



**Universidad**  
Zaragoza

## Trabajo Fin de Grado

Predicción de fórmulas de cálculo de lentes  
intraoculares en la cirugía de catarata en función  
de la longitud axial

*“Calculation formula prediction of intraocular lens in  
cataract surgery depending on the axial length”*

Autor/es

Alba Carrera Blanco

Director/es

Irene Altemir Gómez  
Diana Soriano Pina

Facultad de Ciencias / UNIZAR  
2021/2022

La cirugía de catarata ha evolucionado enormemente con el tiempo. Durante mucho tiempo la finalidad era eliminar la opacificación del cristalino, posteriormente se le dio importancia al restablecimiento del poder dióptrico del ojo, corrigiendo los defectos refractivos al sustituir el cristalino por una lente intraocular (LIO), consiguiendo independencia de la gafa.

Sin embargo, a pesar de los avances en las técnicas de facoemulsificación y la realización de incisiones más precisas, el éxito se ve influido por el correcto cálculo de la potencia de la LIO y la estimación de la posición efectiva de la lente (ELP). Los factores más importantes que influyen en dicho cálculo, son las medidas biométricas de longitud axial (LA), y queratometría, así como las fórmulas teóricas y empíricas para cálculo de la LIO. Destacan las de 3ª generación (*SRK-T, Holladay, y Hoffer Q*) y las más actuales de 4ª generación (entre otras *Haigis, Hill, Kane, Barret, Ladas y EVO*). Conocer todas estas variables y saber aplicarlas es indispensable para lograr un buen resultado quirúrgico y la satisfacción en el resultado visual del paciente; en caso contrario determinará una sorpresa refractiva.

El principal objetivo de este trabajo es conocer los resultados refractivos de los pacientes intervenidos de catarata con implante de LIO dependiendo de la fórmula utilizada y encontrar la mejor fórmula para conseguir la máxima precisión de los resultados postquirúrgicos dependiendo del tamaño de ojo: ojo corto ( $LA < 22\text{mm}$ ), ojo normal ( $22\text{mm} < LA < 26\text{mm}$ ) y ojo largo ( $LA > 26\text{mm}$ ).

Los resultados refractivos obtenidos con los cálculos realizados con las fórmulas utilizadas en este estudio son muy precisos con una desviación menor a 0,25D. Por otro lado, en el caso de ojos normales y largos los valores subjetivos postoperatorios encontrados han sido más positivos con respecto a los predichos, por lo que tendríamos que buscar equivalentes esféricos más miópicos.

La fórmula que mayor precisión ha tenido sin tener en cuenta la LA ha sido Kane. Teniendo en cuenta la LA encontramos: para ojos cortos la *SRK-T* y *Kane*, en ojos normales la *Hoffer Q* y *Kane* y para ojos largos, la fórmula de mayor ajuste es *Hill*. Por otro lado, *Haigis, Hill, Kane, Barret* y *EVO* funcionaron para todos los subgrupos de la misma manera, por lo que sería indiferente la elección de un tipo u otro.

## ABSTRACT

Cataract surgery has evolved enormously through time. During lots of years the main focus was to eliminate lens opacification, later on the attention shifted to the reestablishment of the eyes dioptric power, correcting the refractive defects when substituting the lens for a intraocular lens (IOL), independent of the glasses.

However, although many advancements have been made in phacoemulsification techniques and smaller incisions are performed, success is directly influenced by the correct calculus of IOL power and the effective estimation of the lens position (ELP). The most important factors that influence this calculus, are the biometric measurements of the axial length (AL), keratometry, and the theoretical and empirical formulas for the calculation of the IOL. Some formulas from the 3 generation stand out (*SRK-T, Holladay, y Hoffer Q*) and some more actual ones of the 4 generation (among other *Haigis, Hill, Kane, Barret, Ladas y EVO*). To know and be able to use all variables is necessary to achieve a good surgical and satisfactory visual result for the patient, on the contrary the result may end up being a suppressive refraction.

The main objective of this work is to get to know the refractive results of the patients who had cataract surgery with implant of the IOL depending on the utilized formula and find the best formula to obtain the maximum precision in the post-surgery results depending on the size of the eye: small eye ( $AL < 22\text{mm}$ ), normal eye ( $22\text{mm} < AL < 26\text{ mm}$ ) y large eye ( $AL > 26\text{ mm}$ ).

The refractive results obtained in the calculus made with the utilized formulas in this study are very accurate with a deviation of less than 0.25D. On the other hand, in the case of normal eyes and large eyes the subjective values for post operatory have been found to be more positive versus the previously said ones, causing the need to find more myopic spheric equivalents.

The formulas with more accuracy have been without taking into account AL, *Kane*. Without taking into account AL for short eyes *SRK-T and Kane.*, in normal eyes *Hoffer Q y Kane*. And for large eyes, the formula with more adjustment is *Hill*. *Haigis, Hill, Kane, Barret,* and *EVO* worked on all the subgroups in the same way, which suggests that the election of one type or the other is indifferent.

1. INTRODUCCIÓN .....	5
1.1) Cristalino.....	5
1.2) Catarata.....	5
1.3) Historia de la cirugía de catarata.....	6
1.4) Lentes intraoculares.....	7
1.5) Potencia de la lente intraocular.....	8
1.5.1) Biometría.....	8
1.5.2) Fórmulas de cálculo.....	10
2. OBJETIVOS.....	13
3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	14
3.1) Criterios de inclusión.....	14
3.2) Criterios de exclusión.....	14
3.3) Materiales e instrumentos.....	15
3.3.1) Evaluación preoperatoria.....	15
3.3.2) Evaluación postoperatoria.....	15
3.4) Análisis de datos .....	16
4. RESULTADOS .....	17
5. DISCUSIÓN .....	22
6. CONCLUSIONES.....	25
7. BIBLIOGRAFÍA .....	25
ANEXOS .....	27

## ABREVIATURAS

ACD: Profundidad de cámara anterior.

AV: Agudeza Visual.

AVCC: Agudeza visual con compensación.

AVSC: Agudeza visual sin compensación.

Barret: Barrett Universal II.

CA: Cámara Anterior.

CCT: Espesor corneal.

CEICA: Comité Ético de Investigaciones Clínicas de Aragón.

CP: Cámara posterior.

D: Dioptrías.

DS: Desviación estándar.

DIF: Diferencia.

ECCE: Extracción extracapsular.

EE: Equivalente esférico.

EE REFRA: Equivalente esférico del autorefractómetro.

EE SUBJ: Equivalente esférico subjetivo.

ELP: Posición efectiva de la lente.

EPR: Epitelio pigmentario retiniano.

EVO: Fórmula óptica de verificación de emetropía.

Hill: Hill – Radial Basis Function.

ICCE: Extracción intracapsular.

ICL: Visian Implantable Contact Lens.

IOL MASTER 700: IOL Master700® (*Carl Zeiss Meditec, EE.UU.*):

K: Queratometría.

KIOL: Queratometría obtenida con IOL MASTER 700.

KREFRA: queratometría obtenida con autorefractómetro.

LA: Longitud axial.

Ladas: Ladas Super Formula.

LIO: Lente intraocular.

LOCS: Lens Opacities Classification System.

LT: Espesor del cristalino.

MAVC: Agudeza visual mejor corregida.

MLI: Membrana limitante interna.

n: Índice de refracción.

OCT: Tomografía de coherencia óptica.

OD: Ojo derecho.

OI: Ojo izquierdo.

pACD: Facto de incremento de amplitud de la cámara anterior.

Post: Postoperatorio.

SF: Surgeon Factor.

SIG: Nivel de significación.

US: Ultrasonidos.

WTW: Distancia blanco- blanco.

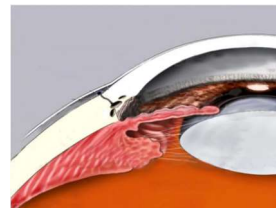
## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 CRISTALINO

El cristalino es una lente biconvexa, transparente, avascular, carente de terminaciones nerviosas, que forma parte del dioptrio ocular. Se ubica posterior al iris y está suspendido por las fibras zonulares del cuerpo ciliar, dando soporte estructural y permitiendo la acomodación mediante el cambio de su forma. Se origina a partir de la membrana basal del epitelio no pigmentario de la pars plana y del cuerpo ciliar. (Figuras 1 y 2) (1,2)



**Figura 1:** Posición del cristalino en el globo ocular. (1)



**Figura 2:** Sujeción del cristalino por las fibras zonulares. (1)

Dentro de sus funciones se encuentra, mantener su propia transparencia, la refracción de los haces de luz y la acomodación, mecanismo mediante el cual logra enfocar nítidamente dichos haces sobre retina para enfocar objetos cercanos. (1)

Entre sus partes encontramos: la cápsula anterior del cristalino, el epitelio del cristalino, situado en la parte anterior detrás de la capsula. Está formado por células epiteliales las cuales tienen actividad mitótica y van migrando hacia el ecuador del cristalino, permitiendo su crecimiento y la formación de nuevas capas. Estas se van alargando y convirtiéndose en fibras, que se compactan en la zona central del cristalino, de tal forma que las más compactas centrales forman el núcleo y las más periféricas forman la corteza. (1,2)

### 1.2 CATARATA

La catarata es la opacificación del cristalino por cualquier causa posible. Al opacificarse proporciona disminución de la calidad visual, de la Agudeza Visual (AV) y la Sensibilidad al contraste (SC), siendo la primera causa de ceguera reversible a nivel mundial. Existen varios factores que lleven a la formación de catarata, aunque, el envejecimiento es la causa más común. (2)

Según su etiología pueden clasificarse en dos grupos, las cataratas congénitas y las adquiridas, dentro de estas últimas se encuentran las tóxicas, las traumáticas y las seniles.

Según su madurez, se clasifica en catarata inmadura, madura o hipermadura.

Según su localización pueden ser:

- Nucleares: la forma más frecuente de catarata senil, en la que, como su nombre indica se opacifica el núcleo del cristalino, pues este se va endureciendo progresivamente.
- Cortical: se alteran las fibras de la corteza, comenzando por la zona periférica, por lo que son las que menor pérdida de calidad visual originan.
- Subcapsulares posteriores: se opacifica la corteza posterior, afectando la zona central y con ello el eje visual. (1)

A lo largo del tiempo se han creado escalas objetivas para la clasificación de las mismas. Una de ellas es la “*Lens Opacities Classification System*” o LOCS, en la que se estima de forma independiente el grado de opacidad cortical y subcapsular, así como la magnitud de la dispersión de la luz y el color del núcleo haciendo una graduación con números decimales. (Figura 3) (2)



Figura 3: Clasificación “*Lens Opacities Classification System*” (LOCS). (2)

Hoy, es aceptado mundialmente que el único tratamiento es la cirugía de catarata, realizándose en aquellos casos con resultados de AV significativos. Por medio de la Seguridad Social se considera significativo 0,5 decimal o peor. (2)

### 1.3 HISTORIA DE LA CIRUGÍA DE CATARATA

El inicio de la cirugía de cataratas se orienta al siglo V antes de cristo. Comenzó con el método decúbito, en el cual la persona se encuentra “acostada” y con la ayuda de una aguja, se desalojaba la opacidad del eje visual, permitiendo que la luz que entra en el ojo no fuera interferida. La ausencia de medidas antisépticas o de esterilización hicieron que los procedimientos terminasen con un resultado desfavorable producto de infecciones y complicaciones intra y postoperatorias. (2,3)

En 1753, Samuel Sharp realizó la primera extracción de cataratas intracapsular (ICCE). En ella todo el cristalino, incluida la cápsula, se extrae. La cápsula era eliminada en su totalidad, la cual actúa como “pared” permitiendo que el Humor Vitreo no pase a la cámara anterior (CA), en cuyo caso puede llevar a complicaciones. Además, las incisiones son más grandes, por lo que la curación es más lenta, y los astigmatismos inducidos son mayores.

Su popularidad disminuyó rápidamente con las técnicas de extracción extracapsular (ECCE), todo el núcleo del cristalino se extrae del ojo a través de incisiones grandes (10mm), mientras que se mantiene la integridad del saco capsular, manteniendo separadas la cámara vítrea y la anterior.

En 1967, Charles D. Kelman, introdujo la facoemulsificación (comúnmente denominada "faco"). En dicha técnica una punta metálica accionada por ultrasonido emulsiona y aspira el cristalino a través de una incisión más pequeña (3 a 4 mm), proporcionando una CA más estable, así como incisiones

corneales sin suturas con una recuperación más rápida y mayor comodidad para el paciente. Una vez retirado el cristalino, lo que queda es su reemplazo por una lente intraocular (LIO).

Hoy en día el procedimiento quirúrgico de **factoemulsificación con implante de LIO**, se ha consolidado como el procedimiento quirúrgico de elección en el mundo desarrollado, y actualmente se siguen perfeccionando las técnicas y las tecnologías.

El último avance es la cirugía de cataratas asistida por láser de femtosegundo. De forma inicial se aplicó a la cirugía refractiva LASIK y posteriormente se utilizó en la cirugía de cataratas. El láser permite mejorar los resultados visuales, pues las incisiones no necesitan suturas, reduciendo el riesgo de infecciones y astigmatismo corneal, con mayor precisión y efectividad. (2,3)

#### 1.4 LENTES INTRAOCULARES

Paralelamente a la evolución de las técnicas quirúrgicas, se produjeron avances en la tecnología de reemplazo de lentes y es que el éxito de la cirugía de cataratas no hubiera sido posible sin el desarrollo de las LIOS. (2,3)

Antes del desarrollo de las mismas, en el postoperatorio, los pacientes eran afáquicos (sin lente) eso llevaba al uso de lentes hipermétropes de gran potencia.

El pionero de la implantología ocular fue Sir Harold Ridley. En 1949 implantó la primera LIO con la finalidad de conseguir el mejor resultado refractivo, liberando a los pacientes de necesidad de corrección y evitando complicaciones. (2-5)

Posteriormente en 1952 se realizó la primera implantación de CA, pero tenía el inconveniente de que esta contactaba con córnea.

Así fue como, tras varios avances, el primero que logró implantar una LIO de cámara posterior (CP) fue Steven Shearing, consiguiendo que la lente que se fijara en la bolsa capsular obteniendo así una mejor estabilización.

Tras la evolución en los diseños de lentes hoy en día podemos decir que existen dos tipos:

- Lentes intraoculares fáquicas (sin eliminar el cristalino). Cuando se introdujo la implantación de la LIO, la ICCE era el método predominante lo que requería la colocación de la lente en la CA o fijada al iris. Cuando ICCE perdió popularidad, se diseñaron para ser implantadas en CP. Es decir, existen tres tipos de lentes fáquicas: de apoyo angular, de anclaje iridiano y de CP. Estas últimas son las conocidas "*Visian Implantable Contact Lens*" (ICL).
- Las Lentes intraoculares pseudofáquicas (se sustituye el cristalino por una lente). Estas a su vez pueden ser:
  - Monofocales: corrigen al paciente a una determinada distancia.
  - Tóricas: presentan un toro que corrige astigmatismos corneales mayores a 1,50 dioptrías (D). Este tipo requiere de una buena fijación en el saco capsular para evitar rotaciones que lleven a sorpresas refractivas postoperatorias.



- Multifocales: proporcionan focos distintos para visión de cerca y lejos. Estas a su vez pueden ser acomodativas, refractivas o difractivas. (2,3)

## 1.5 POTENCIA DE LALENTE INTRAOCULAR

La cirugía de catarata es uno de los procedimientos quirúrgicos oftálmicos más exitosos. Por eso, se han realizado estudios y desarrollos de las mediciones de biometría ocular y el cálculo de la potencia de la LIO para lograr la refracción postoperatoria deseada, permitiendo al paciente obtener mejor AV sin corrección adicional.

La principal fuente de error en los métodos de cálculo es **la estimación de la posición efectiva de la lente (ELP)**, es decir la posición con respecto a la córnea que ocupará la LIO en el postoperatorio. Dicho error se debe a que no existe una forma objetiva de poder medir la variable en el preoperatorio.

### 1.5.1 LA BIOMETRIA

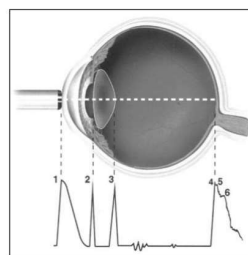
La biometría es una técnica no invasiva, rápida y no dolorosa que permite realizar mediciones de los parámetros físicos oculares a lo largo de su eje axial. Los factores más importantes para el cálculo correcto del poder dióptrico de una LIO son la longitud axial (LA) y la queratometría (K), siendo la medida incorrecta de uno de estos parámetros la causa de la mayoría de los errores refractivos tras la cirugía, pues un error de 1 mm en la medida de la LA equivale a 3,00 D en LIO. (4,5)

Existen dos modos de realizar la biometría: mediante ultrasonido (de contacto) o por interferometría (de no contacto).

#### BIOMETRIA DE CONTACTO O ULTRASONIDOS

La biometría de ultrasonido (US) de contacto tiene una sonda que emite un haz de US entre 8-10 MHz, atravesando las estructuras del ojo hasta que se encuentra con un índice de refracción (n) diferente. Así, parte de la onda sigue su trayectoria y la otra parte, llamada eco, se refleja. La sonda percibe el eco y lo transforma en un impulso eléctrico. Este último se presenta en ecogramas, dando una representación unidimensional de amplitud de los ecos a lo largo de la trayectoria del haz. (5,7)

En el ecograma de un ojo normal se encuentran los ecos de la córnea, cápsula anterior del cristalino, cápsula posterior del cristalino y retina hasta la membrana limitante interna (MLI). Entre dichas estructuras hay diversos espacios: la CA, cristalino y CP. La suma de todas las estructuras da el valor de la **LA**, que es el factor más importante para determinar el poder dióptrico de la LIO. (Figura 4) (5)



**Figura 4:** Ecograma de ultrasonidos modo A de un ojo normal. (1) córnea, (2) cápsula anterior del cristalino, (3) cápsula posterior del cristalino, (4) retina. Los espacios entre ellas son CA, cristalino y CP.

Dentro de la biometría de ultrasonido distinguimos dos tipos: la biometría de aplanación y la de inmersión. (7)

---

## BIOMETRIA DE NO CONTACTO

Posteriormente, se desarrolló un biómetro no invasivo basado en el principio de “*interferometría óptica de coherencia parcial*”. Se considera uno de los métodos más fiables y precisos, pues no tiene contacto con córnea. (4-10)

IOL Master500® (*Carl Zeiss. Meditec, EE.UU.*) se basa en la emisión de dos haces de luz infrarroja de 780 nm sobre el globo ocular. Mide la reflexión de los haces sobre las superficies oculares para medir la LA. Los datos se obtienen a partir de la distancia desde el epitelio corneal hasta el epitelio pigmentario de la retina (EPR) incluido.

IOLMaster® 700 es una variación de la tomografía de coherencia óptica (OCT). Es un biómetro óptico no invasivo que emite una longitud de onda de 1050 nm, dando imágenes precisas de las capas retinianas con respecto la fovea central. Además, recoge datos tridimensionales de la superficie anterior y posterior de la córnea y cristalino, la zona macular y el EPR. (5,7,11)

Se ha visto que es el mejor predictor de los resultados refractivos postoperatorios para las fórmulas: SRK-T, Hoffer Q, Haigis, Holladay II y Barrett Universal II. (9,10,11)

Más recientemente, se introdujo un nuevo dispositivo de biometría, el Lenstar LS 900 que utiliza tecnología de “*reflectometría de baja coherencia*”. Aunque el más utilizado sigue siendo IOLMaster® 700.

En la actualidad han surgido nuevos instrumentos, como el Eyestar900. Se basa en la tecnología OCT de fuente de barrido, proporcionando mediciones de topografía, paquimetría, biométrica, queratometría e imágenes oculares transversales de alta calidad, todo en un solo aparato. (7)

---

## OTRAS MEDIDAS DE INSTRUMENTO

A parte de la medida de la LA, también se obtienen datos de profundidad de CA, grosor del cristalino (LT), longitud de CP, distancia blanco-blanco (WTW) y paquimetría (grosor corneal) (CCT) adquiriendo datos del segmento anterior más ventajosos.

- **Queratometría o curvatura corneal:** Este es el segundo factor que más influye en el cálculo del poder dióptrico del lente, después de la LA. La medida correcta de la curvatura corneal es muy importante, pues un error de 1 mm induce una desviación de 1,00 D en el cálculo del poder de la LIO. (5,11)
- **Medición de la profundidad de CA (ACD):** Su cálculo se basa en la LA y en la posición postoperatoria de la LIO (esto último es lo fundamental). Un error de 0.1 mm en este cálculo produce un error refractivo de 0.10 D en el cálculo de la lente. (8)
- **Distancia Blanco- Blanco (WTW):** Se mide utilizando una fuente de luz de diodo emisor de luz para detectar la imagen del borde del iris. (8)

### 1.5.2 FÓRMULAS DE CÁLCULO

Desde 1970, se han utilizado fórmulas matemáticas para “estimar” la ELP y mejorar la precisión de los resultados refractivos postoperatorios, teniendo en cuenta las características biométricas del ojo. Entre los factores que intervienen nos encontramos: radios corneales (K1 y K2) para obtener la potencia refractiva de la córnea, la ACD, la LA y la colocación de la lente. Además, la elección correcta de las fórmulas de cálculo es importantes. (2,6,7)

Existen dos tipos de fórmulas:

- Teóricas: Aplican la geometría óptica a un ojo estándar, sin considerar las medidas clínicas del paciente.
- Empíricas o de regresión: Surgen como una nueva vía, de tal forma que analiza los resultados refractivos postoperatorios de múltiples intervenciones y los relaciona con la LA y la K. La fórmula empírica más utilizada ha sido la SRK. (5,14)

Tanto las fórmulas teóricas como las empíricas son perfectamente válidas para calcular el poder dióptrico de la LIO, sin que se hayan encontrado diferencias estadísticamente significativas entre ellas.

Al principio todas las lentes implantadas eran de un valor estándar, pero pronto surgiendo diferentes generaciones de fórmulas. (Figura 5) (5)

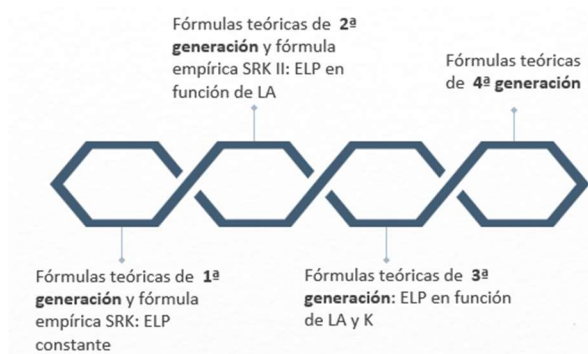


Figura 5: Esquema representativo de la evolución de las fórmulas de cálculo en función de las constantes utilizadas.

#### **Fórmulas teóricas de 1ª generación y fórmula empírica SRK: ELP constante**

La primera fórmula biométrica fue publicada en 1967 por Fyodorov, como una fórmula teórica para calcular la potencia en función de la LA y la K. Así surgieron otras fórmulas parecidas, que empleaban constantes teóricas como las de Hoffer (1974) y la de Binkhorst (1975). (Anexo 1) (5)

Sin embargo, se dieron cuenta que los resultados obtenidos no eran lo suficientemente exactos, especialmente en los ojos con LA menores a 22mm y mayores a 26mm, por lo que empezaron a hacer análisis de regresión con los resultados refractivos postoperatorios, dando lugar a una nueva generación de fórmulas empíricas.

Su ecuación fundamental es la correspondiente a la fórmula de regresión SRK, denominada así en honor a sus autores: Sanders, Retzlaff y Kraff (SRK) (Anexo 2). Esta fórmula introdujo por primera vez la constante A, que se calculó en base a los resultados obtenidos previamente. Era más sencilla y fiable

que el resto de las fórmulas teóricas de esa época, por lo que su uso se extendió rápidamente. (Anexo 3) (5,8)

Pero no se tardó en demostrar que dicha fórmula asume que la ELP era igual en todos los ojos independientemente de la LA, dando con ello falta de predicción en los resultados. Así surgió una nueva evolución de fórmulas: fórmulas teóricas de segunda generación.

### **Fórmulas teóricas de 2ª generación y fórmula empírica SRK II: ELP en función de LA**

Dedujeron que el valor de ELP se debía de calcular de manera independiente en función de la LA, es decir, se pasa de una ELP constante, a una ELP modificable. Lo que asumían era que un miope por tener ojo largo iba a tener una ACD profunda mientras que un hipermetrope por tener el ojo corto iba a tener una ACD estrecha. (5)

Sin embargo, los propios autores de fórmula SRK, se dan cuenta que, a pesar de los esfuerzos realizados, seguían obteniendo datos imprecisos: los ojos largos quedaban hipercorregidos (con hipermetropía resultante) y los ojos cortos hipocorregidos (con miopía resultante).

Así los propios autores decidieron realizar ajustes en la constante A: se aumenta el valor de la constante para ojos cortos y se disminuye en ojos largos, transformando así la fórmula SRK en SRK-II. (Anexo 4) (5,8,14)

### **Fórmulas teóricas de 3ª generación: ELP en función de LA y K**

Son las fórmulas teórico-empíricas y son las más utilizadas actualmente a nivel mundial. Asumen una relación proporcional entre los segmentos anterior y posterior del ojo para estimar la ELP en función de los valores de LA y la K. Son fórmulas que vienen incluidas en los equipos modernos de biometría óptica. (5,15,16)

Holladay propuso en su fórmula **Holladay I**, una relación directa entre el grado de curvatura corneal y la ELP. Además de la LA calcularía la distancia predicha entre la córnea y el iris (ACD) y se la añadiría a la distancia entre el iris y la LIO. Esta última recibe el nombre de “factor dependiente del cirujano” o “*surgeon factor*” (SF). Se trata de un ajuste que funciona de forma similar a la constante A de la fórmula SRK, con la diferencia de que es modificable para cada cirujano en particular.

De tal forma que, para Holladay, en ojos largos aumenta el valor de la ELP hasta una LA de 25,3 mm. A partir de este valor ya no se modifica la ELP asumiendo que todo incremento de la LA ocurre a expensas del segmento posterior del ojo. Utiliza un índice de refracción corneal de 1,333 y un grosor retiniano de 0,2 mm. Además, fue la primera fórmula teórica que empleó la K como factor en el cálculo de la ELP. (Anexo 5) (14)

Usa siete variables: LA, K, edad, refracción preoperatoria, WTW, ACD preoperatoria y LT. Sus inconvenientes son la necesidad de tomar más medidas preoperatorias. (5,8,14)

De igual forma Retzlaff en 1990 modificó la fórmula Holladay I para permitir la incorporación de una constante A y la llamo **SRK-T**, pasando de ser una fórmula empírica, como las anteriores SRK, a ser una fórmula de tipo teórico. En esta fórmula asumen que las corneas más curvas, es decir, con k mayor,

presentan ACD más profundas, y viceversa, K más planas se corresponden con ACD más estrechas. (Anexo 6) Si bien es cierto que no toma en cuenta el valor de la LT, por lo que da errores en los ojos cortos. (5,14)

En 1992 Hoffer desarrolla una nueva fórmula, **Hoffer- Q**, en la que se incluye un factor de incremento de amplitud de la cámara anterior (pACD), al incrementarse la curvatura corneal y la LA. La principal diferencia con las fórmulas Holladay y SRK T es que no emplea la altura corneal para predecir la ELP y esta queda delimitada superior e inferiormente. (Anexo 7) (14)

Comportamiento predictivo de las fórmulas de 3ª generación:

La diferencia más importante entre las fórmulas de 3ª generación radica en la estimación de la ELP. La predicción es similar, excepto en los ojos cortos, donde Hoffer-Q siempre calcula el LIO más potente y SRK-T la menos potente. (8)

No está demostrado que ninguna fórmula de 3ª generación sea superior a las demás. Hoffer observó diferencias en función de la LA: en ojos medios, con LA entre 22 y 24,5 mm todas ofrecieron una efectividad similar. En ojos moderadamente largos, entre 24,5 y 26 mm, la Holladay I fue superior. En ojos muy largos, con LA mayor que 26 mm la SRK-T mostró una predictibilidad superior. (Tabla 1) (14)

LA (mm)	<22 mm	22-24,50 mm	24,50-26 mm	>26 mm
FÓRMULA	Hoffer Q	Medida de las 3	Holladay I	SRK-T

**Tabla 1:** Fórmula de elección en función de la LA según Hoffer Q. Las principales diferencias entre las 3 fórmulas en la potencia de LIO calculada se produce en ojos con LA corta: Hoffer Q siempre calcula la LIO más potente y SRK-T la menos potente. (14)

Fórmulas teóricas de 4ª generación

Desde 1990 empezaron a parecer fórmulas donde se propone el uso de más datos que la LA y el poder corneal para mejorar la precisión en la predicción de la ELP.

**Olsen:** Olsen incorporó cuatro variables a mayores de la LA y K. Entre ellas: ACD, LT, WTW, la refracción preoperatoria y la edad. La ELP utilizada se basa en una ecuación de regresión que incluye la altura corneal. (Anexo 9) (10,13,14)

**Holladay II:** Basa sus cálculos en la LA, K, WTW, ACD preoperatoria, LT, edad y género. Está indicada en ojos cortos y largos, aunque con mayor precisión en cortos.

**Haigis:** Utiliza para el cálculo de LIO tres medidas preoperatorias: la LA, K y ACD. Además, utiliza tres constantes para definir la geometría de la lente: A0, A1, A2. (8)

Actualmente existen fórmulas basadas en inteligencia artificial:

**Barrett Universal II (Barret):** Esta es la evolución de Barrett Universal I, que fue publicada por Graham Barrett, como una fórmula paraxial de lente gruesa. Se basa en la anterior aunque se añadieron el LT y WTW. (6,13)

**Hill – Radial Basis Function (Hill):** Es una fórmula de inteligencia artificial que usa como variables: LA, CCT, ACD, LT, WTW, n corneal, K. (6)

**Fórmula óptica de verificación de emetropía (EVO):** Esta es una fórmula de lente gruesa usa: LA, K, y ACD como los predictores y LT y espesor corneal central (CCT) son opcionales. (13)

**Fórmula de Kane:** Se basa en la óptica teórica y contiene elementos de inteligencia artificial. Usa LA, K, ACD, y el género para predecir la posición de LIO, con LT y CCT ser factores opcionales. (13)

**Ladas Super Formula (Ladas):** Es una combinación de las fórmulas Hoffer Q, Holladay I, Holladay II y SRK / T. Está basada en un modelo tridimensional. Fue desarrollada para elegir la mejor fórmula para cada ojo. Como variables usa: LA, K, n corneal y ACD. (6,13)

**Panacea:** Es la única fórmula que permite introducir la asfericidad corneal y la relación entre la curvatura corneal anterior y posterior, mejorando la precisión. Utiliza como factores predictivos de ELP: LA, K, ACD, LT y asfericidad corneal. (6,13)

No obstante, predecir el ELP sigue siendo una fuente de error en los cálculos de la potencia de la LIO, y persiste la controversia sobre la precisión entre las fórmulas. Debido a que no hay una fórmula única de alta precisión para las características oculares como la LA larga o corta, la córnea plana o curvada y la ACD profunda o superficial, muchos cirujanos tienen que utilizar varias fórmulas en ojos con diversas dimensiones oculares. (10)

---

## CONSTANTES DE LIO

Todas las fórmulas mencionadas necesitan un valor de referencia para cada modelo de lente. Ese valor es la “constante de LIO”, que da información de las características físicas de la lente. Las empleadas son las siguientes:

- La constante ACD surge en las fórmulas teóricas de 1ª generación. Representa la ELP de un promedio de cirujanos para un modelo concreto de LIO. (Anexo 10)
- La constante A es introducida por los autores de la SRK. A diferencia de las otras dos constantes de LIO no representa ninguna distancia dentro del ojo, sino que la fórmula empírica la utiliza como un sumando más junto a otros factores.
- La constante “*Surgeon Factor*” (SF) surgen cuando Holladay publicó su fórmula teórica. Comprende la distancia entre el plano anterior del iris y el plano anterior de la LIO. Es constante para cada tipo de LIO y cirujano. Da información prequirúrgica respecto a la ELP por lo que hay una mejora predictiva. (Anexo 11)

Los valores de las constantes son proporcionadas por los fabricantes, mediante la extrapolación de valores de lentes con características similares y del cálculo de resultados refractivos de ensayos clínicos. (Anexo 14) (17)

## 2. OBJETIVOS

Este trabajo tiene como objetivo general el estudio del comportamiento de las fórmulas de cálculo de poder refractivo de las LIOs, utilizando las de 3ª y 4ª generación. Los objetivos secundarios son los siguientes:

1. Analizar y comparar la predicción clínica de las fórmulas de 3ª y 4ª generación estudiadas.

2. Estudiar la precisión clínica de las fórmulas sin tener en cuenta la LA.
3. Estudiar la precisión clínica de las fórmulas para ojos cortos.
4. Estudiar la precisión clínica de las fórmulas para ojos normales.
5. Estudiar la precisión clínica de las fórmulas para ojos largos.
6. Analizar y comparar cada una de las fórmulas estudiadas para cada grupo de ojos.

### 3. MATERIALES Y MÉTODOS

Realizamos un estudio de pacientes operados de catarata mediante la técnica de facoemulsificación del cristalino. Para la realización del estudio se seleccionó una muestra de 447 sujetos que fueron intervenidos en cirugía de catarata en el Hospital Nuestra Señora de Gracia de Zaragoza, entre los meses de Septiembre a Marzo de los años 2021 y 2022. Todos fueron intervenidos utilizando la técnica de facoemulsificación con incisiones de 2,2mm y con implante de LIO monofocal en saco capsular. Eran examinados al día siguiente de la cirugía, a la semana y al mes. Previamente a la realización de las pruebas todos los pacientes dieron su consentimiento informado para la cirugía de catarata, así como aceptando el permiso para el trato de datos. (Anexo 12)

El protocolo de estudio fue diseñado siguiendo las directrices de la declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité Ético de Investigaciones Clínicas de Aragón (CEICA).

#### 3.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Los pacientes incluidos en el estudio cumplían con los criterios de inclusión establecidos:

- AV con su corrección (AVCC) decimal postoperatorias al mes  $\geq 0,8$ .
- Astigmatismo corneal preoperatorio  $< 2,00D$ .
- Sujetos operados de cirugía de catarata con LIO monofocal calculado por la formula SRK-T (modelos de lente: AMO Tecnis 1 ZCBOO (Abbot Medical Optics)<sup>®</sup>, EyeCee ONE(Bausch & Lomb)<sup>®</sup> y Physiol Micro+A 123(Medical Mix)<sup>®</sup>.
- Pacientes que presentan el preoperatorio exploratorio de las medidas biométricas mediante IOL Master700<sup>®</sup> (Carl Zeiss. Meditec, EE.UU).
- Pacientes de cirugía de catarata con implantación de LIO monofocal.
- Sujetos sin patologías oculares previas ni enfermedades sistémicas que afecten a la AV y sistema visual.

#### 3.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- Pacientes con AVCC decimal  $< 0,8$ .
- Pacientes que presentan en el preoperatorio exploratorio medidas biométricas mediante biómetro de ultrasonidos.
- Presencia de alteraciones de anejos oculares, corneales o de retina.
- Pacientes con síndrome pseudoexfoliativo.
- Pacientes sometidos a cirugía refractiva.
- Pacientes con Implantación de LIOS tóricas, multifocales y arcuatas.
- Pacientes con enfermedades sistémicas que afecten a la salud ocular.

- Pacientes con ectasias corneales.
- Pacientes en cuyo postoperatorio presentan complicaciones postoperatorias, incluida colocación de LIO incorrecta.

### 3.3 MATERIALES E INSTRUMENTOS

#### LENTE INTRAOCULAR Y TÉCNICA QUIRÚRGICA

Las LIOS utilizadas fueron calculadas con la fórmula SRK-T. Por otro lado, se implantaron hasta tres modelos de lentes diferentes. Por ello las constantes A para todas las fórmulas, se tomaron de acuerdo con el tipo de LIO implantado. (Tabla 2)

MODELO DE LENTE	CONSTANTE A
AMO Tecnis 1 ZCBOO (Abbot Medical Optics) <sup>®</sup>	119,3
EyeCee ONE(Bausch & Lomb) <sup>®</sup>	119,7
Physiol Micro+A 123(Medical Mix) <sup>®</sup>	118,9

**Tabla 2:** Modelos de lentes implantadas y sus constantes.

A los sujetos seleccionados se les realizó un protocolo de exploración tanto preoperatorio como postoperatorio, y para todos los pacientes se usaron los mismos instrumentos de medida.

#### 3.3.1 EVALUACION PREOPERATORIA

Las medidas preoperatorias fueron realizadas mediante el siguiente orden:

- Medida de la AV sin corrección (AVSC) a 6 m con optotipo Snellen en escala decimal. Y medida de la mejor AV corregida (MAVC).
- Refracción objetiva con el autorefractómetro de *TOPCON KR8900*. Se obtienen las variables K1, K2 y eje.
- Todas las medidas realizadas del perfil biométrico ocular fueron realizadas con el biómetro IOL Master700<sup>®</sup> (*Carl Zeiss. Meditec, EE.UU.*), obteniendo variables preoperatorias de LA, ACD, LT, WTW, K1, K2 y eje del IOL. En el propio biómetro disponemos de cinco fórmulas (Haigis, Hoffer-Q, Holladay, SRK-II y SRK-T), aunque de todas ellas, en las intervenciones realizadas se realizaron con SRK-T y en el estudio solamente usaremos Haigis, Hoffer-Q y SRK-T. (Anexo 13)
- Microscopía endotelial *TOPCON SP-1P*<sup>®</sup> para contaje endotelial.
- Tomografía de coherencia óptica <sup>®</sup> *OCT-1 Maestro Topcon* para evaluación de mácula y nervio óptico.
- Dilatación con tropicamida 10 ml y fenilefrina 100 mg/ml.
- Exploración con lámpara de hendidura con instilación de fluoresceína.

#### 3.3.2 EVALUACION POSTOPERATORIA

Los pacientes eran examinados al día siguiente de la cirugía, a la semana y al mes como consulta definitiva para la graduación final y dada de alta del paciente.



En el protocolo de alta se realizaron las siguientes pruebas:

- Evaluación de la K y tonometría con el aparato *TOPCON KR-1*. Las variables obtenidas son K1, K2, eje, refracción del autorefractómetro y equivalente esférico (EE).
- Evaluación de la AVSC del ojo operado en lejos a 6m con optotipo Snellen en escala decimal.
- Refracción subjetiva del ojo operado para evaluar el error refractivo postoperatorio con foróptero, y darle la prescripción final al paciente. Tanto en lejos como en cerca. Así obtenemos su EE y la MAVC.
- Dilatación con tropicamida 10 ml.
- Pruebas de salud ocular con lámpara de hendidura e instilación de fluoresceína para evaluación de la colocación de la lente y el estado de las incisiones realizadas.
- Predicciones de las fórmulas Hill, Kane, Barret, Ladas y Evo se realizaron con softwares disponibles para cada una de ellas.

### 3.4 ANÁLISIS DE DATOS

Todos los datos fueron recogidos en una base de datos de Excel. Para cada sujeto se recogieron diversas variables con los datos recogidos en el preoperatorio y postoperatorio. Con ellas realizamos una estadística descriptiva.

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa IBM SPSS (versión 23.0; IBM Corporation, Somers, NY, EEUU) tras importar la base de datos creada en Excel a los mismos. El nivel de significación empleado fue  $p < 0,05$ .

Se estudió el ajuste a la normalidad de las variables mediante el test "*Kolmogorov-Smirnov*", y se observó que seguían una distribución normal. También se comprueba la homocedasticidad con el test de "*Levene*", para determinar si los grupos tienen varianzas iguales. El resultado obtenido es  $p > 0,05$  por lo que se considera que las varianzas son iguales.

Se obtuvo el "*análisis de la diferencia*". Para ello, después de conocer el error refractivo subjetivo postoperatorio (EESUBJ), obtenido tras graduar al paciente en la revisión de alta, y una vez conocidos los EE esperados de cada fórmula, obtenemos la diferencia de equivalente esférico (DIFEE), entre EESUBJ y EE de cada fórmula, buscando así la diferencia.

Se estudió la predicción de las fórmulas para el total de la muestra de los ojos analizados sin tener en cuenta la LA. Posteriormente se divide la muestra en subgrupos de ojos cortos ( $LA < 22\text{mm}$ ), medios ( $22\text{mm} < LA < 26\text{mm}$ ) y largos ( $LA > 26\text{mm}$ ). Finalmente, comparemos los resultados, para poder conocer las fórmulas que más se ajustan, comprobando si dichas diferencias son estadísticamente significativas.

#### 4. RESULTADOS

La muestra estaba compuesta por un total de 447 ojos. Se seleccionó un ojo por paciente, de los cuales 224 se correspondían a ojo derecho (OD) (50,11%) y 223 a ojo izquierdo (OI) (49,88%). De todos los pacientes analizados un 178 ojo (39,82%) fueron hombres y 269 ojos (60,17%) fueron mujeres, de edades comprendidas entre 43 y 92, siendo el 90,38% (404 ojos) de la muestra correspondientes a ojos mayores de 60 años, donde es más frecuente la presencia de catarata.

De los 447 ojos analizados, 56 ojos (12,56%), correspondientes a ojos cortos, 41 ojos (9,20%) a ojos largos y los 350 restantes (78,30%) a ojos normales.

Del total de la muestra a 330 (73,82%) se les implantó la LIO AMO Tecnis 1 ZCBOO (Abbot Medical Optics)<sup>®</sup>, a 57 ojos (9,41%) la EyeCee One(Bausch & Lomb)<sup>®</sup>, y a 60 ojos (13,42%) Physiol Micro+A 123(Medical Mix)<sup>®</sup>.

Resumimos los datos biométricos y refractivos, así como las variables predictoras necesarias para el cálculo de las fórmulas, en un análisis estadístico.

Se analizan los datos descriptivos preoperatorios de los pacientes (valores medios, mínimos, máximos y desviación estándar (DS)) de los datos biométricos que se muestran en la siguiente tabla: (Tabla 3)

	Mínimo	Máximo	Media	DS
LA (mm)	20,04	30,23	23,57	1,69
ACD (mm)	1,95	4,46	3,06	0,43
LT (mm)	2,77	5,95	4,54	0,45
WTW (mm)	10,10	13,30	11,97	0,42
CCT (mm)	431,00	661,00	543,68	36,28
K1IOL (mm)	39,58	48,56	43,57	1,59
K2IOL (mm)	40,36	52,37	44,44	1,66
EJEIOL (°)	0,00	180,00	87,60	53,55
K1REFRA (mm)	39,75	48,25	43,65	1,59
K2REFRA (mm)	40,25	51,75	44,39	1,64
EJEREFRA (°)	0,00	180,00	91,55	52,11

**Tabla 3:** Resultados descriptivos preoperatorios recogidos con IOL Master700<sup>®</sup> (Carl Zeiss. Meditec, EE.UU.): LA: longitud axial, ACD: profundidad de cámara anterior, LT: espesor del cristalino, WTW: distancia blanco-blanco, CCT: espesor corneal, K1IOL: queratometría plana obtenida con IOL MASTER 700, K2IOL: queratometría curva obtenida con IOL MASTER 700, K1REFRA: queratometría plana obtenida con autorefractómetro, K2REFRA: queratometría plana obtenida con autorefractómetro. DS: desviación estándar. mm: milímetros.

Al igual que en el caso anterior presentamos los datos descriptivos postoperatorios de las diferentes variables analizadas en el estudio. Valores de las Ks y refracción objetiva con autorefractómetro, graduación subjetiva con foróptero, y AVSC y AVCC. (Tabla 4)

	Mínimo	Máximo	Media	DS
POTENCIA DE LIO (D)	-1,00	32,00	21,60	4,67
K1 REFRA post (mm)	40,00	48,50	43,54	1,56
K2REFRA post (mm)	40,25	52,00	44,44	1,66

EJE REFRA post (º)	0,00	180,00	101,40	54,67
ESFERA REFRA post (D)	-1,75	2,50	0,13	0,60
CIL REFRA post (D)	-4,25	0,00	-0,92	0,63
EJE REFRA post (º)	0,00	180,00	88,39	48,78
EE REFRA post (D)	-2,75	2,12	-0,31	0,56
ESFERA SUBJT post (D)	-1,50	2,25	0,07	0,51
CILSUBJETIVO post (D)	-3,50	0,00	-0,61	0,60
EJE SUBJ post (º)	0,00	180,00	62,60	58,38
EE SUBJ post (D)	-3,50	+2,75	-0,13	0,76
AVSC	0,20	1,20	0,77	0,19
AVCC	0,80	1,20	0,96	0,07

**Tabla 4:** Resultados descriptivos postoperatorios: K1REFRApost queratometría plana obtenida con autorefractómetro, K2 REFRA post: queratometría plana obtenida con autorefractómetro, EE REFRA post: Equivalente esférico obtenido con autorefractómetro. EE SUBJ post: Equivalente esférico subjetivo. AVSC: Agudeza Visual sin corrección. AVCC: Agudeza Visual con corrección. DS: Desviación estándar. mm: milímetros.

Posteriormente con las variables predictoras se calculó el EE esperado calculado para cada una de las fórmulas estudiadas. A continuación, se recogen los promedios de dichos resultados para el total de la muestra. (Tabla 5)

	Mínimo	Máximo	Media	DS
POTENCIA DE LIO (D)	-1,00	32,00	21,60	4,67
EE SUBJ POSTE (D)	-3,50	2,75	-0,13	0,76
EE HOFFER (D)	-1,72	1,66	-0,26	0,40
EE HILL (D)	-1,79	2,46	-0,35	0,31
EE BARRET (D)	-1,87	1,84	-0,35	0,35
EE EVO (D)	-1,66	0,93	-0,31	0,31
EE SRKT (D)	-2,00	2,04	-0,30	0,28
EE HAIGIS (D)	-2,07	1,14	-0,30	0,41
EE KANE (D)	-1,75	1,09	-0,25	0,35
EE LADAS (D)	-1,76	1,25	-0,27	0,35

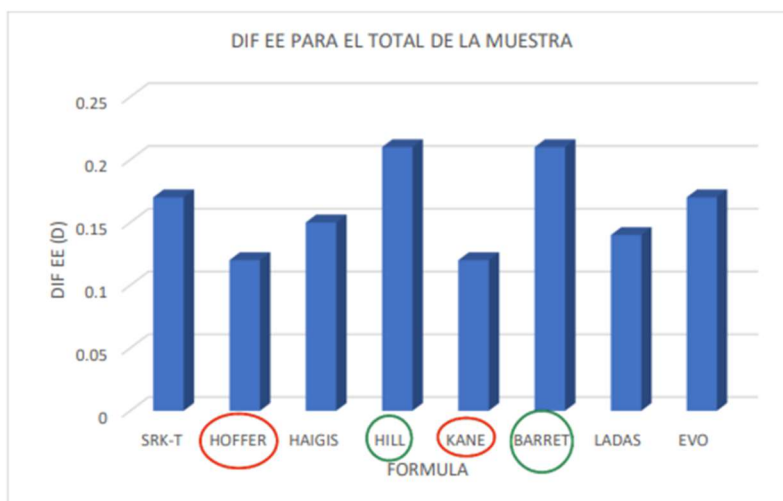
**Tabla 5:** Resultados descriptivos de equivalente esférico subjetivo (EE SUBJ) y equivalente esférico (EE) de fórmulas de predicción. D: dioptrías. DS: Desviación estándar.

Para poder conocer el nivel de ajuste, realizamos la diferencia de EE SUBJ obtenido tras la cirugía, con las predicciones de errores de cada una de las fórmulas, es decir, la DIF EE explicada previamente. (Tabla 6) (Gráfico 1)

	Mínimo	Máximo	Media	DS
DIF EE SRKT (D)	-3,37	2,99	0,17	0,74
DIF EE HOFFER (D)	-3,77	3,27	0,12	0,80
DIF EE HAIGIS (D)	-3,46	3,27	0,15	0,79
DIF EE HILL (D)	-3,44	3,22	0,21	0,73
DIF EE KANE (D)	-3,67	3,15	0,12	0,73
DIF EE BARRET (D)	-3,56	3,27	0,21	0,74
DIF EE LADAS (D)	-3,53	3,05	0,14	0,76

DIF EE EVO (D)	-3,60	3,28	0,17	0,74
----------------	-------	------	------	------

**Tabla 6:** Tabla de diferencias de cada formula, representado por el equivalente esférico (EE) esperado y el equivalente esférico subjetivo (EE SUBJ). Dif: diferencia. D: dioptrías. DS: desviación estándar.



**Gráfico 1:** Gráfico de barras de la predicción de cada una de las fórmulas del total de la muestra. Indicado en verde las de menor precisión y rodeado de rojo las de mayor precisión. Dif: diferencia, D: dioptrías.

Otro de los objetivos de este trabajo es valorar cómo se comporta las fórmulas para la cohorte de LA, dividiéndolos en ojos cortos, normales o largos. Al igual que en el caso anterior se realiza la estadística descriptiva para los valores recogidos tanto preoperatorios como postoperatorios, EESUBJ y la predicción de las fórmulas. (Tablas 8 y 9) (Gráfico 2)

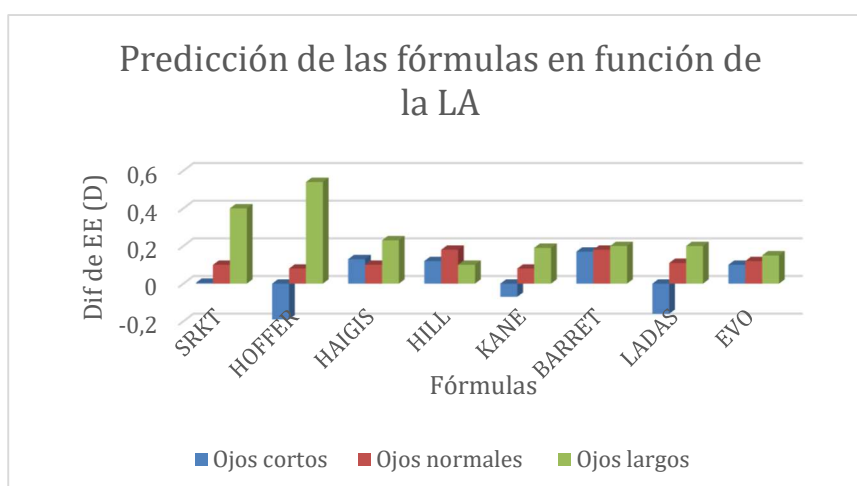
	Estadísticos descriptivos para ojos Cortos (LA<22mm)				Estadísticos descriptivos para ojos Normales (LA 22-26mm)				Estadísticos descriptivos para ojos Largos (LA>26mm)			
	Mínimo	Máximo	Media	DS	Mínimo	Máximo	Media	DS	Mínimo	Máximo	Media	DS
LA (mm)	20,04	21,98	21,36	0,50	22,01	25,98	23,46	0,87	26,02	30,23	27,53	1,39
AVSC	0,40	1,00	0,78	0,16	0,20	1,20	0,79	0,19	0,20	1,00	0,75	0,19
EEREFRAPOST (D)	-2,75	1,00	-0,46	0,59	-2,13	1,57	-0,28	0,52	-2,25	0,75	-0,49	0,56
EESUBJPOST (D)	-1,25	1,00	-0,35	0,50	-2,13	1,88	-0,17	0,49	-1,50	0,75	-0,31	0,53
AVCC	0,86	1,00	0,96	0,04	0,80	1,20	0,97	0,05	0,80	1,04	0,95	0,07
POT LIO (D)	22,50	32,00	27,66	2,03	14,50	27,50	21,90	2,35	-1,00	17,50	10,67	3,88
EE SRKT (D)	-1,27	2,04	-0,19	0,41	-1,74	0,48	-0,27	0,19	-2,00	-0,12	-0,71	0,42
EE HOFFER (D)	-0,81	1,66	0,09	0,45	-1,47	0,98	-0,25	0,31	-1,72	-0,02	-0,85	0,43
EE HAIGIS (D)	-1,32	1,01	-0,34	0,57	-2,07	1,14	-0,27	0,37	-1,78	0,28	-0,54	0,45
EE HILL (D)	-1,22	2,46	-0,31	0,58	-1,79	0,40	-0,35	0,25	-1,08	0,03	-0,41	0,27
EE KANE (D)	-0,99	1,09	-0,11	0,43	-1,63	1,03	-0,25	0,31	-1,75	0,44	-0,50	0,37
EE BARRET (D)	-1,15	1,84	-0,20	0,52	-1,87	0,90	-0,35	0,30	-1,84	0,51	-0,51	0,41
EE LADAS (D)	-0,88	1,25	-0,02	0,47	-1,76	0,82	-0,28	0,28	-1,45	0,80	-0,51	0,46
EE EVO (D)	-1,26	0,93	-0,29	0,38	-1,66	0,78	-0,29	0,30	-1,27	0,36	-0,46	0,35

**Tabla 8:** Resultados descriptivos preoperatorios y postoperatorios para los subgrupos de la cohorte de LA. LA: longitud axial, AVSC: agudeza visual sin compensación, EEREFRAPOST, equivalente esférico del autorefractómetro postoperatorio, EESUBJPOST: equivalente esférico subjetivo postoperatorio, AVCC: agudeza visual con compensación, POT LIO: potencia de

la Lente intraocular, EE: Equivalente esférico, D: dioptrías, DS: desviación estándar. mm: milímetros. En azul datos de ojos cortos, en rojo datos de ojos normales, en verde datos de ojos largos.

	Estadísticos descriptivos para ojos Cortos (LA<22mm)				Estadísticos descriptivos para ojos Normales (LA 22-26mm)				Estadísticos descriptivos para ojos Largos (LA>26mm)			
	Mínimo	Máximo	Media	DS	Mínimo	Máximo	Media	DS	Mínimo	Máximo	Media	DS
DIF EE SRKT (D)	-1,54	1,09	0,01	0,53	-1,83	2,07	0,09	0,49	-0,67	2,33	0,39	0,62
DIF EE HOFFER (D)	-1,89	0,86	-0,29	0,55	-1,86	2,08	0,07	0,53	-1,50	2,31	0,43	0,78
DIF EE HAIGIS (D)	-1,30	1,11	0,13	0,57	-1,64	2,07	0,08	0,51	-1,50	1,87	0,16	0,71
DIF EE HILL (D)	-1,96	1,16	0,12	0,56	-1,64	2,10	0,17	0,45	-1,17	1,78	0,10	0,57
DIF EE KANE (D)	-1,52	0,93	-0,07	0,43	-2,03	1,98	0,07	0,47	-1,00	2,06	0,18	0,54
DIF EE BARRET (D)	-1,65	2,08	0,17	0,47	-1,65	2,08	0,17	0,47	-0,95	1,94	0,20	0,55
DIF EE LADAS (D)	-1,84	1,08	-0,16	0,59	-1,73	2,12	0,11	0,48	-1,30	2,13	0,20	0,63
DIF EE EVO (D)	-1,21	1,26	0,10	0,44	-1,73	1,97	0,12	0,47	-0,96	1,62	0,14	0,54

**Tabla 9:** Tabla de diferencias de cada formula, representado por el equivalente esférico (EE) esperado y el equivalente esférico subjetivo (EE SUBJ). Dif: diferencia, D: dioptrías, DS: desviación estándar. En azul datos de ojos cortos, en rojo datos de ojos normales, en verde datos de ojos largos.



**Gráfico 2:** Gráfico de barras de la predicción de cada una de las fórmulas, diferenciadas por ojos cortos (barras azules), normales (barras rojas) y largos (barras verdes). Dif: diferencia. D: dioptrías, EE: equivalente esférico.

Comprobamos si los resultados obtenidos son estadísticamente significativos o no. Para ello, realizamos la “prueba t de muestras emparejadas” para comparar las medias de dos variables de un solo grupo.

Comparamos las fórmulas entre todas ellas para comprobar si los resultados son estadísticamente significativos o no. Esto lo haremos para el total de la muestra, y posteriormente se realizará el mismo procedimiento para el subgrupo de ojos cortos, ojos normales y ojos largos. (Tabla 10)

	SIG (Total de la muestra)	SIG (Ojos cortos)	SIG (Ojos normales)	SIG (Ojos largos)
DIFSRKT-DIFHOFFER	0,01	0,00	0,18	0,68

DIFSRKT-DIFHAIGIS	0,47	0,08	0,54	0,01
DIFSRKT-DIFHILL	0,00	0,01	0,00	0,00
DIFSRKT-DIFKANE	0,00	0,14	0,11	0,00
DIFSRKT-DIFBARRET	0,00	0,87	0,00	0,00
DIFSRKT-DIFLADAS	0,03	0,01	0,37	0,00
DIFSRKT-DIFEVO	0,67	0,05	0,11	0,00
DIFHOFFER - DIFFHAIGIS	0,02	0,00	0,44	0,00
DIFHOFFER - DIFHILL	0,00	0,00	0,00	0,00
DIFHOFFER - DIFKANE	0,96	0,00	0,87	0,01
DIFHOFFER - DIFBARRET	0,00	0,00	0,00	0,01
DIFHOFFER - DIFLADAS	0,24	0,00	0,04	0,01
DIFHOFFER - DIFEVO	0,01	0,00	0,02	0,00
DIFFHAIGIS - DIFHILL	0,00	0,87	0,00	0,43
DIFFHAIGIS - DIFKANE	0,04	0,00	0,48	0,78
DIFFHAIGIS - DIFBARRET	0,00	0,05	0,00	0,65
DIFFHAIGIS - DIFLADAS	0,37	0,00	0,14	0,64
DIFFHAIGIS - DIFEVO	0,25	0,60	0,06	0,86
DIFHILL - DIFKANE	0,00	0,00	0,00	0,01
DIFHILL - DIFBARRET	0,87	0,05	0,69	0,01
DIFHILL - DIFLADAS	0,00	0,00	0,00	0,03
DIFHILL - DIFEVO	0,00	0,74	0,00	0,15
DIFKANE - DIFBARRET	0,00	0,01	0,00	0,57
DIFKANE - DIFLADAS	0,12	0,10	0,01	0,72
DIFKANE - DIFEVO	0,00	0,00	0,00	0,15
DIFBARRET - DIFLADAS	0,00	0,00	0,00	0,98
DIFBARRET - DIFEVO	0,00	0,04	0,00	0,02
DIFLADAS - DIFEVO	0,01	0,00	0,36	0,18

**Tabla 10:** Niveles de significación estadística para evaluación de diferencias entre las fórmulas. Se encuentran en color rojo los valores que son estadísticamente significativos. Dif: diferencia, SIG: nivel de significación.

Posteriormente se realiza “ANOVA de una vía”. La finalidad de dicha prueba es determinar la existencia una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de varios grupos. La prueba usa las varianzas para determinar si las medias son iguales o no. Informa del valor del estadístico F y el *p-valor* calculado (SIG) de tal forma que cuando  $F > 1$ , más estadísticamente significativo será. Con el *p-valor* ocurre lo contrario, pues si  $p < 0,05$  hay significación estadística. Recogemos en la tabla los resultados obtenidos para cada una de las comparaciones. (Tabla 11) Para determinar entre que grupos específicos existen diferencias estadísticamente significativas se utiliza la prueba “*Posthoc de Bonferroni*”. (Tabla 12)

ANOVA		F	SIG
DIFEESRK-T	Entre grupos	3,29	0,04
DIFEEHOFFER Q	Entre grupos	11,62	<0,01
DIFEEHAIGIS	Entre grupos	0,01	0,99
DIFEEHILL	Entre grupos	1,39	0,25
DIFEEKANE	Entre grupos	2,44	0,09
DIFEEBARRET	Entre grupos	2,54	0,08

DIFEELADAS	Entre grupos	5,40	0,01
DIFEEEVO	Entre grupos	0,35	0,71

**Tabla 11:** Resultados test de ANOVA. En rojo se encuentran los valores que tienen significación estadística. Dif: diferencia, SIG: nivel de significación.

Se obtiene que las variables estadísticamente significativas son la DIFEESRKT, DIFEEHofferQ y DIFEELadas.

	SIG (Cortos-Normal)	SIG (Corto- Largo)	SIG (Normal-Largo)
DIFEESRK-T	0,43	0,03	0,17
DIFEEHOFFER Q	<0,01	<0,01	0,73
DIFEEHAIGIS	1,00	1,00	1,00
DIFEEHILL	0,81	1,00	0,51
DIFEEKANE	0,98	0,26	1,00
DIFEEBARRET	0,08	0,75	1,00
DIFEELADAS	0,01	0,06	1,00
DIFEEEVO	1,00	1,00	1,00

**Tabla 12:** Comportamiento estadístico de las fórmulas para cada uno de los grupos. En rojo se encuentran los valores que tienen significación estadística.

Se obtiene que las variables estadísticamente significativas son DIFEEHofferQ y DIFEELadas en ojos cortos y normales, y DIFEESRKT, DIFEEHofferQ para ojos cortos y largos.

## 5. DISCUSIÓN

La extracción de cataratas es la intervención quirúrgica realizada con mayor frecuencia en todo el mundo, y su demanda aumenta continuamente debido al incremento de la esperanza de vida. Durante mucho tiempo el fin de la cirugía de catarata fue conseguir la transparencia de los medios, posteriormente se le dio importancia al restablecimiento del poder dióptrico del ojo al reemplazar el cristalino por una LIO, para conseguir la corrección de los defectos refractivos, con independencia de la corrección postoperatoria en gafa.

Identificar una fórmula de LIO que prediga mejor el resultado refractivo postoperatorio es uno de los factores más importantes que conducen a una cirugía de cataratas exitosa. Es por ello que, los cálculos continúan mejorando y evolucionando. Dado que empleamos nuevos métodos de biometría y técnicas quirúrgicas, también es fundamental utilizar las fórmulas de LIO más precisas y actualizadas dependiendo de la fisiología ocular de nuestros pacientes.

El principal objetivo que nos planteamos en este estudio fue que fórmula, predecía mejor potencia de lente. Para ello estudiamos las siguientes fórmulas: SRK-T, Hoffer Q, Haigis, Hill, Kane, Barret, Ladas y EVO. A la vista de los resultados obtenidos para el total de la muestra en el presente trabajo podemos ver que, desde el punto de vista clínico, la diferencia es inferior a  $\pm 0,25D$  utilizando las fórmulas referenciadas, por lo que se puede decir que todas fueron igualmente efectivas en la predicción del

resultado refractivo postoperatorio. A rasgos generales las que mejor se comportan son Kane y Hoffer Q, seguidas de Ladas, EVO y SRK-T. Siendo las de menor precisión Hill y Barret.

No presenta diferencias en cuanto error refractivo para ojos sin diferenciar el tipo de ojo, las fórmulas: SRK-T-Haigis, SRK-T- EVO, Hoffer-Kane y Hoffer- Ladas.

Varios estudios han comparado las fórmulas más antiguas con las más recientes, lo que nos lleva a una limitación, pues los estudios nombrados no presentan el mismo número de ojos con respecto al nuestro, y algunos de ellos han utilizado dispositivos biométricos y modelos de LIOS diferentes.

En 2020, Darcy et al (18) demostraron que Kane era la fórmula más precisa, logrando en un 80% de los ojos una DIF EE de  $\pm 0,50$  D. Para el resto de las fórmulas, este valor era relativamente bajo. Savini et al (13) publicaron otro estudio en el que confirmaron la precisión de EVO y Kane, con una DIF EE  $\pm 0,50$  D en el 80% de los ojos. También se obtuvo buenos resultados para las fórmulas de 3ª generación: Haigis, Hoffer Q y SRK-T que tenían el 85,3% y el 84,67 % de ojos con una DIF EE dentro de  $\pm 0,50$  D. Para Jacob SC et al (19), Kane y Hill se encontraron entre las más precisas.

Como ya hemos comentado, la fórmula de Kane en este estudio se muestra una gran precisión, hecho que coincide con el encontrado en los estudios nombrados previamente.

El análisis del presente estudio mostró que para ojos cortos la fórmula de menor error refractivo es, SRK-T, alcanzando valores rozando casi la emetropía. Le sigue Kane, EVO, Hill, Haigis, Ladas y Barret. Destaca en este caso el menor ajuste de Hoffer-Q. Al igual que en el caso anterior, la predicción se ajusta a valores aproximados al error refractivo nulo, siendo estos valores cercanos a  $\pm 0,25$  D, más miópicos en Hoffer, Kane y Ladas, y más hipermetrópicos en el resto de fórmulas.

Desde 1993, se ha aceptado que la fórmula Hoffer Q funciona mejor en ojos cortos, pero recientemente ninguna fórmula ha demostrado ser superior a las demás. (13) Sin embargo, otras publicaciones reportan resultados alejados de los encontrados en este estudio. Shrivastava et al (20) no encontraron diferencias estadísticamente significativas entre Haigis y Hoffer Q. Gökce et al (21) reportan resultados similares entre todas las fórmulas Jacob SC et al (19) en ojos cortos demostró que Hoffer Q era la más precisa. Si bien es cierto que en otros estudios anteriores (Zhang C. et.al (22)) lo eran Kane, Hoffer Q y Barret.

No presenta diferencias en cuanto error refractivo para ojos cortos las fórmulas: SRK-T-Kane, SRK-T-Barret, SRK-T-EVO, Haigis-Hill, Kane-Ladas, Haigis-EVO y Hill-EVO. Coincidiendo dichos resultados, con la mejor predicción clínica nombradas previamente.

En la cohorte de ojos normales la predicción ha sido de lo más exitosa, siendo las fórmulas de mayor precisión Hoffer- Q y Kane. Le siguen Haigis, SRK-T, Ladas y Evo, tomando mayores errores, aunque no excesivos, Barret y Hill. Podemos ver que las fórmulas para este subgrupo tienen un ajuste mayor con respecto los subgrupos de ojos largos y cortos, pues no llegan a alcanzar las  $+0,25$ D, siendo errores más positivos.

Jacob SC et al (19) demuestran que para la LA normal, la fórmula Hill tuvo el mayor porcentaje de precisión, mientras que otros estudios informaron que la fórmula Barret fue un predictor más preciso dentro de  $\pm 0,50$  D, datos que se alejan de los nuestros.



En este caso no presenta diferencias en cuanto error refractivo para ojos normales las fórmulas: SRK-T-Hoffer Q, SRK-T-Haigis, SRK-T-Kane, SRK-T-Ladas, SRKT-EVO, Hoffer Q-Haigis, Hoffer Q- Kane, Haigis-Kane, Haigis-Ladas, Hill-Barret y Ladas-EVO, mientras que el resto sí que se alejan de la predicción.

El mismo éxito no ha sido obtenido para los ojos largos, pues los valores, se alejan más de la emetropía, que resultan ser más dispares entre las fórmulas y más significativos clínicamente. La de mayor precisión es Hill, seguida de EVO, Kane y Ladas, Barret y Haigis, todas ellas con valores más cercanos a las +0,25D. En este caso SRK-T y Hoffer Q son las menos precisas, llegando a valores de DIFEE aproximados a las +0,50D.

Shrivastava et al (20) reporta que las fórmulas modernas condujeron a mejoras notables con respecto a ojos cortos. La SRK-T sigue siendo una opción válida. Además, demuestran el buen desempeño de Kane.

Jacob SC et al (19), en el grupo de ojos largos la formula SRK-T fue más precisa aunque otros (Wang Q et al (23)) demuestran que Barret y Kane funciona mejor. Todos estos valores se alejan a los obtenidos en este estudio.

No presenta diferencias en cuanto error refractivo para ojos largos las fórmulas: SRK-T-Hoffer Q, Haigis-Hill, Haigis-Kane, Haigis-Barret, Haigis-Ladas, Haigis-EVO, Hill-EVO, Kane-Barret, Kane-Ladas, Kane- EVO, Barret-Ladas y Barret y EVO.

Por último, comparamos la significación estadística de cada fórmula, para cada grupo de ojos. Se observa de forma general que los niveles de significación son bastante mayores al  $p < 0,05$ , resultado positivo, pues vemos que no hay diferencias excesivas entre las fórmulas estudiadas para cada uno de los subgrupos de ojos.

En la fórmula SRK-T hubo diferencias entre cortos y largos, en Hoffer Q hubo diferencia entre ojo corto y normal y ojo corto y largo, y en la fórmula Ladas hubo diferencia entre ojo corto y normal.

Sin embargo, funcionó de la misma manera en todos los tipos de ojos para el resto de fórmulas, dando una mejor precisión en Haigis y EVO, pues alcanzan valores de significación más lejanos a 0, lo que significa que la media de los valores obtenidos entre los grupos no difiere en gran medida.

Las limitaciones en este estudio serían: el número de ojos para cada muestra, no se encuentra igualado, pues para cada uno de los subgrupos la población de ojos normales es más grande que el resto, siendo la más pequeña la de ojos largos. Por otro lado, a pesar de utilizarse siempre la misma técnica, la cirugía no ha sido realizadas por el mismo cirujano y además se han utilizado tres modelos de lentes diferentes. Todo ello influye en la precisión de los resultados obtenidos. Por lo que la finalidad es continuar el estudio ampliando dichos grupos más pequeños y seleccionando las cirugías hechas por el mismo cirujano con implante de un mismo modelo de LIO, para mejorar la precisión de resultados obtenidos.

## 6. CONCLUSIONES

1. Clínicamente los cálculos realizados con todas las fórmulas estudiadas son muy precisos, pues presentan una desviación de aproximadamente  $\pm 0,25D$ .
2. Sin tener en cuenta la LA la fórmula que mejor funciona es la de Kane. Los valores obtenidos han sido más positivos de lo que calculamos, por lo que a la hora de elegir la lente a implantar tendríamos que buscar EE más miópicos.
3. En ojos cortos ( $LA < 22mm$ ) es preferible la fórmula de 3ª generación SRK-T y Kane.
4. En el subgrupo de LA normal ( $22mm < LA < 26 mm$ ), cualquier fórmula se ajusta a un error refractivo prácticamente nulo. Aún así, las que mejor comportamiento presentan son Hoffer Q y Kane. Los valores postoperatorios obtenidos son todos más positivos, por lo que en el preoperatorio se buscarán lentes con EE más miópicos.
5. Para ojos largos ( $LA > 26 mm$ ), los ajustes son menores, si bien la que mejor predicción presenta es Hill. Los valores postoperatorios son más positivos, por lo que se buscarán EE más miópicos.
6. Las fórmulas Haigis, Hill, Kane, Barret y EVO funcionaron para todos los subgrupos de la misma manera, por lo que sería indiferente la elección de un tipo u otro.

## 7. BIBLIOGRAFÍA

1. Vista de El cristalino para el médico general [Internet]. [cited 2021 Oct 23]. Available from: <https://revistas.unab.edu.co/index.php/medunab/article/view/59/55>
2. Davis G. The Evolution of Cataract Surgery. *Mo Med*. 2016 Jan-Feb;113(1):58-62. PMID: 27039493; PMCID: PMC6139750.
3. Sachdev M. Cirugía de cataratas: el viaje hasta ahora. *Indian J Ophthalmol* . 2017; 65 (12): 1273-1274. doi: 10.4103 / ijo.IJO\_1098\_17
4. Srivannaboon S, Chirapapaisan C, Chonpimai P, Locket S. Clinical comparison of a new swept-source optical coherence tomography-based optical biometer and a time-domain optical coherence tomography-based optical biometer. *J Cataract Refract Surg*. 2015 Oct;41(10):2224-32. doi: 10.1016/j.jcrs.2015.03.019. PMID: 26703299.
5. Ortega-Usobiaga J. Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares.
6. Alvarado C, Cappello A, Baudo M, Bordón T, Sebastián J, Caballero A. ARTICULO ORIGINAL. *Fac Cienc Méd (Asunción)* [Internet]. [cited 2021 Oct 21];54:2021. Available from: <http://dx.doi.org/10.18004/anales/2021.054.02.25>
7. Sahin, Afsun<sup>a, b</sup>; Hamrah, Pedram<sup>a</sup> Biometría clínicamente relevante, Opinión actual en oftalmología: enero de 2012 - Volumen 23 - Número 1 - p 47-53 doi: 10.1097 / ICU.0b013e32834cd63e
8. 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? *Rev Mex Oftalmol*; Septiembre-Octubre [Internet]. 2009 [cited 2021 Oct 20];83(5):272–80. Available from: [www.medigraphic.org.mx](http://www.medigraphic.org.mx)
9. Hernández-López I, Estradé-Fernández S, Cárdenas-Díaz T, Batista-Leyva AJ. Biometry, Refractive Errors, and the Results of Cataract Surgery: A Large Sample Study. *J Ophthalmol*. 2021 Apr 27;2021:9918763. doi: 10.1155/2021/9918763. PMID: 34007484; PMCID: PMC8099509.

10. Kim SY, Lee SH, Kim NR, Chin HS, Jung JW. Accuracy of intraocular lens power calculation formulas using a swept-source optical biometer. *PLoS One*. 2020 Jan 14;15(1):e0227638. doi: 10.1371/journal.pone.0227638. PMID: 31935241; PMCID: PMC6959581.
11. Shi Q, Wang GY, Cheng YH, Pei C. Comparison of IOL-Master 700 and IOL-Master 500 biometers in ocular biological parameters of adolescents. *Int J Ophthalmol*. 2021 Jul 18;14(7):1013-1017. doi: 10.18240/ijo.2021.07.08. PMID: 34282385; PMCID: PMC8243180.
12. Candelaria EP, Candelaria E de la CP, Rivero DR, Rovirosa ZAV, Perera YM, Estrada AMMD de, et al. Métodos para determinar el poder de la lente intraocular después de cirugía refractiva corneal. *Revista Cubana de Oftalmología [Internet]*. 2013 Mar 18 [cited 2021 Oct 18];26(1). Available from: <http://www.revofthalmologia.sld.cu/index.php/oftalmologia/article/view/178>
13. Savini G, Taroni L, Hoffer KJ. Recent developments in intraocular lens power calculation methods-update 2020. *Ann Transl Med*. 2020 Nov;8(22):1553. doi: 10.21037/atm-20-2290. PMID: 33313298; PMCID: PMC7729321
14. Ai Im Me E A Ar Ra Am Mb Be Er Rr Ri I J Ja Av Vi le Er R M Me JJ. Formulas de calculo.
15. Cálculo del poder dióptrico de la lente intraocular (LIO) tras cirugía refractiva [Internet]. [cited 2021 Oct 20]. Available from: [https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0365-66912005001200004](https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0365-66912005001200004)Jeong J
16. Song H, Lee JK, Chuck RS, Kwon JW. The effect of ocular biometric factors on the accuracy of various IOL power calculation formulas. *BMC Ophthalmol*. 2017 May 2;17(1):62. doi: 10.1186/s12886-017-0454-y. PMID: 28464806; PMCID: PMC5414130.
17. Ai Im Me E A Ar Ra Am Mb Be Er Rr Ri I J Ja Av Vi le Er R M Me JJ. constante de LIO.
18. Darcy, Kieren BM, MRCS (inglés), CertLRS, FRCOphth; Gunn, David MBBS (Hons I), FRANZCO; Tavassoli, Shokufeh MBBS, FRCOphth; Sparrow, John DPhil, FRCS, FRCOphth; Kane, Jack X. MBBS Evaluación de la precisión de fórmulas de cálculo de potencia de lentes intraoculares nuevas y actualizadas en 10 930 ojos del Servicio Nacional de Salud del Reino Unido, *Journal of Cataract & Refractive Surgery*: enero de 2020 - Volumen 46 - Número 1 - p 2-7 doi: 10.1016/j.jcrs.2019.08.01
19. Jacob SC, Priji P Kalikivayi L, Kalikivayi V. Correlating Kane formula with existing intraocular lens formulae for corneal curvatures and axial lengths. *Oman J Ophthalmol*. 2021 Jun 28;14(2):94-99. doi: 10.4103/ojo.ojo\_62\_21. PMID: 34345143; PMCID: PMC8300291. Shrivastava, Ankur K , ; Nayak, Swatishree; Mahobia, Ashish 1 ; Antonio, María; Pandey, Pranay Precisión de las fórmulas de cálculo de la potencia de la lente intraocular en ojos cortos : una revisión sistemática y un metanálisis, *Indian Journal of Ophthalmology*: marzo de 2022 - Volumen 70 - Número 3 - p 740-748 doi: 10.4103/ ijo.IJO\_934\_21
20. Gökce SE, Zeiter JH, Weikert MP, Koch DD, Hill W, Wang L. Intraocular lens power calculations in short eyes using 7 formulas. *J Cataract Refract Surg*. 2017 Jul;43(7):892-897. doi: 10.1016/j.jcrs.2017.07.004. PMID: 28823434.
21. Zhang C, Dai G, Pazo EE, Xu L, Wu X, Zhang H, et al. Precisión de las fórmulas de cálculo de lentes intraoculares en pacientes con cataratas con curvatura corneal pronunciada. *Más uno*. 2020; 15 :e0241630
22. Wang Q, Jiang W, Lin T, Zhu Y, Chen C, Lin H, et al. Precisión de las fórmulas de cálculo de potencia de lentes intraoculares en ojos largos: una revisión sistemática y metanálisis. *Clin Exp Ophthalmol*. 2018; 46 :738–49

$$P = \frac{1336}{ALX - ELP} - \frac{1336}{\frac{1336}{\frac{1000}{\frac{1000}{DRX} - V} - K} - ELP}$$

Donde: ALX = longitud axial; ELP = posición efectiva de la LIO; K = queratometría media; V = distancia al vértice corneal de la refracción; DRX = refracción postoperatoria deseada; P = potencia de la LIO.

Anexo 1: Ecuación fundamental teórica. (14)

$$\text{SRK: } P = A - 2,5 ALX - 0,9 K$$

Anexo 2: Fórmula SRK. A: constante de la lente; K: valor medio de la queratometría. (14)

<b>Binkhorst</b>	$P = \frac{n - kL}{(L - ACD_{postop}) \left( 1 - \frac{ACD_{postop} k}{n} \right)}$	$n = 4/3$ . <b>Binkhorst II:</b> $ACD_{postop} = \frac{L}{23.45} ACD_{preop}$
<b>Fyodorov</b>	$P = \frac{1336 - kL}{(L - ACD_{postop}) \left( 1 - \frac{ACD_{postop} k}{1336} \right)}$	the refractive index is considered $n = 1.336$
<b>Van der Heijde</b>	$P = \frac{n}{L - ACD_{postop}} - \frac{1}{\frac{k}{n} - ACD_{postop}}$	the refractive index is considered $n = 1.336$
<b>Colenbrander</b>	$P = \frac{1336}{L - ACD_{postop} - 0.05} - \frac{k}{\frac{1336}{k} - ACD_{postop} - 0.05}$	the refractive index is considered $n = 1.336$
<b>Shammas</b>	$P = \frac{n}{L_c - ACD_{postop}} - \frac{nk}{1.0125n - ACD_{postop} k}$	$L_c = 0.9L + 2.3$ $ACD_{postop} = ACD_{preop} + 0.05$
<b>Thijssen</b>	$P = \frac{n}{L - ACD_{postop} - t} - \frac{n}{\frac{n}{n_i} - ACD_{postop} - t}$	t: IOL thickness $n_i$ : IOL refractive index

Anexo 3: Fórmulas de primera generación. (14)

$$\text{SRKII: } P = A - 2,5 ALX - 0,9 K + C$$

- Si ALX < 20                      C = 3
- Si ALX ≥ 20 y < 21            C = 2
- Si ALX ≥ 21 y < 22            C = 1
- Si ALX ≥ 22 y < 24,5        C = 0
- Si ALX ≥ 25                    C = -0,5

Anexo 4: Fórmula SRKII. A es una constante proporcionada por el fabricante y que no representa ninguna distancia dentro del ojo, dependiente de la LIO y proporcionada por el fabricante en función de parámetros tales como el material de la lente, su índice de refracción o su geometría óptica. La constante C en la potencia de la LIO obliga literalmente a saltos de una dioptría cuando nos encontramos con longitudes axiales limítrofes. (14)

$$ELP = 0,56 + H + SF$$

0,56 es el valor empleado para el grosor corneal.

H: altura corneal, distancia vértice corneal- plano del iris. Se calcula mediante la siguiente fórmula.

$$H = r - \sqrt{r^2 - (A/2)^2}$$

Donde r es el radio de curvatura corneal y A es la anchura corneal. El valor de A se obtiene teóricamente a partir de la fórmula:

$$A = 12,5 ALX/23,45$$

(Si A > 13,5, entonces A = 13,5)

$$P = \frac{1.0125 n - k(L + 0.2)}{(L + 0.2 - ACD_{postop}) \left( 1.0125 - \frac{ACD_{postop} k}{n} \right)}$$

$$ACD_{postop} = SF + 0.56 + r - \sqrt{r^2 - \frac{g^2}{4}}$$

$$SF = 0.9704 ACD_{preop} - 3.595$$

(surgeon factor)

$$r = \begin{cases} \frac{337.5}{k} & \text{if } \frac{337.5}{k} < 7 \text{ mm} \\ 7 \text{ mm} & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$g = \begin{cases} 0.533L & \text{if } L < 25.326 \text{ mm} \\ 13.5 \text{ mm} & \text{otherwise} \end{cases}$$

Anexo 5: Fórmula Holladay. (14)

$$ELP = H + \text{Offset}$$

$$\text{Offset} = ACD - 3,336$$

El valor 3,336 es la distancia media(mm) desde el VC al plano iridiano.

$$A = -5,41 + 0,58412 \times ALX_{\text{corregida}} + 0,098 \times K$$

$$P = \frac{1.0135 n - kL_{opt}}{(L_{opt} - ACD_{postop}) \left( 1.0135 - \frac{ACD_{postop} k}{n} \right)}$$

$$ACD_{postop} = ACD_{min} - 3.336 +$$

$$\left( \frac{337.5}{k} - \sqrt{\left( \frac{337.5}{k} \right)^2 - \left( \frac{-5.41 + 0.58412L_c + 0.098k}{2} \right)^2} \right)$$

If  $L \leq 24.2 \text{ mm}$ :

$$L_c = L$$

If  $L > 24.2 \text{ mm}$ :

$$L_c = -3.446 + 1.715L - 0.0237L^2$$

$$L_{opt} = 0.657 + 0.98L$$

Anexo 6: Fórmula SRK-T. (14)

$$P = \frac{1336}{L - ACD_{pre} - 0.05} - \frac{k + R}{1 - 0.749 \cdot 10^{-8} (ACD_{pre} + 0.05)(k + R)}$$

$$M = \begin{cases} 1 & G = \begin{cases} 28 & \text{if } L \leq 23 \text{ mm} \\ 23.5 & \text{if } L > 23 \text{ mm} \end{cases} \\ -1 & \end{cases}$$

$$ACD_{postop} = pACD + 0.3(L - 23.5) + \tan^2 k + 0.1M(23.5 - L)^2 \tan(0.1(G - A)^2) - 0.94166$$

$pACD = \text{personalized ACD (Hoffer-Q constant)}$

If  $ACD_{postop} > 6.5\text{mm} \rightarrow ACD_{postop} = 6.5\text{mm}$   
 If  $ACD_{postop} < 2.5\text{mm} \rightarrow ACD_{postop} = 2.5\text{mm}$

$$R = R_s / (1 - 0.012 R_s)$$

with  $R_s$  the spectacle correction

Anexo 7: Fórmula Hoffer-Q. (14)

$$d = a_0 + (a_1 ACD) + (a_2 L)$$

Donde:

**ACD**= profundidad de la cámara anterior medida preoperatoriamente

**L** = longitud axial

Anexo 8: Fórmula Haigis. (8)

$$ELP = ACD_{constante} + 0,5 ACD_{pre} + 0,1 ALX + 0,1 ALX + 0,15 H + 0,2 L - 5,38$$

Donde:

- **ACDpre** = distancia desde la córnea hasta la superficie anterior del cristalino
- **L** = grosor del cristalino
- **H** = altura corneal

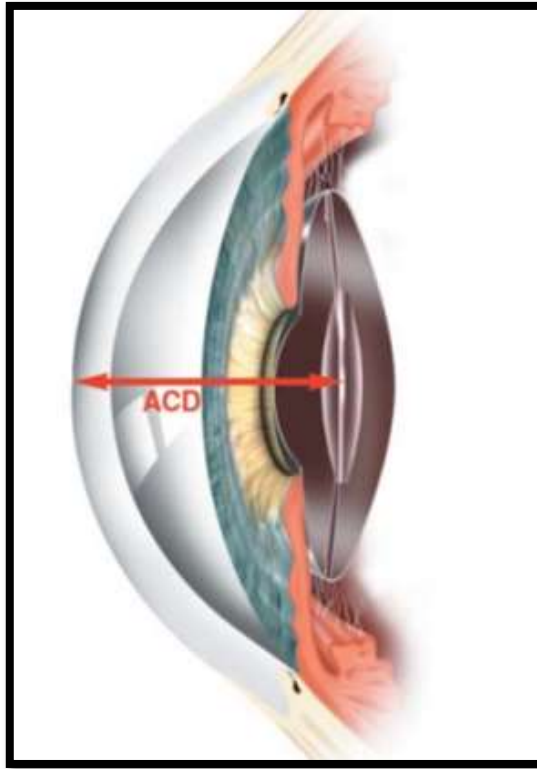
$$H = K - \sqrt{K^2 - D^2}$$

Donde D = 6,6 mm

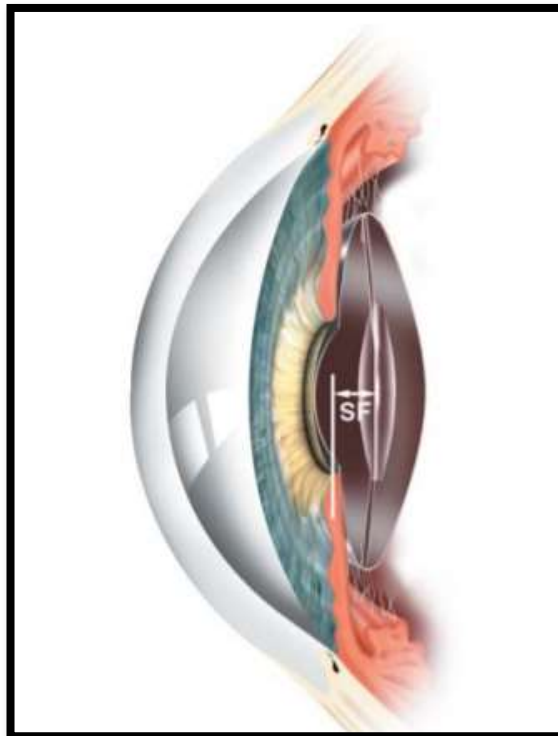
ACDconstante: determinada para cada tipo de LIO en función de un estudio retrospectivo. Olsen utilizó un índice queratométrico de 1,3315 (10)

$$ACD_{constante} = ELP - 0,5 ACD_{pre} - 0,1 ALX - 0,15 H - 0,25 L + 5,38$$

Anexo 9: Fórmula Olsen. (8,14)



Anexo 10: ACD: distancia vértice corneal – plano principal de la LIO fina. (17)



Anexo 11: SF: distancia plano anterior del iris – plano principal de la LIO fina. (17)



**Consentimiento Informado  
CIRUGÍA DE LA CATARATA**

**DECLARACIONES Y FIRMAS**

Etiqueta

Don/doña: .....  
 Fecha de nacimiento: .....  
 Nº Historia: .....  
 Afiliación: .....  
 Domicilio: .....  
 Teléfono: .....

**Declaro:**

Que el Dr. /Dra.: ..... (nombre y apellidos del facultativo que proporciona la información) me ha informado de la necesidad/conveniencia de realizar una **cirugía de la catarata** y se me ha explicado y he aceptado y comprendido la información que se me ha dado. El facultativo que me ha atendido es quien me ha facilitado las explicaciones en lenguaje claro y sencillo y he comprendido el procedimiento, así como sus riesgos y complicaciones más frecuentes, tanto de tipo general como derivados de mi situación concreta.

He sido, así mismo, informado/a de las posibles alternativas, he podido formular todas las preguntas que he creído conveniente y me han aclarado las dudas planteadas.

**Entiendo que en los equipos asistenciales haya personal en formación que siempre actuará bajo la tutela y la responsabilidad de un médico plenamente formado.**

MI aceptación es voluntaria y puedo retirar este consentimiento cuando lo crea oportuno.

**Autorizo la utilización de imágenes con fines docentes o de difusión del conocimiento científico, con la garantía de que será preservada mi identidad.**  NO (marcar si se opone)

En consecuencia, **doy mi consentimiento** para que se me realice la intervención que me ha sido explicada anteriormente.

En Zaragoza, a ..... de ..... de .....

Firma del paciente:

Firma del médico:

**TUTOR LEGAL O FAMILIAR**

D. /Dña. .... con DNI ..... y en calidad de ..... , soy consciente de que el paciente cuyos datos figuran en el encabezamiento, no es competente para decidir en este momento, por lo que asumo la responsabilidad de la decisión.

He sido suficientemente informado/a del procedimiento que se le va a realizar y doy expresamente mi consentimiento para su realización, que podré retirar en el momento que lo desee.

Firma del tutor o representante legal:

**NO AUTORIZACIÓN / ANULACIÓN**

Por la presente **NO AUTORIZO / ANULO** cualquier consentimiento plasmado en el presente impreso, que queda sin efecto a partir de este momento. Me han sido explicadas, y entiendo y asumo las repercusiones que sobre la evolución del proceso ello pudiera derivar.

En Zaragoza, a ..... de ..... de .....

Firma del paciente o representante legal:

Servicio de Oftalmología

Programa ARCCA



## Consentimiento Informado CIRUGÍA DE LA CATARATA

### 1. Identificación, descripción del procedimiento y beneficios que se esperan alcanzar:

La intervención a la que usted va a someterse consiste en la extracción del cristalino opacificado y su sustitución, siempre que sea posible por un cristalino artificial (lente intraocular) con una potencia específica y calculada para cada paciente.

De forma habitual la extracción se realiza utilizando ultrasonidos que rompen la catarata (facoemulsificación), el material se extrae y se deja una zona para la colocación de la lente intraocular. Según las características de la catarata (por ejemplo, las muy maduras) puede ser necesario aplicar otra técnica más agresiva como la extracción extracapsular.

Se realiza habitualmente con anestesia local (con gotas) o con inyección del anestésico por detrás del ojo. En raras ocasiones es necesario realizar una anestesia general. Los métodos y riesgos de la anestesia le serán explicados por el anestesiólogo.

Incluso tras una cirugía excelente, la visión que resulta puede no ser buena si existe lesión en otras partes del globo ocular, alteraciones de la retina, patología del nervio óptico, glaucoma, retinopatía diabética, ojo vago...

De forma habitual, incluso tras una cirugía excelente, será necesario el uso de corrección de lejos y/o de cerca (gafas) para conseguir una visión de mayor calidad.

Con el tiempo se produce en casi todos los casos la opacificación de la cápsula en la que se ha quedado depositada la lente intraocular, produciendo nuevamente la disminución de la visión, circunstancia que se resuelve con la aplicación de un láser.

### 2. Alternativas razonables a dicho procedimiento:

El único tratamiento para la catarata es su intervención.

### 3. Consecuencias previsibles de su realización:

Durante la intervención, notará sensación de deslumbramiento, molestias leves y presión en la zona ocular.

Tras la intervención, es normal la sensación de cuerpo extraño, enrojecimiento, lagrimeo, molestias al mover los ojos y visión borrosa que irán mejorando al pasar los días y aplicar el tratamiento que esté indicado.

### 4. Consecuencias previsibles de su no realización:

En la mayoría de los casos no existe peligro si no se opera la catarata, aunque persistirá e incluso progresará el deterioro visual. A veces las cataratas muy maduras pueden producir aumentos de la presión intraocular o inflamación importante, que obligará a realizar una intervención urgente con mayor riesgo de complicaciones.

### 5. Riesgos frecuentes menos graves:

Inflamación ocular, edema corneal leve o moderado, separación de los bordes de la herida, hipertensión ocular leve o moderada, deslumbramiento, etc. Habitualmente se resuelven con tratamiento en pocos días.

### 6. Riesgos poco frecuentes más graves:

La rotura de la cápsula posterior puede tener consecuencias variables en función del grado de complicación: salida del vítreo, caída de la totalidad o parte de la catarata al polo posterior (puede ser necesaria una segunda intervención) e impedimento para la colocación de la lente o modificación de la forma de colocarla y el tipo de lente.

Perforación de alguna estructura ocular, hemorragia intraocular y hemorragia expulsiva (que conlleva la pérdida de la visión).

La infección intraocular (endofthalmitis) pocos días o incluso meses después de la cirugía, que requiere un tratamiento muy agresivo y que puede llevar a la pérdida de la visión e incluso a la pérdida del ojo.

Otras: visión doble, desplazamiento de la lente (que requiera nueva intervención), hemorragia intraocular, edema macular, desprendimiento de retina, edema corneal grave (puede requerir trasplante de córnea), hernia de iris y error refractivo residual que obligue a sustituir la lente.


### 7. Riesgos en función de la situación clínica personal del paciente:

Las patologías como diabetes, hipertensión, cardiopatías, inmunodepresión y otras, aumentan el riesgo quirúrgico y la posibilidad de complicaciones durante y después de la operación.

Riesgos relacionados con sus circunstancias personales específicas:

.....  
.....

BIOMETRÍA

OD derecho		Cálculo de IOL		OS izquierdo	
(●) Estatus del ojo					
LS: Fáquica Ref: --- LVC: No tratado Refr. dest.: Plano		VS: Humor vítreo VA: --- Modo LVC: - SIA: +0,00 D @ 0°		LS: Fáquica Ref: --- LVC: No tratado Refr. dest.: Plano	
VS: Humor vítreo VA: --- Modo LVC: - SIA: +0,00 D @ 0°		VS: Humor vítreo VA: --- Modo LVC: - SIA: +0,00 D @ 0°		VS: Humor vítreo VA: --- Modo LVC: - SIA: +0,00 D @ 0°	
Valores biométricos					
AL: 24,47 mm    SD: 11 µm ACD: 2,38 mm    SD: 8 µm LT: 3,70 mm    SD: 37 µm WTW: 11,5 mm SE: 42,33 D    SD: 0,02 D    K1: 41,65 D @ 89° ΔK: -1,37 D @ 89°    K2: 43,02 D @ 179° TSE: ---    TK1: --- ΔTK: ---    TK2: ---		AL: 24,44 mm    SD: 7 µm ACD: 2,46 mm    SD: 8 µm LT: 3,66 mm (I)    SD: 77 µm WTW: 11,3 mm SE: 42,14 D    SD: 0,01 D    K1: 41,39 D @ 72° ΔK: -1,54 D @ 72°    K2: 42,93 D @ 162° TSE: ---    TK1: --- ΔTK: ---    TK2: ---			
K AMO Tecnis 1 ZCB00 - SRK8/T - Const. A: 119,30 IOL (D)    Ref (D) +21,00    -0,77 +20,50    -0,42 +20,00    -0,09 +19,50    +0,25 +19,00    +0,58 +19,87    Emetropia		K Physiol Micro+A123 Monofocal - SRK8/T - Const. A: 118,90 IOL (D)    Ref (D) +20,50    -0,74 +20,00    -0,39 +19,50    -0,05 +19,00    +0,29 +18,50    +0,63 +19,43    Emetropia		K AMO Tecnis 1 ZCB00 - SRK8/T - Const. A: 119,30 IOL (D)    Ref (D) +21,00    -0,56 +20,50    -0,22 +20,00    +0,12 +19,50    +0,45 +19,00    +0,78 +20,18    Emetropia	
K Cromo EyeCee One Bausch - SRK8/T - Const. A: 119,70 IOL (D)    Ref (D) +21,50    -0,78 +21,00    -0,44 +20,50    -0,11 +20,00    +0,22 +19,50    +0,54 +20,33    Emetropia		K Cromo Versario Classic - SRK8/T - Const. A: 119,70 IOL (D)    Ref (D) +21,50    -0,78 +21,00    -0,44 +20,50    -0,11 +20,00    +0,22 +19,50    +0,54 +20,33    Emetropia		K Cromo EyeCee One Bausch - SRK8/T - Const. A: 119,70 IOL (D)    Ref (D) +21,50    -0,57 +21,00    -0,24 +20,50    +0,09 +20,00    +0,42 +19,50    +0,75 +20,64    Emetropia	
K Cromo Versario Classic - SRK8/T - Const. A: 119,70 IOL (D)    Ref (D) +21,50    -0,57 +21,00    -0,24 +20,50    +0,09 +20,00    +0,42 +19,50    +0,75 +20,64    Emetropia					
(I) Valor marginal    (*) Valor editado manualmente    --- No se ha medido valores					
Comentario					
					
IOLMaster 700		Versión 1.60.12.61129		Fue Impreso el 19/05/2021 9:26 por 1 CATARATA	
Página 1 de 3					

Anexo 13: Informe del biómetro IOL Master700® (Carl Zeiss. Meditec, EE.UU.).