reducción respecto al MAE, esto expone una menor influencia de valores atípicos en el primero, la fórmula más afectada es la de *Pearl DGS*.

Finalizada la comparativa se procedió al cálculo de test estadísticos del PE nulificado absoluto.

	SHAPIRO ESTADISTICO	P-valor
Hill-RBF	0,82659143	6,25935E-11
Hoffer QST	0,851367427	5,77223E-10
Kane	0,875131581	6,17063E-09
Pearl DGS	0,868995728	3,26197E-09
Ladas Super Formula AI	0,869559679	3,45605E-09
Karmona	0,833643291	1,15173E-10

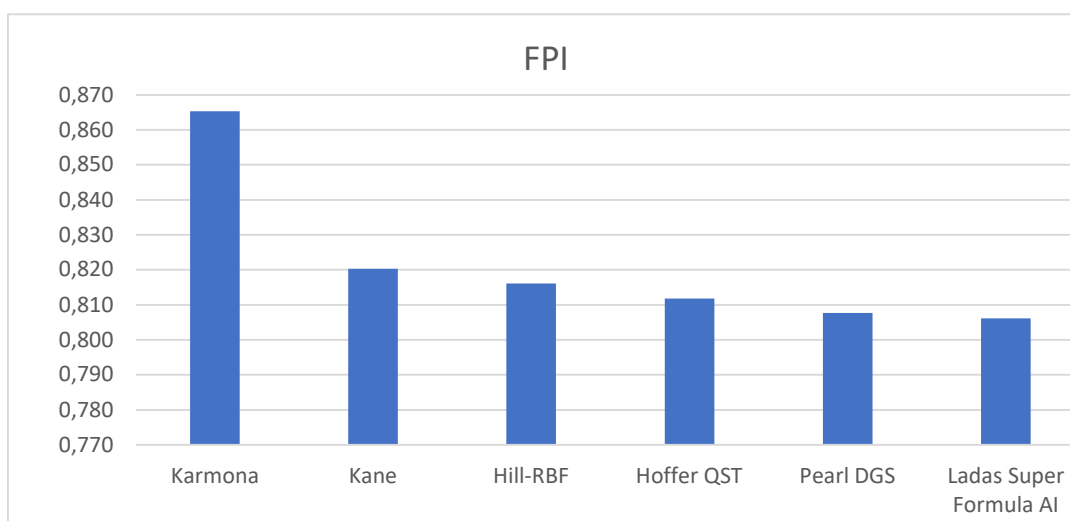
Tabla 3. Test de Shapiro-Wilk

A partir de los datos de la tabla 3, se evidencia que el PE de todas las fórmulas no presenta una distribución normal, debido a que el P-valor presenta evidencia significativa ( $<0,05$ ) para rechazar la hipótesis nula. Por ello, se procede a realizar "*Wilcoxon Signed-Rank Test*", una prueba no paramétrica utilizada para comparar dos muestras relacionadas cuando no cumplen los requisitos para realizar el "t-test". (51)

P-valor	Hill-RBF	Hoffer QST	Kane	Pearl DGS	Ladas Super Formula AI	Karmona
Hill-RBF						
Hoffer QST	0,586					
Kane	0,389	0,621				
Pearl DGS	0,008	0,170	0,201			
Ladas Super Formula AI	0,218	0,348	0,820	0,647		
Karmona	0,028	0,269	0,587	0,673	0,851	

Tabla 4. *Wilcoxon Signed-Rank Test*

Como se puede observar en la tabla superior, la mayoría de las fórmulas se pueden considerar similares o sin diferencias entre sí al obtenerse un P-valor  $>0,05$  (casilla marcada en verde), a excepción de Hill-RBF y Pearl DGS y Hill-RBF y Karmona, que, al resultar un P-valor  $<0,05$  (casilla marcada en rojo), hay evidencia significativa para rechazar la hipótesis nula y considerar que existe diferencia al comparar las dos fórmulas. Si comparamos los promedios de las tres fórmulas, Hill-RBF tiene 0,08D, Pearl DGS 0,29D y Karmona 0,30D.



Gráfica 4. Comparativa de FPI de cada fórmula. Nótese que el eje de ordenadas comienza en 0,770.

Se puede observar en la gráfica superior que Karmona obtuvo el valor FPI más elevado. Puede sugerirse que esta fórmula es la más precisa de las presentes en este estudio.

## Discusión

A día de hoy, la cirugía de catarata es una de las operaciones más realizadas en el mundo,(1) no sólo con el fin de restaurar la visión afectada por la opacificación cristalina, también por corregir refractivamente el ojo y así suplir la necesidad del uso de correcciones ópticas. Este estudio se propuso con el objetivo de comparar 'las fórmulas de cálculo de LIO basadas en IA

disponibles en la actualidad, y de aportar nuevos resultados a la investigación de las mismas, debido a la poca literatura existente de este campo.

Los resultados de este estudio indican que, si se tiene en cuenta el parámetro de porcentaje de ojos en el intervalo de  $\pm 0,50D$ , la fórmula *Karmona* es la más precisa con un 90,55%. Sin embargo, los hallazgos de este estudio no coinciden con las conclusiones obtenidas en anteriores investigaciones que consideran la fórmula de *IA Kane* como la más precisa, al obtener los mejores porcentajes.(52–54) Es importante tener en cuenta que estos estudios no incluyen la fórmula de *Karmona* en su comparación. En cambio, un artículo que sí incluye ambas fórmulas (compuesto de 300 ojos),(55) describe unos resultados muy similares en todos los parámetros, como, por ejemplo, en el porcentaje de ojos dentro del intervalo  $\pm 0,50D$  de PE *Karmona* presenta un 82,00% y *Kane* de 82,33%. Una explicación plausible a esta diferencia al comparar con el presente estudio es la IA entrenada de *Karmona*, ya que ésta fue hecha a partir de una muestra poblacional procedente de España, coincidiendo con la de nuestro estudio, mientras que la población usada en el artículo citado es de un hospital de Kiev, Ucrania. Es probable que *Karmona* tenga mejor eficacia con poblaciones de estudio procedentes de España.

En referencia al MAE, este estudio encontró que la fórmula *Hill-RBF* es la más precisa al obtener el error más pequeño (0,27D). Hay evidencia limitada que corrobore estos resultados,(56) aunque sí hay varios estudios que la consideran entre las más efectivas.(52,55,57)

Estos datos deben ser interpretados con cautela puesto que, según los creadores de *Hill-RBF*, la fórmula fue desarrollada y optimizada en base a los parámetros medidos con el biómetro óptico *Lenstar LS 900* (Haag-Streit AG, Köniz, Suiza) y en combinación con la LIO monofocal *AcrySof IQ SN60WF* (Alcon Laboratories, Texas, EEUU). Se puede usar la calculadora en otros modelos de biómetros y LIOs, pero avisan de la posibilidad de disminución de su rendimiento.(31) En el presente estudio se hicieron los cálculos basados en los parámetros proporcionados por el *Anterior* y con la LIO *ZCB00*.

Otro hallazgo interesante fue el MedAE más bajo obtenido por *Pearl DGS* y *Hoffer QST* (0,23D). En un estudio de 171 ojos en comparativa de fórmulas de cálculo para una LIO trifocal, *Pearl DGS* se posiciona como la más precisa en ojos medios con un MedAE de 0,263D.(58) El resultado de *Hoffer QST* coincide con los hallazgos de otros estudios, en los que posicionan a esta fórmula entre las más precisas.(55,57)

Se puede observar que, analizando cada parámetro por separado ( $\% \pm 0,50D$ , MAE y MedAE), hay una fórmula distinta que obtiene mejores resultados, por lo que puede dificultar la conclusión de la fórmula más efectiva. Por este motivo, hemos introducido un nuevo factor descrito recientemente para las comparativas del rendimiento de diferentes métodos de cálculo, el FPI. Una ventaja de usar este parámetro es la puesta en común de los indicadores anteriores para obtener el FPI, lo que ofrece un resultado más fiable en la precisión de cada fórmula. *Karmona* presenta el valor más alto (0,865), este hallazgo sugiere que esta fórmula globalmente es la más precisa de las presentes en este estudio. En orden decreciente le continúan *Kane*, *Hill-RBF*, *Hoffer QST*, *Pearl DGS* y *Ladas Super Formula AI* (0,820; 0,816; 0,812; 0,808 y 0,806 respectivamente).

Un punto fuerte de este estudio es la incorporación del FPI como parámetro comparativo, este factor permite evaluar de manera más sencilla, precisa y objetiva la eficacia de cada fórmula. Como se mencionó anteriormente, el FPI incorpora alguno de los parámetros tradicionales usados en comparación de fórmulas (porcentaje de ojos, SD, MedAE), por lo que es una herramienta muy útil para limitar el sesgo de resultados que pueda provocar considerar sólo uno de los indicadores.

En general, aunque alguna fórmula obtenga un mejor resultado que otra analizando parámetros por separado, todas presentan similitudes en los valores obtenidos sin mucha disparidad, por lo que todas se pueden considerar efectivas en sus predicciones. Los presentes hallazgos concuerdan también con las observaciones realizadas en otros estudios que demostraron que las fórmulas de IA son más efectivas que las tradicionales de vergencia.(55,58,59)

Es interesante observar que, en todas las fórmulas del presente estudio, se obtuvo un porcentaje de ojos aproximado del 51% en el rango de PE  $\pm 0,25D$  y del 86,20% para  $\pm 0,50D$ . Si se compara con los estándares de referencia del *National Health Service* del Reino Unido de un estudio del 2009,(60) estos eran del 55% de ojos para el rango  $\pm 0,50D$  PE y del 85% para  $\pm 1,00D$ . Por consiguiente, existe una mejora del rendimiento y precisión de las fórmulas respecto a los estándares de hace 15 años.

Los hallazgos de este estudio están sujetos a ciertas limitaciones: en primer lugar, el tamaño muestral es pequeño, 127 ojos de 113 pacientes, este hecho puede afectar a la generalización de los resultados. Además, no es concluyente la eficacia de estas fórmulas para ojos cortos ( $AL < 22,00$  mm) y ojos largos ( $AL > 26,00$  mm) debido al bajo número presente de ambos en la muestra (11 y 7 respectivamente). Este motivo hace que nuestros resultados sean extrapolables sólo a poblaciones de ojos con LA media.

Otra limitación es la propia naturaleza de la IA, una cualidad que la caracteriza es el autoaprendizaje, la mejora de la precisión de sus cálculos está estrechamente relacionada con la cantidad de datos que maneja y es directamente proporcional a los mismos. Esto quiere decir que su eficacia a día de hoy no es la misma que hace unos años y está limitada por nivel de entrenamiento que posean a fecha de este estudio. Sin embargo, este mismo hecho refleja la clara necesidad de continuar investigando en este campo, debido a que cuanto mayor cantidad de datos procesen estas fórmulas de IA, mayor será su precisión en un futuro. Son estrategias de cálculo que están en constante evolución.

Sería recomendable realizar futuras investigaciones con un mayor número de muestra y mayor cantidad de ojos cortos y largos, para así comprobar su eficacia en todas las AL y comparar su precisión con estudios ya consolidados en la literatura científica sobre este tema.

## Conclusiones

Todas las fórmulas han obtenido resultados similares sin mucha disparidad en todos los parámetros, aunque Karmona destaca ligeramente con el mayor porcentaje de ojos en PE  $\pm 0,50D$  (90,55%) y mayor FPI (0,865).

En general, las 6 fórmulas descritas han ofrecido un rendimiento predictivo similar, por lo que pueden ser utilizadas indistintamente en el cálculo de la potencia de la LIO en la cirugía de catarata.

Es necesario seguir investigando con mayores tamaños de muestra que incluyan todos los tipos de AL para la generalización de los resultados.

A pesar de las limitaciones presentes, este estudio contribuye a la investigación de fórmulas que incluyen la IA en su desarrollo, que sigue siendo un campo aún con poca literatura científica, pero en continua expansión.

## Bibliografía

1. Thompson J, Lakhani N. Cataracts. *Primary Care: Clinics in Office Practice*. 2015 Sep;42(3):409–23.
2. Stürmer J. Cataracts - trend and new developments. *Therapeutische Umschau*. 2009 Mar 1;66(3):167–71.
3. Chylack LT. The Lens Opacities Classification System III. *Archives of Ophthalmology*. 1993 Jun 1;111(6):831.
4. Welch Ruiz G, Cruz Blanco M, de Jesús Escalona Tamayo M, Fundora Salgado Hospital Militar Central V, Finlay CJ, La Habana M. Facoemulsificación en la cirugía de catarata Phacoemulsification in cataract surgery. Vol. 46, *Revista Cubana de Medicina Militar*. 2017.
5. Sahin A, Hamrah P. Clinically relevant biometry. Vol. 23, *Current Opinion in Ophthalmology*. 2012. p. 47–53.
6. Solarte CE, Shaikh A. Ultrasound techniques in ophthalmology. In: *Ophthalmology*. Elsevier; 2007. p. 137–49.
7. Fang JP, Hill W, Wang L, Chang V, Koch DD. Advanced intraocular lens power calculations. *Cataract and Refractive Surgery*. Springer. 2006;31–46.
8. Montés-Micó R, Pastor-Pascual F, Ruiz-Mesa R, Tañá-Rivero P. Ocular biometry with swept-source optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg*. 2021 Jun;47(6):802–14.
9. Serrano P, Prado-Serrano A, Nayat D, Nava-Hernández G. *Rev Mex Oftalmol* 272 Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares ¿Cómo evitar la sorpresa refractiva? Vol. 83, *Rev Mex Oftalmol*; Septiembre-Octubre. 2009.
10. Moral Peláez I. Modelos de regresión: lineal simple y regresión logística. *Revista Seden*. 2016;14:195–214.
11. Flikier D. (no date) *Biometría, cálculo de lentes intraoculares*. [cited 2024 Jun 9]; Available from: <http://panaceaiolandtoriccalculator.com/assets/1--biometria-calculo-de-lentes-intraoculares.pdf>
12. Castro Alonso FJ. *Análisis de factores biométricos relacionados con el cálculo de la potencia de LIOs monofocales en cirugía de catarata, medidos mediante reflectometría de baja coherencia óptica [Tesis Doctoral de la Universidad de Zaragoza]. [Zaragoza]: Universidad de Zaragoza; 2016.*
13. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. *American Intra-Ocular Implant Society Journal*. 1980 Apr;6(2):148–52.
14. Binkhorst RD. The Accuracy of Ultrasonic Measurement of the Axial Length of the Eye. *Ophthalmic Surg Lasers Imaging Retina*. 1981 May;12(5):363–5.
15. Hoffer K. The effect of axial length on posterior chamber lens and posterior capsule position. *Current Concepts Ophthalmic Surg*. 1984;1:20–2.
16. Shammas HJF. The fudged formula for intraocular lens power calculations. *American Intra-Ocular Implant Society Journal*. 1982 Sep;8(4):350–2.
17. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II<sup>TM</sup> formula and other second generation formulas. *J Cataract Refract Surg*. 1988 Mar;14(2):136–41.
18. Castellví J, Anglada Escalona JR. Cálculo de la potencia de lentes intraoculares en casos complejos. : *Annals d'oftalmologia: òrgan de les Societats d'Oftalmologia de Catalunya*. 2012;20(5):24–51.
19. Holladay JT, Gills JP, Leidelin J, Cherchio M. Achieving Emmetropia in Extremely Short Eyes with Two Piggyback Posterior Chamber Intraocular Lenses. *Ophthalmology*. 1996 Jul;103(7):1118–23.
20. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg*. 1993;19(6):700–12.

21. Olsen T, Corydon L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth prediction algorithm. *J Cataract Refract Surg.* 1995 May;21(3):313–9.
22. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. *J Cataract Refract Surg.* 2000 Aug;26(8):1233–7.
23. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology.* 2000 Sep 19;238(9):765–73.
24. Carlos J, Gutiérrez M, Monnet JP, Cibiró Badimón I, Lamana VA, Rouras López A. Cálculo biométrico tras cirugía refractiva.
25. Estupiñán Ricardo J, Yelandi Leyva Vázquez M, Peñafiel Palacios AJ, El Assafiri Ojeda Y. Inteligencia artificial y propiedad intelectual. *Revista Universidad y Sociedad.* 2021;362–8.
26. Real Academia Española [Internet]. [cited 2024 Mar 22]. Inteligencia. Available from: <https://dle.rae.es/inteligencia>
27. Rouhiainen L. Inteligencia artificial : 101 cosas que debes saber hoy sobre nuestro futuro. Alienta; 2018.
28. Consejo A, Melcer T, Rozema JJ. Introduction to Machine Learning for Ophthalmologists. *Semin Ophthalmol.* 2019 Jan 2;34(1):19–41.
29. Issarti I, Consejo A, Jiménez-García M, Hershko S, Koppen C, Rozema JJ. Computer aided diagnosis for suspect keratoconus detection. *Comput Biol Med.* 2019 Jun;109:33–42.
30. Zarranz-Ventura J, Bernal-Morales C, Saenz de Viteri M, Castro Alonso FJ, Aritz Urcola J. ARCHIVOS DE LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE OFTALMOLOGÍA Inteligencia artificial y oftalmología: estado actual Artificial intelligence and ophthalmology: current status. 2021;
31. Hill-RBF Calculator Version 3.0 - IOL Power Calculations for Cataract Surgery [Internet]. [cited 2024 Mar 18]. Available from: <https://rbfcalculator.com/#popup1>
32. Kane JX. Kane formula [Internet]. [cited 2024 Mar 19]. Available from: <https://www.iolformula.com/about/>
33. Debellemanière G, Gatinel D, Saad A. Pearl DGS formula [Internet]. [cited 2024 Mar 19]. Available from: <https://news.iolsolver.com//about/>
34. Hoffer K, Taroni L, Savini G. Hoffer QST [Internet]. 2024 [cited 2024 Mar 22]. Available from: <https://www.hofferqst.com/about>
35. Taroni L, Hoffer KJ, Pellegrini M, Lupardi E, Savini G. Comparison of the new Hoffer QST with 4 modern accurate formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2023 Apr;49(4):378–84.
36. Carmona González D. Karmona IOL power calculation [Internet]. 2021 [cited 2024 Mar 22]. Available from: <https://karmona-iol.com>
37. Carmona González D, Palomino Bautista C. Accuracy of a new intraocular lens power calculation method based on artificial intelligence. *Eye.* 2021 Feb 28;35(2):517–22.
38. Ladas J. Ladas Super Formula AI [Internet]. [cited 2024 Mar 22]. Available from: <https://www.iolcalc.com/more>
39. Topcon-KR-8900 [Internet]. Japan; 2008 [cited 2024 May 4]. Available from: [https://www.opthalmicmart.com/wp-content/uploads/2018/03/Topcon-KR-8900\\_Brochure.pdf](https://www.opthalmicmart.com/wp-content/uploads/2018/03/Topcon-KR-8900_Brochure.pdf)
40. Guerra Almanguer M, González González R, Cárdenas Díaz T, Padilla González CM, Cambas Andreu AA. Microscopia endotelial manual y automatizada: estudio comparativo en adultos sin alteraciones corneales. *Revistas Cubana de Oftalmología.* 2022;34(4):1–24.
41. Hernández Silva JR, Bouza Fortunato Y, Veitía Roviroza ZA, Río Torres M, Ramos López M, Rodríguez Suárez B. ULTRAMICS: Microemulsificación por ultrachop. *Revista Cubana de Oftalmología.* 2008;21(1).



42. Moura-Coelho N, Ribeiro FJ. ZEISS IOLMaster 700. In: J. Aramberri and F. Ribeiro, ed. *Cálculo de la lente intraocular*, 1st ed. Madrid: SECOIR. 2022.
43. Aramberri J, Schröpfer J. Anterior: OCT de segmento anterior y biometría óptica. In: J. Aramberri and F. Ribeiro, ed. *Cálculo de la lente intraocular*, 1st ed. Madrid: SECOIR. 2002;205–12.
44. Heidelberg Engineering [Internet]. [cited 2024 Apr 24]. ANTERION. Available from: <https://business-lounge.heidelbergengineering.com/gb/en/products/anterion/anterion/>
45. Mohammadpour M, Heidari Z. Pentacam. In: *Diagnostics in Ocular Imaging*. Cham: Springer International Publishing; 2021. p. 65–162.
46. Chaglasian M, Fingeret M, Gunvant Davey P, Huang W, Leung D, Ng E, et al. The development of a reference database with the Topcon 3D OCT-1 Maestro. *Clinical Ophthalmology*. 2018 May;Volume 12:849–57.
47. Abulafia A, Buonsanti D, Findl O, Raimundo M, Ribeiro F, Savini G. ESCRS IOL Calculator [Internet]. [cited 2024 Apr 30]. Available from: <https://iolcalculator.es CRS.org>
48. Wang L, Koch DD, Hill W, Abulafia A. Pursuing perfection in intraocular lens calculations: III. Criteria for analyzing outcomes. Vol. 43, *Journal of Cataract and Refractive Surgery*. Elsevier Inc.; 2017. p. 999–1002.
49. Hoffer KJ, Savini G. Update on Intraocular Lens Power Calculation Study Protocols. *Ophthalmology*. 2021 Nov;128(11):e115–20.
50. Zaiontz C. Real Statistics Using Excel [Internet]. [cited 2024 Jun 4]. Available from: <https://real-statistics.com>
51. Zaiontz C. Wilcoxon Signed-Ranks Test [Internet]. [cited 2024 Jun 4]. Available from: <https://real-statistics.com/non-parametric-tests/wilcoxon-signed-ranks-test/>
52. Melles RB, Kane JX, Olsen T, Chang WJ. Update on Intraocular Lens Calculation Formulas. *Ophthalmology*. 2019 Sep;126(9):1334–5.
53. Connell BJ, Kane JX. Comparison of the Kane formula with existing formulas for intraocular lens power selection. *BMJ Open Ophthalmol*. 2019 Apr 1;4(1):e000251.
54. Savini G, Hoffer K, Balducci N, Barboni P, Schiano-Lomoriello D. COMPARISON OF FORMULAS ACCURACY FOR IOL POWER CALCULATION BASED ON MEASUREMENTS BY A SWEPT-SOURCE OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY OPTICAL BIOMETER. *Journal of Cartaract & Refractive Surgery*. 2019;
55. Voytsekhivskyy O V., Hoffer KJ, Tutchenko L, Cooke DL, Savini G. Accuracy of 24 IOL Power Calculation Methods. *Journal of Refractive Surgery*. 2023 Apr;39(4):249–56.
56. Shajari M, Kolb CM, Petermann K, Böhm M, Herzog M, de’Lorenzo N, et al. Comparison of 9 modern intraocular lens power calculation formulas for a quadrifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg*. 2018 Aug;44(8):942–8.
57. Yoon JH, Whang WJ. Comparison of Accuracy of Six Modern Intraocular Lens Power Calculation Formulas. *Korean Journal of Ophthalmology*. 2023 Oct 5;37(5):380–6.
58. Rocha-de-Lossada C, Colmenero-Reina E, Flikier D, Castro-Alonso FJ, Rodriguez-Raton A, García-Madrona JL, et al. Intraocular lens power calculation formula accuracy: Comparison of 12 formulas for a trifocal hydrophilic intraocular lens. *Eur J Ophthalmol*. 2021 Nov 18;31(6):2981–8.
59. Szalai E, Toth N, Kolkedi Z, Varga C, Csutak A. Comparison of various intraocular lens formulas using a new high-resolution swept-source optical coherence tomographer. *J Cataract Refract Surg*. 2020 Aug;46(8):1138–41.
60. Gale RP, Saldana M, Johnston RL, Zuberbuhler B, McKibbin M. Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye*. 2009 Jan 24;23(1):149–52.