



**Universidad**  
Zaragoza

# Trabajo Fin de Grado

Comparativa de diferentes fórmulas biométricas  
para el cálculo de lentes intraoculares (LIOs).

*Comparison of different biometric formulas for calculating intraocular  
lenses (IOLs).*

Autor:

***Iván Pérez Escorza***

Directores:

***Diana Gargallo Yebra***

***Francisco Javier Castro Alonso***

Ponente:

***Laura Remón Martín***

Facultad de Ciencias - Grado en Óptica y Optometría

Curso 2021-2022

## LISTADO DE ABREVIATURAS

**ACD:** Profundidad de Cámara Anterior.

**AD:** Profundidad Acuosa.

**AL:** Longitud Axial.

**ALP:** Posición Final de la Lente Intraocular.

**ALP<sub>IDEAL</sub>:** Posición Ideal de la Lente para Emotropía.

**ALP<sub>REAL</sub>:** Posición Real o Final de la Lente Post-Cirugía.

**AV:** Agudeza Visual.

**CA:** Cámara Anterior.

**D:** Dioptrías.

**EA<sub>REAL-OBJ</sub>:** Error Absoluto Real Objetivo.

**EA<sub>REAL-SUBJ</sub>:** Error Absoluto Real Subjetivo.

**ELP:** Posición Efectiva de la Lente.

**EPos:** Error de Posición.

**ER:** Error Refractivo.

**ER<sub>OSLO</sub>:** Error Refractivo hallado con OSLO.

**ERR:** Error Refractivo Residual.

**ER<sub>REAL</sub>:** Error Refractivo Real.

**ER<sub>REAL-OBJ</sub>:** Error Refractivo Real Objetivo.

**ER<sub>REAL-SUBJ</sub>:** Error Refractivo Real Subjetivo.

**ERROR<sub>ALP</sub>:** Error Cometido en la Posición Real de la Lente.

**IA:** Inteligencia Artificial.

**K:** Queratometría.

**K<sub>curva</sub>:** K2- Queratometría del Meridiano más Curvo.

**K<sub>m</sub>:** Queratometría Media.

**K<sub>MEDIA-PRE</sub>:** Queratometría Media Pre-Cirugía.

**K<sub>plana</sub>:** K1- Queratometría del Meridiano más Plano.

**LIO:** Lente Intraocular.

**LIOT:** Grosor de la Lente.

**LT:** Grosor del Cristalino.

**n<sub>corneal</sub>:** índice de refracción de la córnea.

**n<sub>queratométrico</sub>:** índice de refracción queratométrico.

**P<sub>LIO</sub>:** Potencia de la Lente Intraocular.

**RT:** Grosor Retiniano.

**SA:** Segmento Anterior.

**TR:** Trazado de Rayos.

**WTW:** Distancia Blanco-Blanco.

# ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
1.1. Medidas preoperatorias.....	2
1.2. Fórmulas de cálculo de la potencia de la LIO. ....	4
1.2.1. Fórmulas de primera generación. ....	4
1.2.2. Fórmulas de segunda generación. ....	5
1.2.3. Fórmulas de tercera generación. ....	5
1.2.4. Fórmulas de cuarta generación.....	7
1.2.5. Nuevos métodos de cálculo. ....	7
1.3. Factores de error de cálculo.....	8
<b>2. OBJETIVOS DEL ESTUDIO.....</b>	<b>10</b>
<b>3. METODOLOGÍA. ....</b>	<b>10</b>
3.1. Protocolo exploratorio.....	11
3.2. Aparatos utilizados.....	12
3.3. Características de la LIO Clareon.....	13
<b>4. RESULTADOS.....</b>	<b>14</b>
4.1. Descripción de la muestra.....	14
4.2. Estimación de la potencia de la LIO ( $P_{LIO}$ ) con las fórmulas de cálculo. ....	15
4.3. Estimación de la ELP con las fórmulas de cálculo.....	17
4.4. Comparación de la ELP estimada con la ALP real. ....	18
4.5. Error refractivo postoperatorio y cálculo del error refractivo con OSLO.....	18
4.6. Cálculo con oslo de la ALP ideal. ....	19
<b>5. DISCUSIÓN.....</b>	<b>21</b>
<b>6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>24</b>
<b>7. ANEXOS. ....</b>	<b>26</b>

## 1. INTRODUCCIÓN.

La pérdida de visión se relaciona directamente con la afectación de la calidad de vida de un sujeto, reduciendo las capacidades y habilidades de ejecutar acciones básicas y elementales de la vida diaria.(1) A nivel mundial existen 314 millones de personas con discapacidad visual, de los cuales 45 millones son sujetos ciegos, definiéndolos con agudeza visual (AV) 3/60 en el mejor ojo, y 91 millones tienen un grado determinado de daño visual. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) una de las causas reversibles de pérdida visual es la catarata, representando el 47% de las mismas.(2) En España, según datos del Instituto Nacional de Estadística (INE), 1.937.600 personas están diagnosticadas de cataratas, de las cuales 921.700 son mayores de 75 años. (3)

La **catarata** es una opacificación o pérdida de transparencia del cristalino que provoca una disminución de la AV y sensibilidad al contraste. El único tratamiento que existe en la actualidad es la extracción del cristalino cataratoso y la implantación de una lente intraocular (LIO) que lo sustituya. La extracción del cristalino tiene dos consecuencias, hipermetropización y pérdida de la capacidad acomodativa. Actualmente la cirugía de cataratas es un tipo de cirugía refractiva que actúa sobre los dos componentes dióptricos del ojo: sobre la córnea a través de las incisiones, y sobre el cristalino al sustituirlo por una LIO de una potencia determinada que compense el error refractivo previo a la cirugía.

Existen diferentes técnicas quirúrgicas para llevar a cabo la cirugía de cataratas, la más utilizada actualmente es la **facioemulsificación** que consiste en la aplicación de ultrasonidos para fragmentar el cristalino cataratoso y la sustitución del mismo por una LIO. (4) Al planificar la cirugía de cataratas, una de las etapas más importante para el correcto tratamiento, es elegir la potencia correcta de la LIO. Por ello, el éxito de la cirugía viene determinado en gran medida por el resultado refractivo postoperatorio, que dependerá de la exactitud en la toma de medidas preoperatorias, de la elección de la LIO y de la fórmula elegida para el cálculo de la potencia en cada caso.

En el mercado existe gran variabilidad en el diseño de LIOs en función de los materiales, geometría, forma... que garantizan unas propiedades determinadas en función de las necesidades de cada paciente.

El desarrollo de biomateriales ha conllevado la existencia de lentes rígidas de PMMA y HEMA, y lentes plegables acrílicas y de hidrogel de silicona, diferenciándose entre sí en el contenido en agua e índice de refracción del material (5). Los nuevos materiales, han permitido la cirugía de microinserción, ya que pueden ser insertadas en el ojo estando plegadas y a través de una menor incisión (frecuentemente entre 2,2 y 2,8 mm).

Además, existen diferentes diseños ópticos con distintas funcionalidades que intentan garantizar una independencia de cualquier compensación óptica o quirúrgica.

El diseño de la óptica de la lente puede ser monofocal (esférica o tórica), o multifocal (EDOF, bifocal, trifocal...), permitiendo la elección entre LIO difractiva, refractiva o acomodativa. Además, todas esas superficies pueden ser esféricas para compensar totalmente o parcialmente la aberración esférica corneal, proporcionando una calidad visual incrementada. (6)

Las lentes de **diseño monofocal** se caracterizan por proporcionar un único punto de enfoque, determinado por los radios de curvatura anterior y posterior de la misma, considerando el material de fabricación y la potencia total. Este tipo de diseños son los más implantados en la actualidad en la cirugía de cataratas convencional, siendo necesario la posterior dependencia de compensación óptica en gafa para tener calidad visual óptima a otras distancias. (7)

Las lentes de diseño **multifocales bifocales** proporcionan dos focos, uno para visión de lejos y otro para visión de cerca, lo que evita la dependencia de gafas como ocurriría con el uso de las lentes monofocales. Existen diferentes diseños dependiendo del tipo de óptica que las caracteriza, distinguiendo entre difractivas, refractivas o acomodativas. Además, existen en el mercado otro tipo de LIOs multifocales denominadas **trifocales** que proporcionan tres focos, es decir son capaces de enfocar a tres distancias diferentes, proporcionando a los pacientes una correcta visión de lejos, una clara visión intermedia y una aceptable visión de cerca. Tanto en los diseños monofocales como multifocales existen ópticas tóricas para compensar el astigmatismo, además del componente esférico. (7)

Un nuevo modelo de LIO aparecido en los últimos años es el tipo **EDOF** (Extended Depth Of Focus), o lentes de “Profundidad de foco extendida”, que permiten una muy buena agudeza visual de lejos e intermedia, sin presentar los fenómenos disfotópicos característicos de las trifocales.(8)

### 1.1. MEDIDAS PREOPERATORIAS.

Para garantizar la mejor calidad visual postoperatoria es necesario la realización de pruebas previas a la cirugía, con el fin de optimizar el cálculo de la potencia de la LIO que vamos a implantar, y evitar así cualquier error refractivo residual. Para la caracterización del segmento anterior se utiliza la **tomografía corneal** que permite conocer parámetros tales como la curvatura y asfericidad de la cara anterior y posterior de la córnea, su poder refractivo total y paquimetría, entre otros parámetros.

Además, es necesaria la realización de una **biometría ocular** que permita la medida de diferentes parámetros físicos oculares (véase Figura 1) tales como la longitud axial (AL), grosor corneal (CCT), grosor cristalino (LT), profundidad de cámara anterior (ACD), profundidad acuosa (AD), segmento anterior (SA), grosor retiniano (RT), queratometría (K) y distancia blanco-blanco (WTW), para el cálculo de la potencia de la LIO.

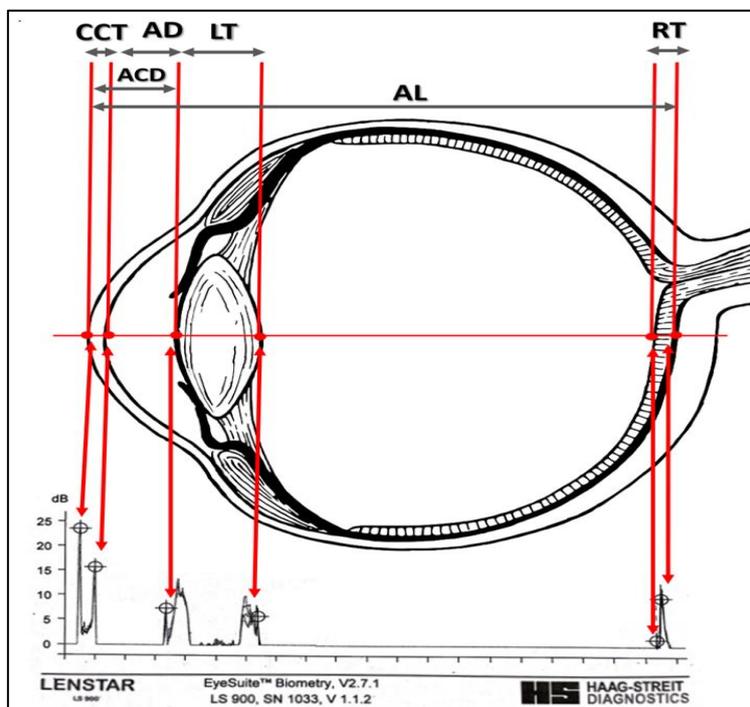


Figura 1. Correspondencias de las medidas biométricas con el ecograma del biómetro óptico Lenstar.

Existen diferentes tipos de biómetros, los ópticos se basan todos en el fenómeno físico de Interferometría **óptica** (desarrollada a partir del interferómetro de Michelson), como el IOL Master 500, que fue el primero en comercializarse. En el caso del biómetro óptico **Lenstar LS900** utilizado en este estudio, la tecnología utilizada es la **Reflectometría de Baja Coherencia Óptica**.(9) En las Figuras 2 y 3 se muestran los dos informes que ofrece el biómetro óptico Lenstar LS900.

El **informe A** (véase figura 2) se corresponde con una biometría prequirúrgica de cataratas de un sujeto, donde se pueden observar diferentes picos en el ecograma. El primer y segundo pico se corresponden con la cara anterior y posterior corneal, respectivamente. El tercer y cuarto pico son la superficie anterior y posterior del cristalino, y los dos últimos picos representan el RT. El instrumento nos proporciona el CCT y RT en  $\mu\text{m}$ , y AD, LT y AL en mm.

El **informe B** (véase figura 3) corresponde al informe que proporciona el biómetro sobre el cálculo de potencias de LIO a implantar en la cirugía. Para ello, emplea diferentes fórmulas de cálculo (Barrett Universal II, SRK/T, Olsen, Haigis...) proporcionando además la sobrerrefracción (SRx) resultante para cada una de las lentes debido a la limitación del rango de potencias de las mismas, las cuales se especifican en pasos de 0.50 D.

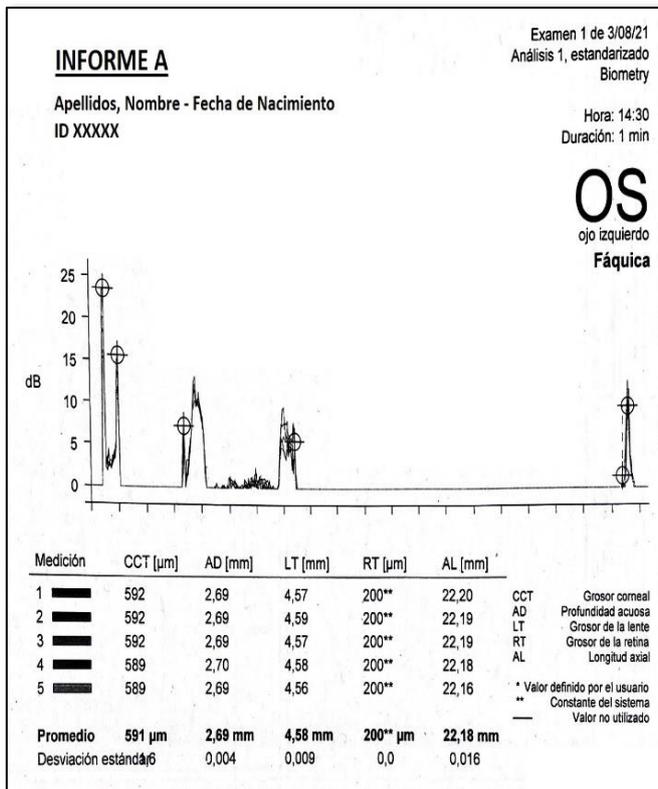


Figura 2. Biometría óptica preoperatoria de un paciente real perteneciente al estudio, obtenida con el **LENSTAR** en el Hospital General de Alcañiz.

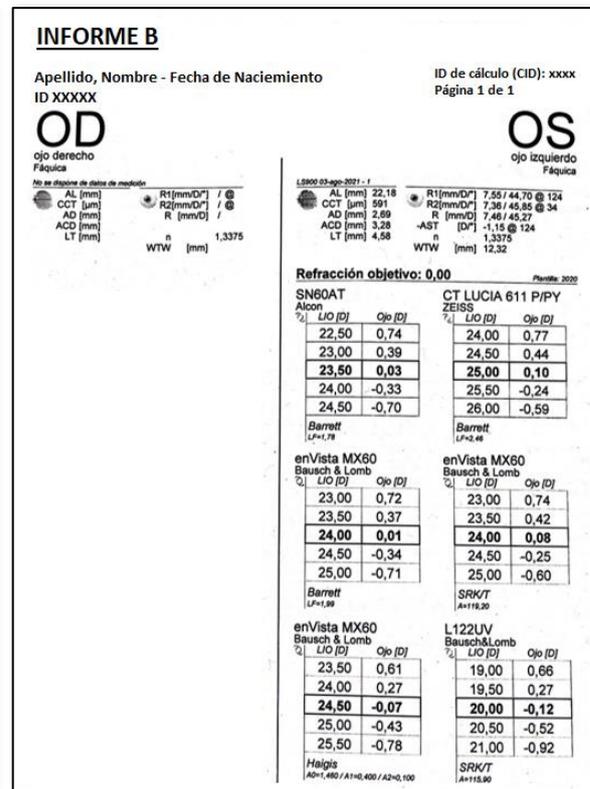


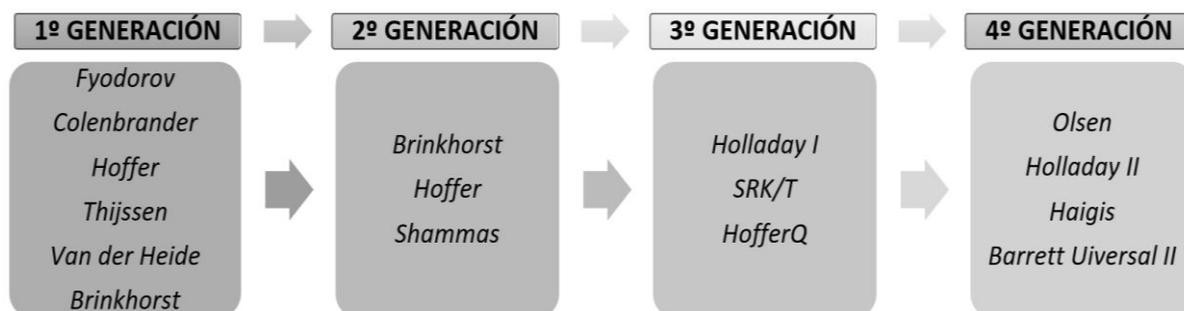
Figura 3. Cálculo de LIOs del mismo paciente real, obtenidas con el **LENSTAR** en el Hospital General de Alcañiz.

## 1.2. FÓRMULAS DE CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LA LIO.

Además de las medidas preoperatorias, se necesitan fórmulas de cálculo para obtener el valor de la potencia a implantar consiguiendo un resultado refractivo óptimo. Para ello, existen dos tipos de fórmulas de cálculo.

Por un lado, las **fórmulas empíricas** se obtienen a través del análisis estadístico de regresión de diferentes resultados refractivos. (10) En un estudio realizado durante la década de los años 80 a partir de 923 intervenciones de cirugía de cataratas, se desarrolló la **fórmula empírica SRK**, cuyos factores a tener en cuenta para la predicción de la potencia de la LIO fueron la AL y K, que además eran capaces de razonar hasta en un 95% la variabilidad de la potencia de dichas lentes. (11) Tuvo éxito debido a la fiabilidad, sencillez y comportamiento en valores biométricos estándar, pero en valores de AL < a 22 mm y > a 24.5 mm aparecían casos de errores refractivos. (12) Por ello, se decidió realizar modificaciones, dando lugar a la **fórmula SRKII**. (13) Ambas fórmulas fueron creadas en función del análisis retrospectivo de datos refractivos postoperatorios, por lo que su precisión refractiva estaba condicionada por la mayor prevalencia de ojos estándar en la muestra del estudio, por ello, la capacidad predictiva es poco fiable en caso de ojos con valores fuera de lo normal. En el *Anexo 1* se muestran las fórmulas empíricas. (14)

Por otro lado, las **fórmulas teóricas**, las cuales aplican la geometría óptica a un ojo esquemático para buscar la ELP a través de trazado de rayos paraxial. (10) Existen varias generaciones de fórmulas teóricas (véase *Figura 4*).



**Figura 4.** Diferentes generaciones de fórmulas teóricas para el cálculo de la potencia de LIOs.

### 1.2.1. FÓRMULAS DE PRIMERA GENERACIÓN.

En el inicio de la era de la implantación de lentes intraoculares en la cirugía de cataratas se planteó la necesidad de establecer un método que permitiera el cálculo de la potencia de la LIO a implantar. El primer caso fue realizado por Ridley en 1949, que, a pesar de ser un gran avance en los resultados refractivos en la cirugía de cataratas, se observó que los sujetos miopes quedaban hipocorregidos y los hipermetropes hipercorregidos, ya que el poder refractivo de la LIO tenía un valor estándar. Por ello, surge la necesidad de desarrollar fórmulas biométricas en función de la AL y K de cada individuo. (15)

Brinkhorst propuso utilizar unos factores de corrección en función de la refracción preoperatoria, sumando en hipermetropes y restando en miopes, resultando ineficaces en cuanto a los resultados refractivos postoperatorios. (16,17) Paralelamente, a finales de los años 60 Fyodorov fue el precursor en el desarrollo de las primeras fórmulas teóricas para el cálculo de la potencia de la LIO y, a pesar de que posteriormente múltiples autores han realizado diferentes aportaciones a la materia, podemos decir que todas las fórmulas teóricas se basaron en la misma ecuación fundamental (*Ecuación 1*) gracias

a la aplicación de los principios de óptica fisiológica al sistema óptico ocular, en función de la AL y K del sujeto, considerando constante el índice de fracción corneal ( $n_{\text{corneal}}$ ) y la ACD: (18)

$$P = \frac{1336}{AL - ELP} - \frac{1336}{\frac{1336}{\frac{1000}{RX} - K} - ELP} \quad (1)$$

donde  $dv$  es la distancia de vértice corneal y  $RX$  la refracción postoperatoria deseada.

El cálculo en la mejora predictiva de la ELP, o posición efectiva de la LIO respecto a la córnea, ha sido el motor de evolución en cuanto al desarrollo de las diferentes fórmulas biométricas. En un primer momento las fórmulas de primera generación consideraban este parámetro como una constante independiente de cualquier otro parámetro ocular.

A esta primera generación de fórmulas pertenecen las desarrolladas por **Binkhorst, Fyodorov, Van Der Heijde, Colenbrander y Thijssen**, fórmulas pioneras y válidas en cuanto a su capacidad predictiva en ojos con valores biométricos dentro de la normalidad. Sin embargo, la falta de predicción y, por consiguiente, la sorpresa refractiva obtenida en ojos fuera de estos rangos biométricos, condujo finalmente a su desuso y a una nueva evolución a las fórmulas teóricas de segunda generación. En el *Anexo 1* se muestran las fórmulas teóricas de 1ª generación. (19) (20)

### 1.2.2. FÓRMULAS DE SEGUNDA GENERACIÓN.

El problema de las fórmulas de la primera generación es que asumían que la ELP era igual en todos los ojos independientemente de su longitud axial, observándose que los ojos largos quedaban hiperconvergentes y los cortos hipocorregidos, por lo que se dedujo que el valor de la ACD se debía calcular en función de la AL. De este modo, se pasó de considerar una ELP constante a una ELP modificable, es decir, los ojos más largos con una ACD mayor, tendrían un valor de ELP también mayor, y viceversa. Además, **Hoffer** demostró una relación directa entre la ELP y AL desarrollando una fórmula teórica. (19)

### 1.2.3. FÓRMULAS DE TERCERA GENERACIÓN.

Fueron desarrolladas entre 1988 y 1993, y actualmente siguen siendo usadas en los equipos de biometría óptica usados a día de hoy. El desarrollo de las fórmulas de tercera generación se basó en demostrar la importancia tanto de la AL y K de un sujeto, dando lugar a fórmulas en las que la predicción se basaba en modificar la ELP en función de dos factores, la AL y la K. Fue **Holladay** quien, en 1988, publicó la primera fórmula teórica usando ambos factores (**fórmula Holladay I**) (Ecuación 2). Además, introdujo diferentes parámetros en la ecuación de cálculo de la ELP, tales como la altura corneal y el factor del cirujano (SF), siendo la distancia entre el plano anterior del iris y el plano anterior de la LIO (constante para cada tipo de LIO). (21)(22)

$$P = \frac{1.0125n - k(L + 0.2)}{(L + 0.2 - ACD_{\text{postoperatoria}}) \left(1.0125 - \frac{ACD_{\text{postoperatoria}}^k}{n}\right)} \quad (2)$$

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

$$SF = 0.9704 \cdot ACD_{\text{postoperatoria}} - 3.595$$

donde  $r$  es el radio medio de curvatura corneal y  $g$  es un factor de corrección para la ACD.

Posterior al desarrollo de esta última fórmula, Sanders, Retzlaff y Kraff, los mismos que una década anterior desarrollaron su fórmula empírica SRK y SRKII, junto con Holladay desarrollaron la fórmula teórico-empírica **SRK/T** en la que se optimizó empíricamente tres variables, la ELP (factor más determinante), el RT y el  $n_{\text{corneal}}$  (Ecuación 3). Se decide optimizar el cálculo de la ELP mediante una ecuación más teórica al estilo de Holladay, demostrando mucha más precisión en el cálculo de la LIO en ojos largos. (13) La determinación de la ELP se calcula como: (11)

$$ELP = H + Offset$$

donde H es la distancia córnea-iris y Offset es la suma del espesor corneal + la distancia iris-LIO. El cálculo de ELP se relaciona directamente con la AL para todos sus valores, a través de un factor de corrección, para mejorar la precisión de la ELP cuando AL es > a 24.2 mm, a diferencia de la fórmula anterior.(11)(22)(23)

$$P = \frac{1.0135n - kL_{opt}}{(L_{opt} - ACD_{postoperatoria})(1.0135 - \frac{ACD_{postoperatoria}k}{n})} \quad (3)$$

$$ACD_{postop} = ACD_{media} - 3.336 + \left( \frac{337.5}{k} - \sqrt{\left(\frac{337.5}{k}\right)^2 - \left(\frac{-5.41 + 0.58412L + 0.098k}{2}\right)^2} \right)$$

Hoffer desarrolló la fórmula de predicción de la ACD a través de una fórmula matemática, con unos factores correctivos de aumento y disminución de la ELP (valores entre 2.5 y 6.5 mm) en función de la AL y queratometría, denominada **Hoffer-Q** (Ecuación 4). (34)(24) La constante ACD representa el valor medio de la distancia del vértice corneal al plano principal del LIO para un modelo específico. Este valor es proporcionado por el fabricante.

$$P = \frac{1.336}{L - ACD_{postop} - 0.05} - \frac{K+R}{1 - 0.749 \cdot 10^{-6}(ACD_{postop} + 0.05)(K+R)} \quad (4)$$

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

donde M y G son unos factores de corrección que aumentan o disminuyen la ELP en función de los cambios de AL y K, y la constante ACD.

Las tres fórmulas, **SRK/T**, **Hoffer-Q** y **Holladay I** fueron desde un primer momento de uso público lo cual favoreció su difusión a nivel global. Además, se incluyen en los instrumentos más novedosos de biometría ocular.

#### 1.2.4. FÓRMULAS DE CUARTA GENERACIÓN.

Haigis desarrolló la primera fórmula que introduce la variable ACD en el cálculo de la potencia de la LIO, incorporando información sobre variaciones en la geometría de las mismas. La fórmula de **Haigis** utiliza dos parámetros biométricos prequirúrgicos, la ACD y la AL para predecir la ELP de acuerdo con:

$$ELP = a_0 + a_1 \cdot ACD + a_2 \cdot AL \quad (4)$$

donde  $a_0$  es una constante específica de la lente,  $a_1$  es una constante relacionada con la medida preoperatoria de ACD y  $a_2$  es una constante específica de la lente relacionada con la medida preoperatoria de la AL.

En cambio, el cálculo de la potencia de LIO a través de dicha fórmula se realiza a partir de tres variables: AL, K y ACD. Haigis establece que una sola constante no puede definir una LIO (diseño, hápticos y ELP), afirmando que las constantes de LIO usadas por las fórmulas de tercera generación son una misma constante.(22)

A finales del S. XX, Graham Barrett desarrolló la fórmula Universal, basada en la intersección de dos globos, que divide la ACD en componentes relacionados con la anatomía y con la LIO. El radio del globo es desconocido, pero incluye la AL, K y ACD. La ELP se expresa en términos de ACD, AL, K, ACD, LT, WTW y un factor de la lente (LF). A diferencia de la mayoría de fórmulas, la fórmula de Barrett tiene en cuenta los planos principales (lente gruesa). Estas relaciones las incluyó en una nueva fórmula actualizada que se conoce como fórmula **de Barrett Universal II**.(22)

Hasta ahora se había trabajado con dos factores (AL y K), y fue **Olsen** quien, en 1990, decidió incluir hasta cuatro factores además de los anteriores, entre ellos la ACD preoperatoria y el grosor del cristalino (LT), ambos medidos en su día mediante biometría ultrasónica. Determinó que la ELP correspondía a una ecuación de regresión, la cual incluía la altura corneal ya utilizada tanto en la fórmula de Holladay I como en la SRK/T.

Posteriormente, con el fin de mejorar la predicción de la ELP en ojos cortos, Holladay desarrolló y modificó en 1997 su anterior fórmula, dando lugar a la **fórmula Holladay II**, en la que introdujo factores como AL, K, ACD, diámetro corneal horizontal, LT, refracción preoperatoria y edad. La fórmula Holladay II no se ha publicado, preservando derechos de autor.

#### 1.2.5. NUEVOS MÉTODOS DE CÁLCULO.

En los últimos años se han ido desarrollando nuevas fórmulas y métodos de cálculo, basados en Inteligencia Artificial (IA), trazado de rayos (TR), modelos combinados (lente fina con IA, lente gruesa con IA, lente gruesa con TR...), que han ido mejorando la precisión en el cálculo de la potencia de la LIO. El inconveniente que presentan a la hora de analizar la ELP, es que no están publicadas, y sus creadores no facilitan cómo realizan la estimación de este parámetro.

Por este motivo, el análisis comparativo de este trabajo lo hemos realizado con fórmulas publicadas con las que podemos calcular matemáticamente la ELP.

### 1.3. FACTORES DE ERROR DE CÁLCULO.

El volumen de cirugías de implantación de lente intraocular (LIO) y la diversidad de parámetros que intervienen en el proceso, demandan una revisión extensa de estas variables con el fin de minimizar el número de sorpresas refractivas tras la operación. Este error predictivo es la suma de los errores asociados con las principales variables como la medida de la AL, estimación de la ELP y medida de la potencia corneal. Con **biometría ultrasónica**, el 54% de los errores se asocia a la medida de la AL, el 38% a la estimación de la ELP y el 8% al error en la medición de K. En cambio, con **biometría óptica**, se estima que el 42% de los errores se asocia a la ELP, el 22% a la AL, y el 36% a la K.(25) Este cambio surge por la mayor precisión en la toma de medidas de AL, por lo que el principal inconveniente con la biometría óptica usada en este estudio es la estimación de la ELP. (26)

Actualmente, las diferentes tecnologías de biometría óptica, la mayor precisión en la queratometría (que puede ser confirmada con diferentes dispositivos), la estandarización de la cirugía (control de las incisiones, capsulorrexis e implante intrasacular de la LIO) y la mejor estimación de la ELP han mejorado el cálculo de la potencia de la LIO y los resultados refractivos en la cirugía de la catarata, y por extensión en la del cristalino. (27)

#### 1.3.1. MEDIDA DE LA LONGITUD AXIAL (AL).

En la época de la biometría ultrasónica, la AL era considerada como el valor más influyente a la hora de calcular la potencia de la LIO, pero actualmente, este aspecto ha dejado de ser una fuente relevante de error, por la excelente precisión obtenida por los biómetros ópticos. No obstante, un error de AL en ojos cortos tendrá una repercusión mayor que en el caso de los ojos largos, induciendo generalmente hipermetropías residuales debido a la predicción de ELP de una manera lineal. La efectividad de cada una de las fórmulas en la práctica clínica, pone en preferencia el uso de cada una de ellas para diferentes AL. Para  $AL < 22$  mm las fórmulas recomendadas para la estimación de ELP y cálculo de la potencia de la LIO son la de Holladay II y Hoffer Q, para AL comprendidas entre 22 mm y 26 mm se recomienda Holladay I, Hoffer Q y SRK/T, y para  $AL > 26$  mm el uso de la fórmula de Holladay II y SRK/T. (28)(11)

Según un estudio realizado para la comparación de qué fórmula de tercera generación está indicada en función de la AL, se concluye que la fórmula de Hoffer Q funciona mejor para AL de 20 a 21 mm, la fórmula de Hoffer Q y Holladay I para AL de 21 a 21.49 mm, y SRK/T para  $AL \geq 27.00$  mm. Utilizando constantes optimizadas, se pudieron lograr resultados refractivos de 40%, 75% y 95% dentro de  $\pm 0.25$  D,  $\pm 0.50$  D y  $\pm 1.00$  D, respectivamente. (29) Además, para ojos de  $< 22$  mm, la fórmula Hoffer Q proporciona los mejores resultados predictivos, mientras que en ojos de  $> 28$  mm AL, la fórmula SRK/T es el más preciso.(30)

Evaluando la relación entre AL y los errores refractivos postoperatorios según lo predicho por varias fórmulas de LIO, se determina que la fórmula SRK/T es la más precisa para predecir el error refractivo postoperatorio en ojos largos, seguida por Holladay I, y finalmente por Hoffer Q. Todas ellas predicen un resultado más miope del resultado real.(31)

### 1.3.2. ESTIMACION DE LA POSICIÓN EFECTIVA DE LA LENTE (ELP).

La ELP es la distancia entre el vértice corneal en cara anterior y el plano principal de la LIO hallado teóricamente, y es un valor que se tiene que estimar para hallar la potencia de la LIO que se va a implantar. La ELP es un parámetro muy sensible en el cálculo de la potencia de la LIO, ya que se trata de la única variable que no puede ser medida preoperatoriamente, y en la historia del cálculo biométrico, la mejora de la predictibilidad de la potencia de las LIOs, ha ido acompañada inexorablemente de la optimización en la estimación de la ELP. (27)

El objetivo final de la implantación de una LIO es conseguir la emetropía refractiva, determinando el correcto comportamiento de la potencia de la lente, por ello a lo largo del tiempo se han ido considerando más predictores de la ELP. Inicialmente se entendía como un valor constante, posteriormente se empezó a tener en cuenta la AL para estimar la ELP, para las fórmulas SRK/T, Hoffer Q y Holladay I además de tener en cuenta la AL, consideraban la K para estimar la ELP, incluso en las fórmulas de la cuarta generación tiene en cuenta los predictores de AL, K, ACD y LT. En la *tabla 1* se muestran los factores predictores de ELP en función de la fórmula empleada para el cálculo de la potencia de la lente. (22)

*Tabla 1. Evolución de las generaciones de fórmulas en función de los factores predictores de ELP.*

<b>GENERACIÓN</b>	<b>AÑO</b>	<b>PREDICTORES DE ELP</b>	<b>FÓRMULAS</b>
<b>PRIMERA GENERACIÓN</b>	< 1980	ELP CONSTANTE	<i>Fyodorov (18)</i>
<b>SEGUNDA GENERACIÓN</b>	1980	AL	<i>Binkhorst (17)</i>
<b>TERCERA GENERACIÓN</b>	1988	AL, K	<i>SRK/T (32)</i> <i>Hoffer Q (33)</i> <i>Holladay I (34)</i>
<b>CUARTA GENERACIÓN</b>	1995	AL, K, ACD, LT	<i>Haigis (35), Olsen (35) Barrett</i> <i>Universal II (22)</i>

La estimación del valor de ELP influye directamente en el comportamiento de la fórmula empleada, mejorando la precisión en el cálculo de la potencia de la LIO. Para una misma refracción, una ELP anterior a la posición ideal, requiere una potencia de LIO más baja, mientras que una ELP más posterior requiere una potencia de LIO más alta.(22) Un error de cálculo de ELP de 0.5 mm, supone un error de potencia de 1.00 D, por lo que si la ELP se sitúa anterior a la ideal se origina una miopía residual, y, por consiguiente, la potencia de la LIO debe ser menor.

### 1.3.3. MEDIDA DE LA POTENCIA CORNEAL.

La potencia corneal es otro factor influyente en el error del cálculo de la potencia de la LIO, tanto en fórmulas empíricas de regresión lineal como en fórmulas teóricas. Una de las causas se debe al índice queratométrico ( $n_{\text{queratométrico}}$ ), ya que existe diferencias en el índice usado en los diferentes instrumentos.

En las fórmulas de «lente fina», la potencia corneal total se infiere del radio de curvatura anterior, utilizando el  $n_{\text{queratométrico}}$ . Este método se basa en el supuesto de que la relación entre el radio anterior y el radio posterior es la misma a lo largo de todo el radio corneal anterior. (27) Dado que la córnea representa la mayor proporción de fuerza refractiva ocular, los cambios en la curvatura corneal tienen un impacto significativo en la predicción de la LIO.(36)

La influencia del error del valor de la K dependerá de la AL, teniendo una influencia mayor en ojos de AL elevados, a diferencia de los valores de AL y ELP. Un error de 1.00 D en la K para un ojo de 21 mm de AL, se transforma en un error refractivo en el plano de la LIO de 1.18 D, frente a un ojo de 27 mm de AL cuyo error refractivo es de 1.32 D. (37)

En las fórmulas de tercera generación se asume que la ELP es menos profunda en ojos cortos y K planas, y más profunda en ojos largos y K curvas. Desafortunadamente, las fórmulas no concuerdan en su predicción de la potencia de la LIO cuando se encuentran valores extremos de AL y potencia corneal. (27)

La mejora en las técnicas quirúrgicas, el perfeccionamiento de las LIOs, el avance de los instrumentos utilizados en el preoperatorio y la evolución de las fórmulas de cálculo de la potencia de las lentes, conllevan a unos resultados óptimos, con postoperatorios rápidos y funcionalmente sin complicaciones para el paciente.

## 2. OBJETIVOS DEL ESTUDIO.

- Comparar la potencia estimada de la LIO Clareon® obtenida por las tres fórmulas de cálculo de tercera generación (SRK/T, Hoffer Q y Holladay I), con la predicha por la fórmula realmente usada en la cirugía de cataratas (fórmula de Barrett Universal II).
- Comparar la “posición efectiva de la lente” (ELP) estimada por las tres fórmulas de cálculo de tercera generación (SRK/T, Hoffer Q y Holladay I) y la “posición final de la lente” ( $ALP_{REAL}$ ) determinada mediante biometría óptica Lenstar, y analizar las implicaciones de dicha diferenciación en función de los resultados obtenidos.
- Estudiar la relación entre la profundidad de cámara anterior y la longitud axial con la posición final de la lente intraocular y la potencia estimada de la lente intraocular.
- Validar el software de trazado de rayos paraxial OSLO como una herramienta complementaria en la cirugía de cataratas, tanto para el proceso preoperatorio como postoperatorio, creando los sistemas ópticos de interés y evaluando los estados refractivos que calcula el mismo.
- Comparar el equivalente esférico obtenido mediante refracción subjetiva tras la cirugía y el equivalente esférico obtenido con el programa de OSLO.
- Calcular la posición final de la lente ideal ( $ALP_{IDEAL}$ ) mediante OSLO para conseguir que el error refractivo de cada ojo sea mínimo.

## 3. METODOLOGÍA.

Este estudio se ha llevado a cabo en el Servicio de Oftalmología del Hospital General de Alcañiz (Teruel) en colaboración con la Universidad de Zaragoza.

Se han estudiado un total de 31 ojos, programados para cirugía de cataratas desde octubre de 2021 hasta marzo de 2022, e intervenidos por el mismo cirujano (FJCA) mediante facoemulsificación del cristalino, a través de una incisión de 2.4 mm e implante de la LIO de cámara posterior monofocal esférica Clareon (Alcon Laboratorios, Dallas, Texas, USA).

Los criterios de inclusión que cada uno de los pacientes debe cumplir son:

- Catarata que justifique una disminución de AV en el sujeto.
- Pacientes aptos para la implantación de la LIO monofocal Clareon de Alcon en saco capsular.
- Biometría óptica correcta, con la obtención de todos los parámetros requeridos para el estudio.

Los criterios de exclusión implantados son:

- Imposibilidad de realización de biometría óptica Lenstar.
- Imposibilidad de detección de por lo menos una superficie de la lente, a través del biómetro óptico Lenstar.
- Patología ocular activa post-implante de LIO, que pueda alterar el resultado refractivo final.
- Pacientes sometidos a cirugía refractiva corneal.
- Hallazgos de modificaciones de la LIO en saco capsular, que puedan alterar la posición precisa medida con el biómetro.

### 3.1. PROTOCOLO EXPLORATORIO.

A continuación, se describe el protocolo exploratorio realizado (véase *Tabla 2*).

1º Se realizan las siguientes pruebas preoperatorias, 5 medidas con el **biómetro óptico Lenstar** para conocer los parámetros oculares de cada paciente: CCT, AD, LT, RT, AL. Además, con el **topógrafo Oculus Pentacam** se realizan 2 medidas para caracterizar la superficie anterior y posterior de la córnea, es decir, K1 ( $K_{plana}$ ), K2 ( $K_{curva}$ ) y Km ( $K_{media}$ ) de cada una de las superficies.

2º Una vez realizadas todas las mediciones preoperatorias, se calcula automáticamente con el biómetro óptico Lenstar la potencia de la lente intraocular ( $P_{LIO}$ ) Clareon. Para ello se usó la fórmula de Barrett Universal II, buscando la emetropía del paciente. Como se ha comentado anteriormente, todas las cirugías se llevaron a cabo por el cirujano FJCA en el Hospital General de Alcañiz, mediante la técnica de facoemulsificación.

3º Tras 3-4 semanas de la operación se realizan las pruebas postcirugía, como biometría óptica Lenstar en modo “pseudofáquico” para determinar  $ALP_{REAL}$ . Siendo la  $ALP_{REAL}$  la distancia en mm desde el epitelio corneal a la cara anterior de la LIO una vez implantada en el saco capsular. La refracción objetiva se realiza con el autorefractómetro Topcon. Además, se lleva a cabo la refracción subjetiva del paciente tomando como punto de partida la refracción objetiva. Para la realización de la refracción subjetiva se sigue el mismo protocolo realizado en la asignatura de Laboratorio de Optometría (2º curso del Grado de Óptica y Optometría de la Universidad de Zaragoza). Finalmente, se realizan 2 medidas con el Tomógrafo Oculus Pentacam para caracterizar la superficie anterior y posterior de la córnea postoperatoria. Estos datos servirán para simular los diferentes ojos modelos con el programa de trazado de rayos OSLO (véase *más información en el apartado 3.4*).

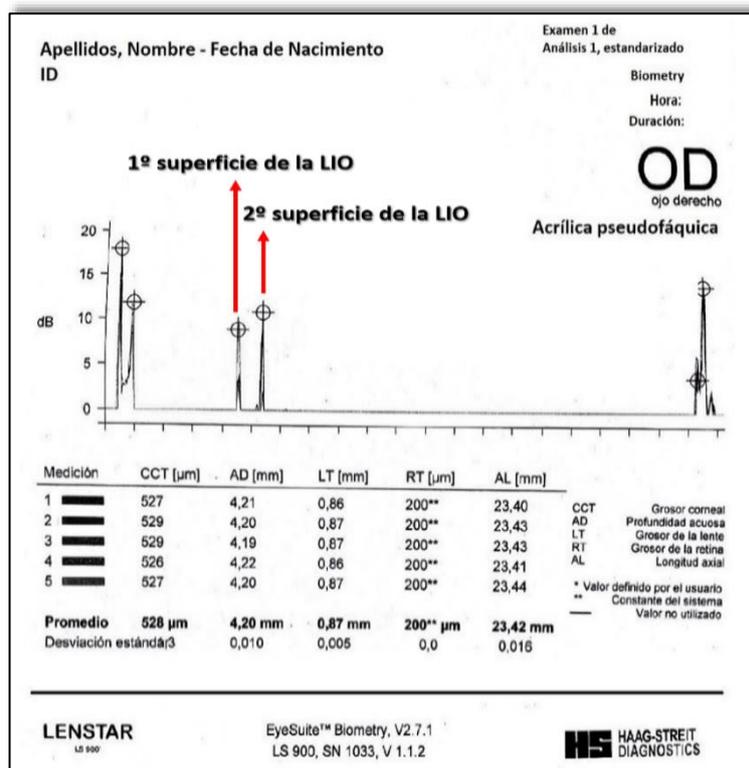
Todas las medidas preoperatorias y postoperatorias son realizadas por el mismo examinador experimentado (IPE) y bajo las mismas condiciones para no influir en los resultados.

**Tabla 2.** Resumen del protocolo exploratorio realizado en estudio.

<i>Pacientes que cumplen los criterios de inclusión para pertenecer al estudio.</i>	
<b>MEDIDAS PREOPERATORIAS</b>	Biometría óptica Lenstar (5 medidas). Cálculo de la potencia LIO con la fórmula de Barrett Universal II. Topografía Oculus Pentacam (2 medidas).
<b>INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA</b>	
<b>MEDIDAS POSTOPERATORIAS</b> (tras 3-4 semanas postcirugía)	Biometría óptica Lenstar (5 medidas). Topografía Oculus Pentacam (2 medidas). Autorefractómetro (refracción objetiva). Refracción subjetiva.

### 3.2. APARATOS UTILIZADOS.

El biómetro óptico usado en el estudio es el **Lenstar LS900**, cuyo fundamento físico es la interferometría de Michelson (en este caso utiliza la Reflectometría de Baja Coherencia Óptica). Permite determinar el CCT, la CA, la AL, la ACD, LT, LIOT, RT, K, diámetro pupilar, excentricidad del eje visual y WTW. Ofrece resultados para la elección de la potencia de la LIO que se implanta en los pacientes sometidos a cirugía de cataratas, a través de las fórmulas teóricas de Barrett Universal II, SRK/T, Olsen, Haigis. Además, permite el análisis postquirúrgico de la posición de la LIO al detectarse los picos correspondientes a la superficie anterior y posterior de la misma (pico 3 y 4 del ecograma), y comparar los parámetros estimados teóricamente previos a la cirugía (ELP) con los reales postquirúrgicos ( $ALP_{REAL}$ ) (Figura 7). (15)(42)



**Figura 7.** Biometría óptica postoperatoria de un paciente perteneciente al estudio, obtenida con el **biómetro óptico LENSTAR** en el Hospital General de Alcañiz.

El topógrafo utilizado en el estudio es el **Oculus Pentacam**, basado en la cámara tipo Scheimpflug rotacional, proporcionando una imagen panorámica de segmento anterior. Es capaz de generar diferentes imágenes de hendidura individuales al girar alrededor del ojo de 0 a 180 grados. (39)

Las mediciones de cara anterior corneal se realizan a través de los discos de Plácido, con la posibilidad de diagnóstico de la zona con mayor curvatura corneal. Además, proporciona la topografía y paquimetría de la cara anterior y posterior de la córnea de limbo a limbo, el cálculo del ángulo camerular, volumen y ACD, análisis de Zernike para la superficie anterior y posterior basándose en las mediciones de elevación.(40)

### 3.3. CARACTERÍSTICAS DE LA LIO CLAREON.

La lente **Clareon IOL** (Alcon Laboratorios, Dallas, Texas, USA) es una lente monofocal esférica fabricada con un material acrílico, hidrofóbico, destinada a ser implantada en saco capsular. En la *tabla 3* se muestran las características de la LIO que se implantó durante la cirugía de cataratas en los sujetos de estudio.

*Tabla 3. Principales características de la lente Clareon de Alcon. (43)*

Diseño óptico	Lente <i>biconvexa esférica</i>
Aberración Esférica generada	-0.2 $\mu\text{m}$
Material óptico	Material acrílico hidrofóbico
Diámetro óptico	6 mm
Longitud total	13 mm
Potencias (dioptrías equivalentes)	+6.00 a +30.00 D (en pasos de 0.50 D)
Configuración de los hápticos	STABLEFORCE modificada
Fotoprotección	UV y filtración de luz azul
Índice de refracción	1.55
Constante A sugerida (SKR-T)	119.1
Constante P <sub>ACD</sub> sugerida (Hoffer Q)	5.607
Constante SF sugerida (Holladay I)	1.84633

### 3.4. ANÁLISIS DE DATOS.

Primero, se desarrolla una base de datos a partir del programa Excel (Microsoft Office® 365, Microsoft Office Corporation, EEUU) con las variables recogidas. En la estadística descriptiva se expresan los resultados obtenidos a través del valor promedio y de la desviación típica (SD).

En segundo lugar, se crea un Excel donde se introducen las fórmulas teóricas de tercera generación SRK/T, Hoffer Q, Holladay I (fórmula nº 1, fórmula nº 2 y fórmula nº 3) para calcular tanto la potencia de la LIO, como la posición efectiva de la lente (ELP) que predice cada una de las tres fórmulas a partir de los parámetros oculares de cada paciente. La ELP es un parámetro que no se puede obtener de forma preoperatoria con ninguna tecnología.

Posteriormente, se utiliza el software Optics Software for Layout and Optimization (OSLO) para validarlo como una herramienta complementaria a la cirugía de cataratas y usarla en el pre y postoperatorio. Por un lado, se introducen todos los parámetros geométricos (*Figura 8*) de cada uno de los 31 ojos en el software, para simular el sistema óptico ocular de cada uno de ellos (*Figura 9*). Por otro lado, se diseña la LIO Clareon en el rango de potencias comprendidas entre 16.50 -26.50 D con los parámetros ópticos de la misma estipulados por el fabricante (potencia y aberración esférica) (*véase tabla 3*).

Finalmente, en cada diseño de los 31 sistemas ópticos simulados con OSLO, se introduce la LIO de potencia calculada con Barrett Universal II que fue la implantada en la cirugía, teniendo en cuenta la ALP<sub>REAL</sub> medida a través del biómetro. La herramienta OSLO permite calcular el error refractivo (ER<sub>OSLO</sub>) a partir del desarrollo de la aberración de frente de ondas a través de los coeficientes de Zernike correspondientes al desenfoque ( $C_2^0$ ), aberración esférica ( $C_4^0$ ), astigmatismo oblicuo ( $C_2^{-2}$ ), y astigmatismo regular ( $C_2^2$ ). A partir de estos coeficientes se calcula los componentes M, J<sub>0</sub> y J<sub>45</sub> para una pupila de 3 mm de diámetro, y a partir de ellos se calcula la refracción esfero-cilíndrica. (41) De esta manera, se puede comparar el error refractivo postoperatorio real, tanto objetivamente (ER<sub>REAL-OBJ</sub>) como subjetivamente (ER<sub>REAL-SUBJ</sub>), con el obtenido con OSLO (ER<sub>OSLO</sub>), tomando como ER el equivalente esférico.

Además, este software permite realizar modificaciones en la posición de la LIO para simular los resultados refractivos ideales, permitiendo obtener comparativas y realizar diferentes análisis.

Ent beam radius		3.000000	Field angle		5.7296e-05	Primary wavln		0.587560
SRF	RADIUS	THICKNESS	APERTURE RADIUS	GLASS	SPECIAL			
OBJ	0.000000	1.0000e+20	1.0000e+14	AIR				
1	7.920000	0.528000	5.000000	GLASS1	A			
2	6.620000	2.410000	5.000000	GLASS2	A			
AST	0.000000	1.790000	2.719647	AS				
4	16.635900	0.650000	6.500000	GLASS4	A			
5	-21.000000	18.022000	6.500000	GLASS5				
IMS	-12.000000	0.000000	6.000000		F			

Figura 8. Parámetros del sistema óptico ocular introducidos en OSLO, de un paciente perteneciente al estudio.

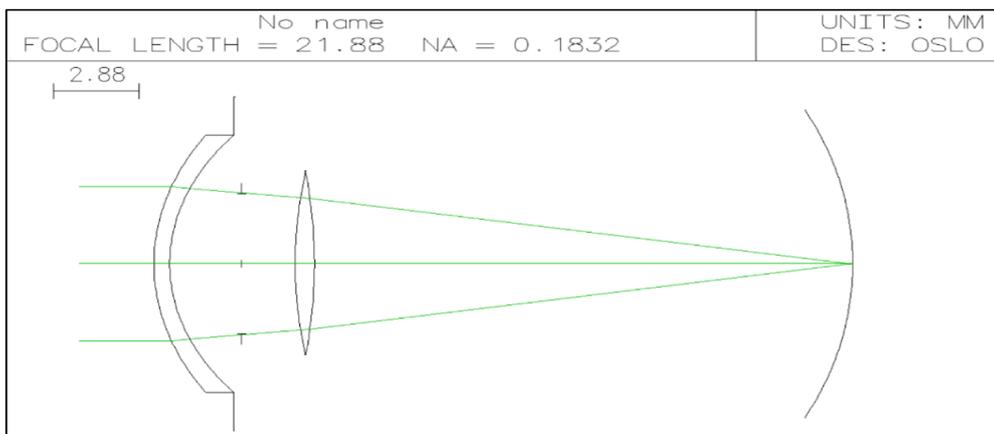


Figura 9. Simulación en OSLO del sistema óptico ocular postquirúrgico de un paciente perteneciente al estudio.

## 4. RESULTADOS.

### 4.1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.

Los ojos que comprenden la muestra fueron elegidos aleatoriamente entre ojo derecho y ojo izquierdo. La población en estudio está formada por 31 ojos correspondientes a sujetos de  $78 \pm 9.28$  años de edad media (rango de 53-94 años). De todos ellos, 20 ojos pertenecen a mujeres y 11 ojos a hombres. Se realiza preoperatoriamente una biometría óptica Lenstar, para determinar los parámetros oculares necesarios para el cálculo de la potencia de la LIO a implantar. Las diferentes variables biométricas preoperatorias se muestran en la *Tabla 4*, donde se presenta la media y la SD, así como el valor máximo y mínimo de cada parámetro.

Tabla 4. Estadísticos descriptivos de los parámetros biométricos preoperatorios de la muestra.

Estadísticos	AL (mm)	CCT (mm)	LT (mm)	AD (mm)	ACD (mm)	WTW (mm)	$K_{\text{MEDIA-PRE}}$ (D)
Media $\pm$ SD	23.24 $\pm$ 1.01	0.55 $\pm$ 0.04	4.58 $\pm$ 0.45	2.51 $\pm$ 0.35	2.98 $\pm$ 0.30	11.93 $\pm$ 0.37	44.00 $\pm$ 1.83
Máximo	25.68	0.66	5.45	3.25	3.82	12.60	48.04
Mínimo	21.01	0.48	3.47	1.96	2.48	11.38	40.52

(AL = longitud axial, CCT = espesor corneal central, LT = espesor del cristalino, AD = profundidad de cámara anterior desde endotelio, ACD = profundidad de cámara anterior, WTW=distancia blanco- blanco y  $K_{\text{MEDIA-PRE}}$ =queratometría media prequirúrgica).

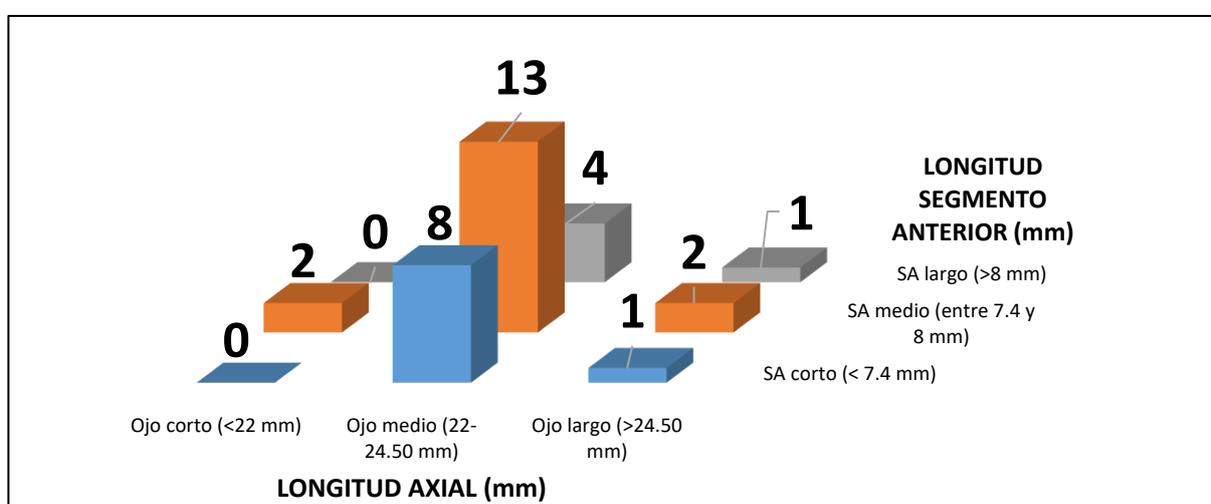
Se establece la longitud axial (AL) y el segmento anterior (SA) como variables cualitativas para la realización de diferentes comparativas y análisis descriptivos, por lo que se establecen los siguientes grupos muestrales en función de dichos parámetros. En primer lugar, **en función de la AL:**

- Ojo corto:  $\leq 22$  mm (2 pacientes).
- Ojo normal o medio: 22 – 24.50 mm (25 pacientes).
- Ojo largo y muy largo:  $> 24.5$  mm (4 pacientes).

Teniendo en cuenta la clasificación en función de la AL, se agrupan teniendo en cuenta **el tamaño del SA**. Se toma la misma clasificación que en la Tesis Doctoral del Dr. Castro. (22)

- Ojo con SA corto:  $\leq 7.4$  mm (9 pacientes).
- Ojo con SA normal: 7.4 – 8 mm (17 pacientes).
- Ojo con SA largo:  $\geq 8$  mm (5 pacientes).

Se cuantifica el número de pacientes en estudio en función de la AL y SA, manteniendo la clasificación anteriormente descrita (Figura 10).

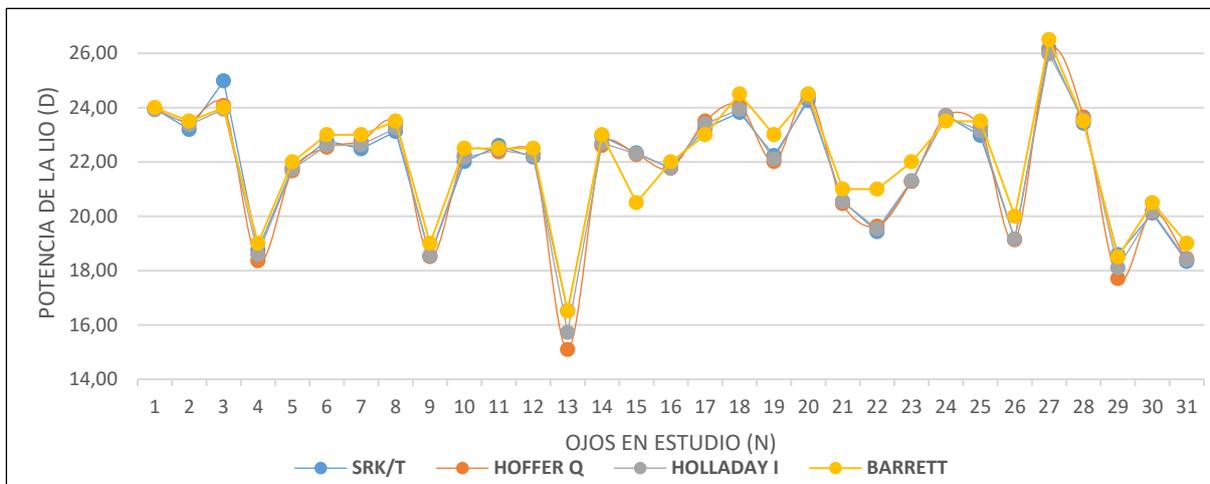


**Figura 10.** Distribución de la muestra en función de la AL y SA, teniendo en cuenta la clasificación descrita en el texto.

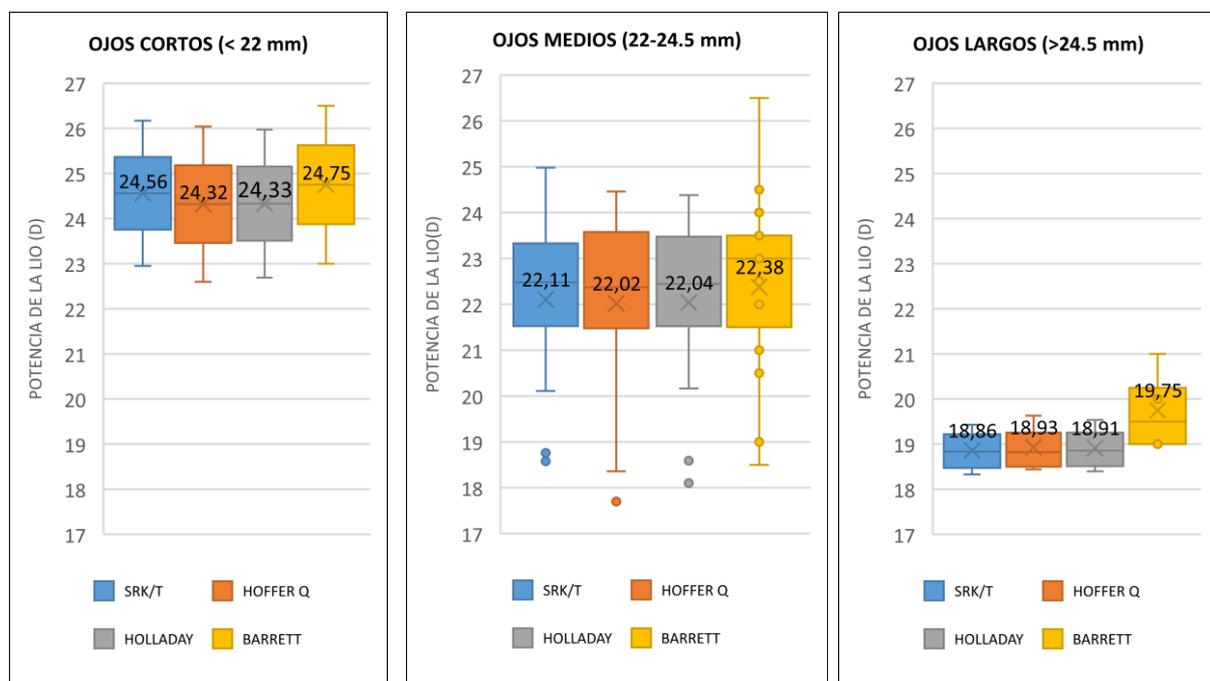
#### 4.2. ESTIMACIÓN DE LA POTENCIA DE LA LIO ( $P_{LIO}$ ) CON LAS FÓRMULAS DE CÁLCULO.

Se comparan las potencias calculadas con la fórmula de Barrett Universal II, (obtenida a partir de la biometría óptica Lenstar) con las potencias calculadas con las fórmulas SRK/T, Hoffer Q y Holladay I (obtenidas a partir de las fórmulas introducidas en Excel). Con la fórmula SRK/T, la  $P_{LIO}$  media es de  $22.33 \pm 2.22$  D, con la fórmula Hoffer Q es de  $22.27 \pm 2.40$  D, con Holladay I la  $P_{LIO}$  es de  $22.30 \pm 2.28$  D y con Barrett Universal II es  $22.50 \pm 2.14$  D. Los valores de la  $P_{LIO}$  obtenidos con SRK/T, Holladay I y Hoffer Q son bastante similares entre ellos, cuya diferencia es  $< 0.06$  D. En cambio, la fórmula de Barrett Universal II establece valores de potencia superiores, cuya diferencia es de 0.17 D con la fórmula SRK/T, de 0.23 D con la fórmula de Hoffer Q y de 0.20 D con la fórmula de Holladay I.

En la *figura 11* se muestra el valor estimado de la  $P_{L10}$  tanto para SRK/T, Hoffer Q, Holladay I y Barrett Universal II, para cada uno de los ojos incluidos en el estudio y en la *figura 12* se muestra la estimación de la  $P_{L10}$  obtenida con las fórmulas SRK/T, Hoffer Q y Holladay I, así como la  $P_{L10}$  realmente implantada (Barrett Universal II) en función de la AL establecida anteriormente.



**Figura 11.** Representación de la potencia de la L10 estimada por SRK/T, Hoffer Q, Holladay I y Barret Universal II para los 31 ojos de estudio.



**Figura 12.** Representación de la potencia de la L10 estimada por SRK/T, Hoffer Q y Holladay I en función de AL, y la potencia realmente implantada (Barrett Universal II).

Se observa, como es de esperar, que para ojos cortos se necesitan  $P_{L10}$  más altas, que para ojos con longitudes axiales mayores (> 24.5 mm). No existen diferencias clínicamente significativas (< 0.25 D) entre la  $P_{L10}$  calculada a través de Hoffer Q y Holladay I para las 3 longitudes axiales consideradas (diferencias inferiores a 0.02 D). Sin embargo, la fórmula SRK/T calcula valores superiores para ojos cortos y medios, e inferiores para ojos largos.

En todos los casos, la fórmula de Barrett Universal II calcula valores de  $P_{L10}$  superiores al resto de las fórmulas. Para ojos cortos, la fórmula de Barret Universal II difiere en 0.43 D con la fórmula de Hoffer Q (que calcula la potencia menor), en ojos medios la diferencia entre ambas es de 0.36 D y para ojos largos es de 0.89 D comparado con la fórmula de SRK/T.

### 4.3. ESTIMACIÓN DE LA ELP CON LAS FÓRMULAS DE CÁLCULO.

Se ha calculado con el archivo Excel creado (véase apartado 3.4) la estimación de la ELP para cada una de las fórmulas SRK/T, Hoffer Q y Holladay I. Con la fórmula de Barrett Universal II no se puede obtener esta estimación de la ELP porque no se conoce dicha fórmula, ya que no está publicada. Por ello, no se permite establecer una relación directa entre la fórmula empleada en la práctica clínica con las de tercera generación.

La ELP que predice la fórmula SRK/T es de  $5.51 \pm 0.31$  mm, de  $5.33 \pm 0.23$  mm para Hoffer Q y de  $5.48 \pm 0.26$  mm para Holladay I. En la Figura 13 se analiza el valor de ELP en función de la longitud del SA que estima tanto SRK/T, Hoffer Q y Holladay I.

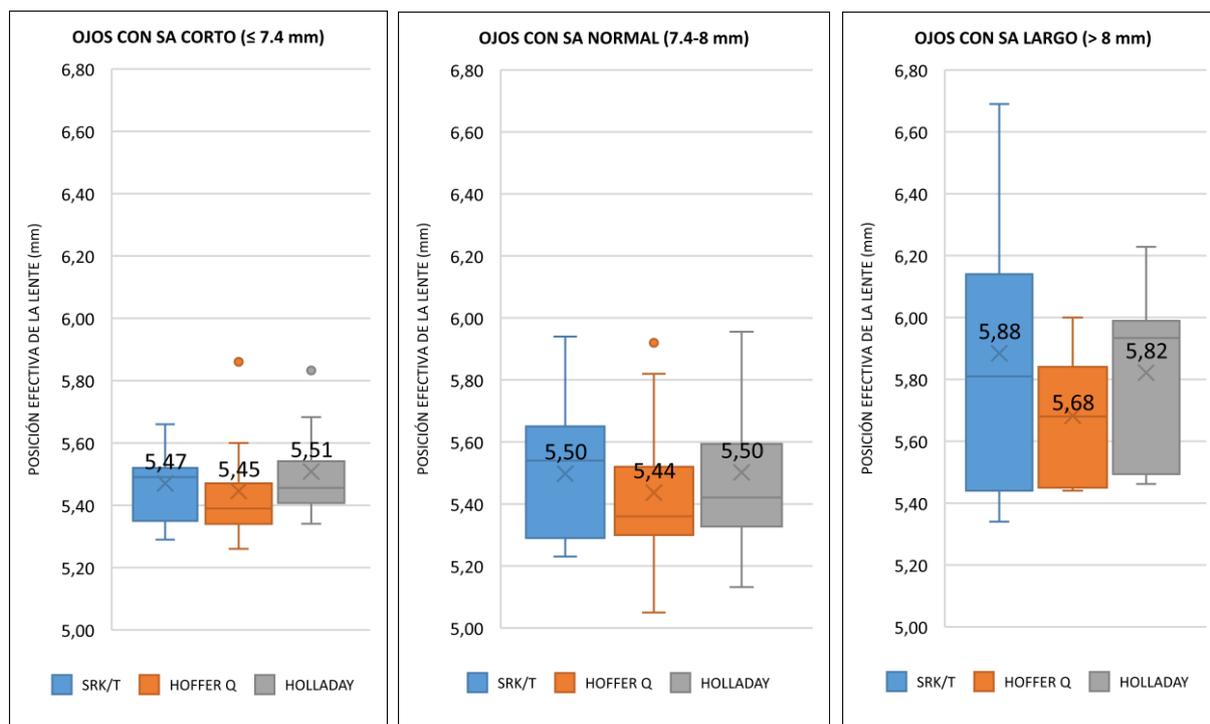
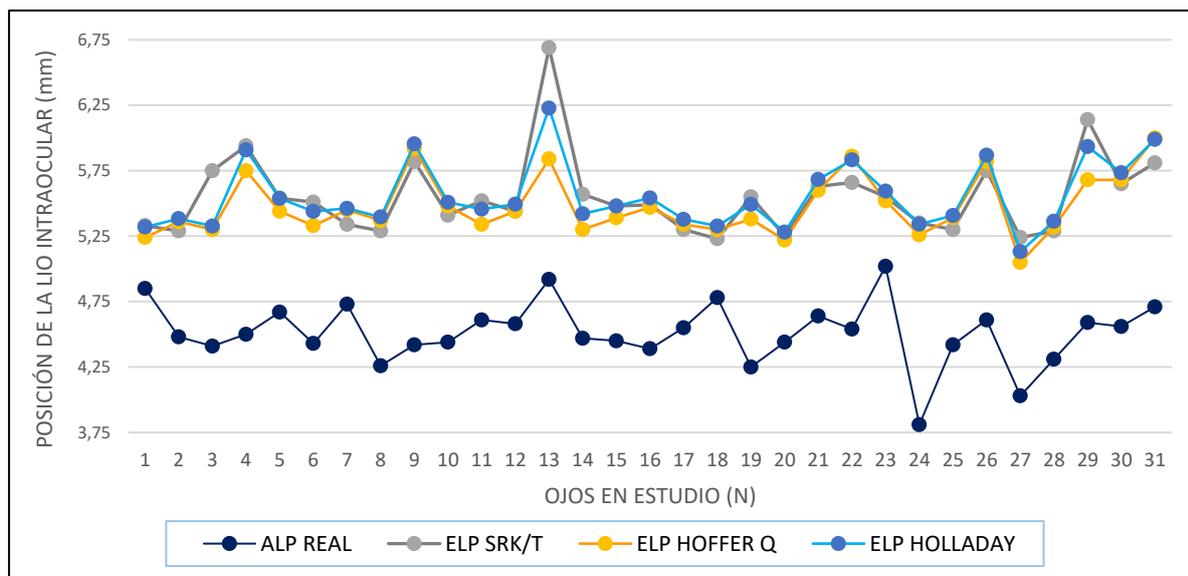


Figura 13. Representación de la ELP estimada por SRK/T, Hoffer Q y Holladay I en función de la longitud del SA.

La fórmula que estima valores inferiores de ELP es la de Hoffer Q, tanto para ojos con SA corto (5.45 mm), para ojos con SA medio (5.44 mm) y para ojos con SA largo (5.68 mm), mientras que la estimación de la ELP entre Holladay I y SRK/T es bastante similar para todos los ojos. Se observa mayor variabilidad entre las 3 fórmulas para la estimación de la ELP en ojos con SA largo, con una diferencia de 0.20 mm entre SRK/T y Hoffer Q.

#### 4.4. COMPARACIÓN DE LA ELP ESTIMADA CON LA ALP REAL.

Como se ha comentado anteriormente, la ELP estimada por la fórmula SRK/T es de  $5.51 \pm 0.31$  mm, de  $5.33 \pm 0.23$  mm para Hoffer Q y de  $5.48 \pm 0.26$  mm para Holladay I, mientras que el valor de ALP medio obtenido a partir del ecograma del biómetro óptico Lenstar tras 3 o 4 semanas después de la cirugía, es de  $4.40 \pm 0.24$  mm. La diferencia entre ELP estimada por SRK/T y ALP<sub>REAL</sub> es de 1.01 mm, de 0.83 mm con Hoffer Q y 0.98 mm con Holladay I. En la *Figura 14* se muestra para cada uno de los ojos de la muestra la ELP estimada por las diferentes fórmulas de estudio (SRK/T, Hoffer Q y Holladay I) y la ALP<sub>REAL</sub> medida con el biómetro. En la gráfica no se representa el valor de ELP estimado por Barrett Universal II, ya que es un dato que se desconoce. Se observa en todos los ojos que la ALP<sub>REAL</sub> es menor que la ELP predicha por las fórmulas de 3<sup>o</sup> generación.



**Figura 14.** Representación de la ALP de cada uno de los ojos de la muestra, con la ELP estimada con las 3 fórmulas de estudio.

#### 4.5. ERROR REFRACTIVO POSTOPERATORIO Y CÁLCULO DEL ERROR REFRACTIVO CON OSLO.

Tras 3 o 4 semanas de la operación se realizó la refracción objetiva y subjetiva a todos los pacientes sometidos a la cirugía. Se determinó el error refractivo real (ER<sub>REAL</sub>), tanto de manera objetiva (ER<sub>REAL-OBJ</sub>) como subjetiva (ER<sub>REAL-SUBJ</sub>), así como en valor bruto y en valor absoluto (ver *Tabla 5*).

**Tabla 5.** Estadísticos descriptivos de los errores refractivos (ER y EA) de la población en estudio.

	ERROR REFRACTIVO OBJETIVO		ERROR REFRACTIVO SUBJETIVO	
	ER <sub>REAL-OBJ</sub> en valor absoluto (D) (EA <sub>REAL-OBJ</sub> )	ER <sub>REAL-OBJ</sub> en valor bruto (D) (ER <sub>REAL-OBJ</sub> )	ER <sub>REAL-SUBJ</sub> en valor absoluto (D) (EA <sub>REAL-SUBJ</sub> )	ER <sub>REAL-SUBJ</sub> en valor bruto (D) (ER <sub>REAL-SUBJ</sub> )
<b>Media ± SD</b>	0.31 ± 0.25	-0.03 ± 0.41	0.22 ± 0.24	-0.01 ± 0.33
<b>Máximo</b>	1.00	1.00	1.00	1.00
<b>Mínimo</b>	0.00	-0.62	0.00	-0.50

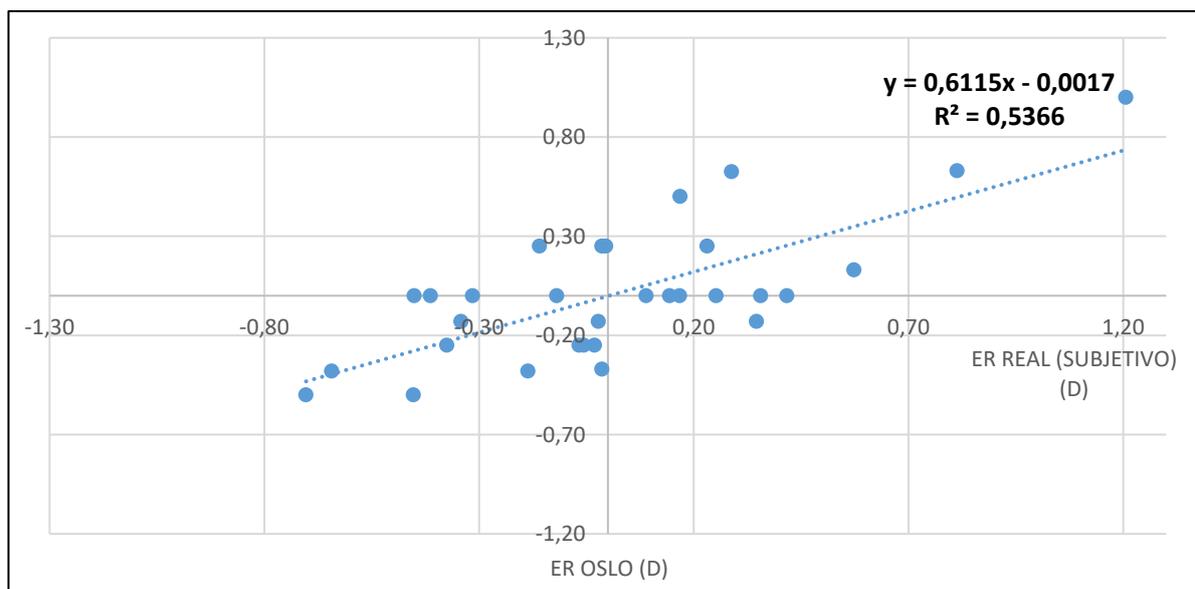
No existen diferencias clínicamente significativas (valores < a 0.25 D) entre el ER<sub>REAL-OBJ</sub> y ER<sub>REAL-SUBJ</sub>.

Se han establecido 4 categorías para valorar el éxito de la cirugía teniendo en cuenta el  $EA_{\text{REAL-SUBJ}}$  de cada uno de los ojos:

- Éxito alto, si el error es  $\leq 0.25$  D: en 28 ojos.
- Éxito moderado, si está entre 0.25 y 0.50 D: en 2 ojos.
- Éxito medio, si está entre 0.50 y 1.00 D: en 1 ojo.
- Éxito bajo, si el error es  $> 1.00$  D: en 0 ojos.

A continuación, se analiza la correlación entre el  $ER_{\text{REAL-SUBJ}}$  y el ER simulado en Oslo ( $ER_{\text{OSLO}}$ ) para cada uno de los ojos que comprenden la muestra en estudio. Para calcular el  $ER_{\text{OSLO}}$  se ha simulado cada uno de los ojos de la muestra en OSLO teniendo en cuenta sus parámetros geométricos y la LIO implantada (véase con más detalle el apartado 3.4).

En la *Figura 15* se muestra la correlación entre la  $ER_{\text{REAL-SUBJ}}$  de cada uno de los ojos de la muestra, con el  $ER_{\text{OSLO}}$ .



**Figura 15.** Correlación del  $ER_{\text{REAL-SUBJ}}$  de cada uno de los ojos de la muestra, con el  $ER_{\text{OSLO}}$ .

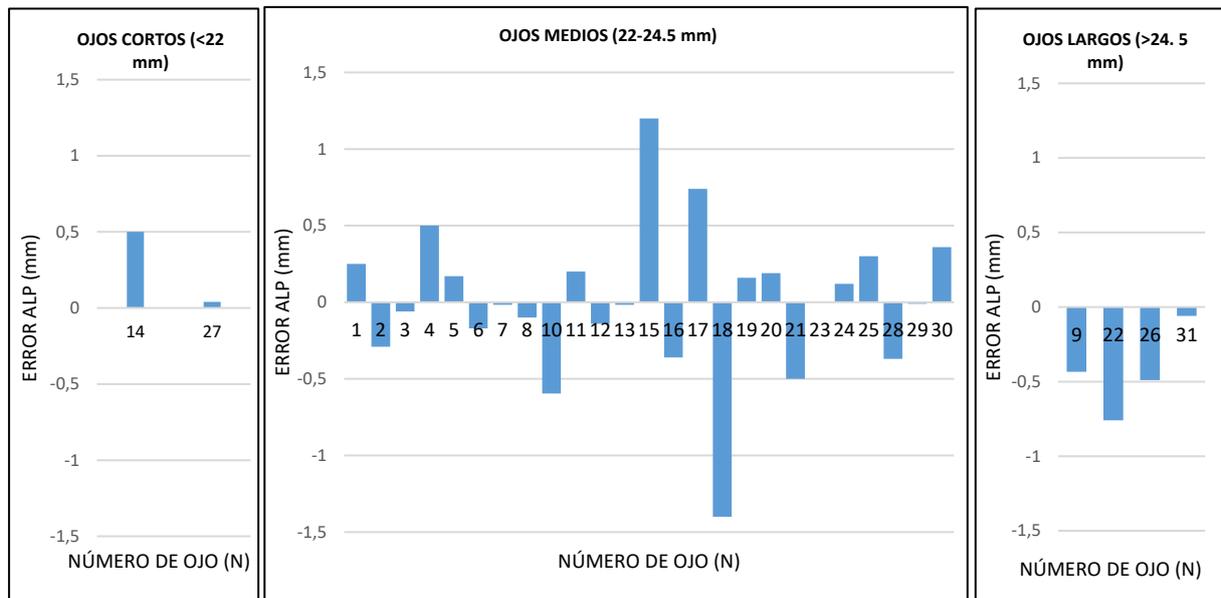
En la figura se muestra la línea de tendencia y el coeficiente de correlación ( $R^2$ ). A través de la ecuación que describe la línea de tendencia  $y=0.6115x-0.0017$  se observa que como la pendiente es  $< 1$ , el  $ER_{\text{REAL-SUBJ}}$  sobreestima los ER obtenidos con OSLO. Además, al ser  $R^2 > 0.5$  podemos considerar que el  $ER_{\text{REAL-SUBJ}}$  y el  $ER_{\text{OSLO}}$  guardan una relación lineal. (42)

#### 4.6. CÁLCULO CON OSLO DE LA ALP IDEAL.

Para el cálculo de la  $ALP_{\text{IDEAL}}$  se evalúa con OSLO el desplazamiento anterior o posterior de la LIO con el que se consigue que el error refractivo de cada ojo sea el mínimo.

Se estudia la correlación entre la  $ALP_{\text{REAL}}$  obtenida a través de la biometría óptica Lenstar para cada uno de los ojos, y la  $ALP_{\text{IDEAL}}$  calculada con OSLO. Se obtiene un valor de  $ALP_{\text{REAL}}$  de valor promedio  $4.40 \pm 0.24$  D, frente a un valor promedio de  $ALP_{\text{IDEAL}}$  de  $4.53 \pm 0.51$  D.

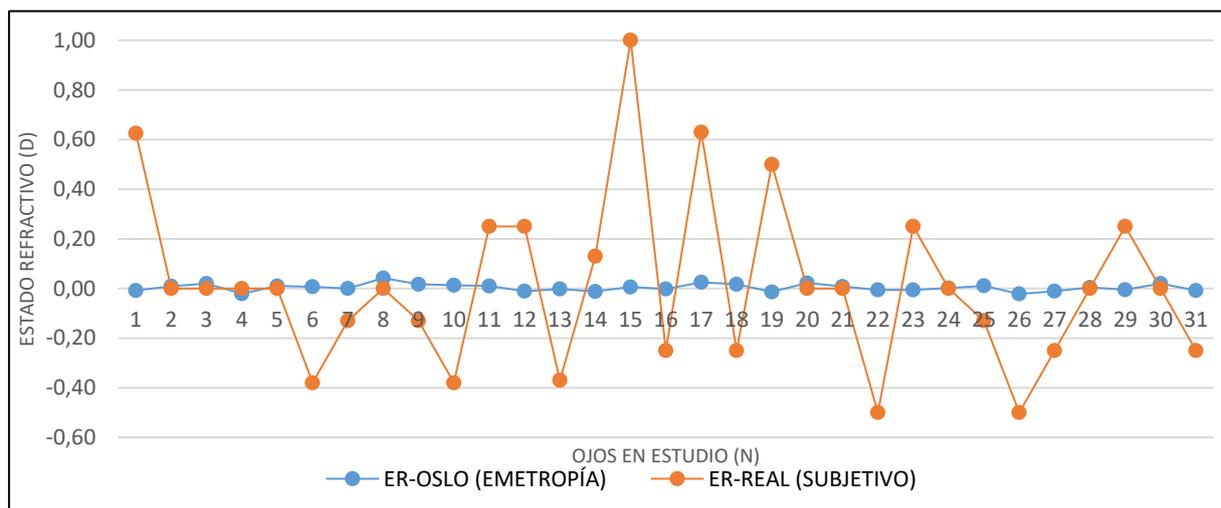
A partir de la diferencia entre la  $ALP_{REAL}$  y la  $ALP_{IDEAL}$ , se obtiene el  $ERROR_{ALP}$  ( $ERROR_{ALP}=ALP_{REAL}-ALP_{IDEAL}$ ) para cada uno de los ojos. En la *Figura 16* se muestra el  $ERROR_{ALP}$  en función de la AL.



**Figura 16.** Representación  $ERROR_{ALP}$  para cada uno de los ojos de la muestra en función de la longitud axial.

Se observa la tendencia de  $ERROR_{ALP}$  positivo para ojos cortos y  $ERROR_{ALP}$  negativo para ojos largos. En cambio, para ojos de AL media, existe variabilidad en los resultados, donde el  $ERROR_{ALP}$  en 13 de ellos es < que 0 mm y en 14 de ellos es > que 0 mm, encontrándose > error en los ojos nº 15, 17 y 18.

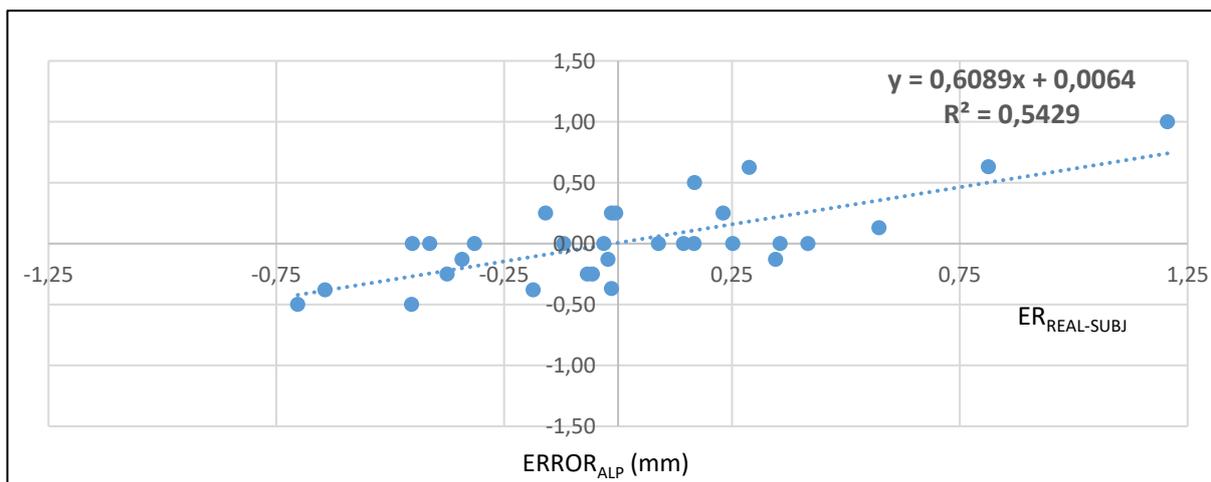
Posteriormente, se analiza el  $ER_{REAL-SUBJ}$  con el ER simulado en OSLO una vez se ha realizado el desplazamiento de la LIO, es decir, se ha dejado un estado lo más próximo a la emetropía en cada uno de los ojos en estudio. (*Figura 17*).



**Figura 17.** Comparativa del del  $ER_{REAL-OBJ}$  y ER hallado en OSLO en estado de emetropía.

En esta gráfica se observa que los ojos nº 15 y 17 presentan un  $ER_{REAL-SUBJ}$  mayor, coincidiendo con un  $ERROR_{ALP}$  también mayor que para el resto de los ojos.

En la *figura 18* se relaciona el  $ER_{REAL-SUBJ}$  en función del  $ERROR_{ALP}$ .



**Figura 18.** Correlación del  $ERROR_{ALP}$  y el  $ER_{REAL-SUBJ}$  en cada uno de los ojos en estudio.

En los ojos en los que la  $ALP_{REAL} > ALP_{IDEAL}$  ( $ERROR_{ALP}$  positivo), el  $ER_{REAL-SUBJ}$  tiene un valor positivo, es decir, hipermetrope. Ocurre lo mismo con los ojos con  $ALP_{REAL} < ALP_{IDEAL}$ , donde el  $ER_{REAL-SUBJ}$  tiene un valor negativo y quedan miopes.

## 5. DISCUSIÓN.

Actualmente la cirugía de cataratas se considera una cirugía refractiva, ya que tiene como objetivo sustituir el cristalino opacificado por una LIO y compensar el ER previo a la cirugía para lograr la mayor independencia de cualquier compensación óptica o quirúrgica. En la actualidad, se han producido grandes avances en las técnicas quirúrgicas, en los nuevos diseños de LIOs que proporcionan nuevas funcionalidades, así como en la medida de los parámetros preoperatorios, lo que conlleva unos resultados postoperatorios óptimos y con pocas complicaciones para el paciente. Además de lo comentado anteriormente, ha habido una evolución en las fórmulas de cálculo de la  $P_{LIO}$  y el éxito de ellas depende en gran medida de la estimación de la ELP.

En este estudio se analizan y comparan, para 31 ojos operados de cirugía de cataratas con implantación de una LIO, las  $P_{LIO}$  calculadas con las fórmulas SRK/T, Hoffer Q y Holladay I (fórmulas de tercera generación), con la realmente implantada a través de Barrett Universal II, considerada en la actualidad la fórmula gold standard. Además, se ha calculado (mediante un Excel elaborado) la ELP estimada con cada una de las fórmulas para realizar la comparativa con la  $ALP_{REAL}$  post-cirugía obtenida mediante biometría óptica Lenstar.

Aunque las fórmulas de 3ª generación están actualmente superadas por nuevos métodos de cálculo, son las que nos permiten obtener matemáticamente la ELP estimada, y como el objetivo conceptual del trabajo es precisamente la comparativa entre este valor estimado y el valor real de la posición final de la LIO, estas fórmulas nos han permitido buscar esta correlación.

El estudio se ha llevado a cabo con una LIO monofocal esférica (LIO Clareon de la casa comercial Alcon) que actualmente es novedad en el mercado. La característica que tiene esta lente es que se puede detectar ambas superficies (anterior y posterior) con el biómetro Lenstar empleado en este trabajo. Se decide utilizar dicha lente para conocer el comportamiento de esta plataforma, la cual se utilizará para futuros diseños de LIOs multifocales.

En los resultados obtenidos en el estudio existen diferencias clínicamente significativas ( $> 0.25$  D) entre la  $P_{LIO}$  estimada por SRK/T, Hoffer Q y Holladay I, y la realmente implantada (Barret Universal II) (ver la *figura 11*). Si se analiza la  $P_{LIO}$  en función de la AL se obtiene que la fórmula de Barrett Universal II calcula valores de  $P_{LIO}$  superiores al resto de las fórmulas. En ojos cortos y medios la fórmula SRK/T es la que estima una  $P_{LIO}$  más similar a la de Barret Universal II, siendo para ojos largos cuando más difiere la potencia para esas dos fórmulas. En el estudio de *Petros Aristodemou N, et al* (29) recomiendan el uso de la fórmula Hoffer Q para ojos cortos, la de Holladay I y Hoffer Q para ojos medios, y SRK/T para ojos largos. *Swadique M et al.* afirman que para ojos cortos la fórmula que obtiene mejores resultados refractivos es SRK/T. (43) En las guías de manejo de la catarata del adulto del NICE (National Institute for Health and Care Excellence) del Reino Unido(44) publicadas en octubre de 2017, se recomienda la fórmula de Hoffer Q para ojos con AL  $< 22$  mm. Para ojos con AL entre 25 y 26 mm, recomienda Barret Universal II o SRK/T, y para AL  $> 26$  mm el uso de SRK/T. Una limitación del presente estudio es no tener una muestra mayor de ojos cortos y largos, para obtener unos resultados más consistentes.

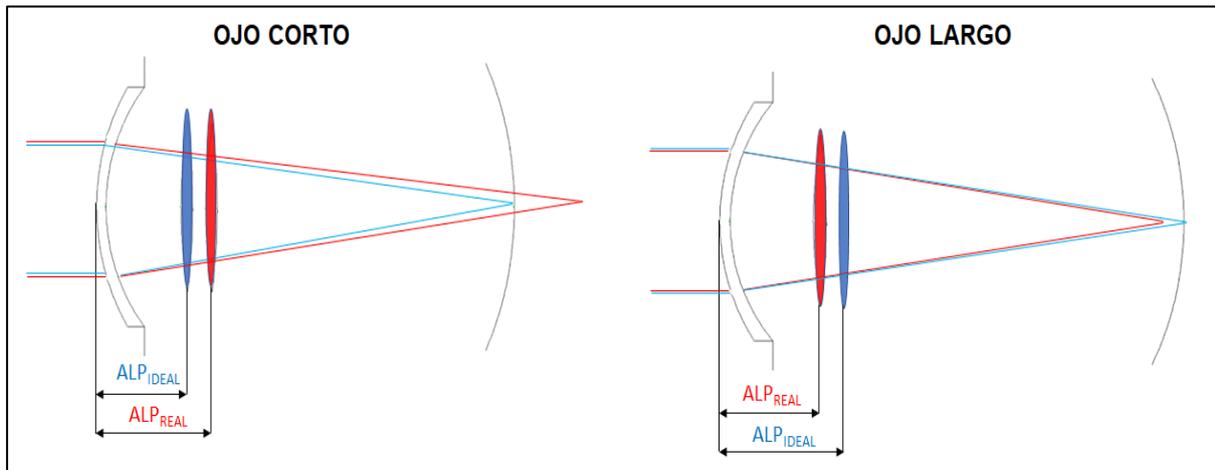
Las estimaciones de la ELP obtenidas con SRK/T, Hoffer Q y Holladay I (mediante el Excel elaborado) son superiores a la  $ALP_{REAL}$  obtenida por biometría óptica Lenstar tras 3-4 semanas de la cirugía, en aproximadamente 1 mm (ver la *figura 14*). Un error de 1 mm en la posición de la LIO para un ojo con unas características determinadas (potencia corneal de 43.00 D y  $P_{LIO}$  de 19.75 D) supone un error refractivo de 0.63 D. Hay que insistir en que la ELP no es una medida exacta, es un valor teórico basado en una estimación matemática, y por tanto no se corresponde con ninguna distancia anatómica; sin embargo, la ALP sí es una distancia anatómica exacta, valorada postoperatoriamente por diferentes tecnologías. Por tanto, la comparativa de ambos valores no refleja una diferencia real entre distancias anatómicas, sino una “relación” entre la predicción de la fórmula y la variación de la posición final de la LIO en dependencia de las estructuras del SA ocular (27).

Para ojos con SA corto ( $\leq 7.4$  mm) y medio (7.4-8 mm) todas las fórmulas utilizadas predicen una ELP muy similar. En el caso de SA largo ( $> 8.00$  mm), la máxima diferencia de ELP entre las diferentes fórmulas es de 0.20 mm. La estimación de la ELP predicha por la fórmula de 4ª generación Barrett Universal II, no puede compararse con las obtenidas a través de SRK/T, Hoffer Q y Holladay I, ya que dicha fórmula es privada y no está descrito su algoritmo predictor.

Estos resultados demuestran la importancia de la influencia de la longitud del SA, especialmente en ojos grandes para la estimación de la ELP y el cálculo de la  $P_{LIO}$ . Muchas veces se asocia que un ojo largo tiene un SA largo, un ojo corto un SA corto. Aunque en general suele ser así, esto no siempre sucede, a veces no hay concordancia entre el SA y la AL. Teniendo en cuenta que las fórmulas de 3ª generación son ciegas a la ACD, y pueden estimar erróneamente la ELP, sobreestimándola (induce residuales miópicos) o infraestimándola (induce residuales hipermetrópicos), el Dr. Aramberri, teniendo en cuenta un segmento anterior medio normal de 7.85 mm (ACD 3.25 mm + LT 4.60 mm), propuso los siguientes ajustes para dichas fórmulas (Holladay I, SRKT, Hoffer Q): para ojos con  $ACD + LT < 7.5$  mm si la  $P_{LIO}$  estaba entre +18.00 D y +25.00 D había que restar 0.50 D a la  $P_{LIO}$ . En cambio, para ojos con  $ACD + LT > 8.25$  mm si la  $P_{LIO}$  calculada estaba entre +18.00 D y +25.00 D había que sumar 0.50 D a la  $P_{LIO}$ , y si estaba entre +25.00 D y +31.00 D había que sumar +1.00 D a la  $P_{LIO}$ . (27)

En este trabajo se ha empleado el programa de trazado de rayos OSLO para analizar y comparar el ER proporcionado por el mismo ( $ER_{OSLO}$ ), a partir de las simulaciones de los sistemas ópticos oculares de la muestra, permitiendo compararlos con los obtenidos en la práctica clínica ( $ER_{REAL-SUBJ}$ ). De la comparación entre el  $ER_{OSLO}$  y el  $ER_{REAL-SUBJ}$ , se ha obtenido una correlación entre ellos (*véase figura 15*). Esto demuestra que OSLO es una herramienta útil para predecir en el preoperatorio el ER quirúrgico.

Por otra parte, este programa permite variar la posición de la lente para conseguir el mínimo ER, es decir, encontrar el  $ERROR_{ALP}$  (ver figura 19). Para alcanzar la emetropía en un ojo cuyo resultado refractivo ha sido un ojo hipermetrope, hubiese sido necesario una estimación de la posición de la LIO más anterior, y viceversa para ojos miopes.



**Figura 19.** Trazado de rayos de la  $ALP_{REAL}$  y la  $ALP_{IDEAL}$  en ojos cortos y largos.

Las principales limitaciones de este estudio han sido no tener una muestra mayor de ojos cortos y largos, para obtener unos resultados más contundentes en función de la AL, ya que la composición de la muestra es de 2 ojos cortos, 4 ojos largos y 25 normales. Otra limitación para realizar un análisis más exhaustivo ha sido la privacidad de la fórmula de Barrett Universal II, ya que se podría haber comparado los valores de ELP halladas a través de la misma, con las estimadas por SRK/T, Hoffer Q y Holladay I.

Un posible estudio futuro es seguir el mismo planteamiento para LIOs tóricas, determinando que fórmulas son más precisas en el cálculo de la  $P_{LIO}$  y estimación de la ELP. También se puede analizar las repercusiones refractivas que puede causar una rotación de una LIO tórica en la que se ha obtenido una  $ALP_{REAL}$  no deseada, e incluso la modificación del astigmatismo corneal e interno post-implante. Además, la herramienta OSLO permite analizar los estados refractivos post-cirugía de cataratas teniendo en cuenta parámetros específicos que no tienen en cuenta las fórmulas de 3º generación e incluso las de 4º. Algunos de ellos son la queratometría tanto de córnea anterior como de córnea posterior ( $K_{plana}$  y  $K_{curva}$ ), la asfericidad de ambas caras, el diámetro pupilar... esto permitiría también analizar la repercusión de la función pupilar en la calidad visual.

## 6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Chakraborty R, Ostrin LA, Nickla DL, Iuvone PM PM. Circadian rhythms, refractive development, and myopia. *Ophthalmic Physiol Optics*. 2018;217–45.
2. Bernal Reyes N, Arias Díaz A, Hormigó Puertas I, Roselló Leyva A. Actividades de la vida diaria y calidad de vida en adultos mayores operados de catarata. *Revista Mexicana de Oftalmología*. 2015;89(3):141–9.
3. Instituto Nacional de estadística (INE). Tasa de población con discapacidad diagnosticadas determinada de catarata. 2008.
4. Fernández García P. Analysis of the biomechanical stability of intraocular lens after cataract surgery. Trabajo de Fin de Grado Escuela de Ingeniería y Arquitectura. 2021;9–15.
5. Gil Arnal J. Evaluación de la calidad visual en pacientes implantados con lentes intraoculares multifocales. Tesis Doctoral en la Universidad Autónoma de Barcelona Departamento de Cirugía. 2019;18–40.
6. Barrionuevo Gallego M. Comparación de pruebas estructurales pre y post cirugía de cataratas. Trabajo de Fin de Grado en la Universidad de Zaragoza. 2015.
7. Arias Gallego A. Diseño y evaluación de perfiles de lentes intraoculares. Tesis de Grado en la Universidad Nacional de Colombia Sede Medellín. 2012;57.
8. Alió JL. Lentes de profundidad de foco extendida: sus tipos, sus luces y sus sombras. *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología*. 2021;(96):507–8.
9. Biómetro óptico LENSTAR LS 900. Instituto oftalmológico Dr. Aisenberg.
10. Serrano P, Prado-Serrano A, Nayat D, Nava-Hernández G. Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares ¿Cómo evitar la sorpresa refractiva? Vol. 83, *Rev Mex Oftalmol*; Septiembre-octubre. 2009.
11. Gómez Lara FJ. Comparación de fórmulas biométricas en el cálculo de lentes intraoculares mediante el uso de biometría óptica. Universidad Politécnica de Cataluña. 2013;8–31.
12. Thompson JT, Maumenee AE, Baker C. A new posterior chamber intraocular lens formula for axial myopes. *Ophthalmology*. 1984; 91:484–8.
13. Retzlaff J, Sanders DR, Kruff MC. Lens power calculation. A manual for Ophthalmologists & Biometrist Thorofare: Slack. 1990.
14. Yalvac IS, Nurozler A, Unlu N. Calculation of intraocular lens power with the SRK II formula for axial high myopia. *Eur J Ophthalmol*. 1996; 6:375–8.
15. Ridley H. Intraocular acrylic lenses: A recent development in the surgery of cataract. *Br J Ophthalmology*. 1952;36:113.
16. Aramberri J, Mendicute J. Biometría, fórmulas y manejo de la sorpresa refractiva en la cirugía de catarata. Sociedad española de cirugía ocular Implanto-Refractiva Tecnimedia Editorial S L. 2000.
17. Binkhorst RD. Selection of intraocular lens power. *Contemporary Ophthalmology*. 1980;1:1–8.
18. Fyodorov SN, Kolonko AI. Estimation of optical power of the intraocular lens. *Vestnik Oftalmologic*. 1967;4:27–41.
19. Varela García M. Fórmulas para el cálculo de potencia de lentes intraoculares a implantar en cirugía de catarata. Trabajo de Fin de Grado en la Universidad de Zaragoza. 2020;10–6.
20. Savini G, Barboni P, Zanini M. Review of IOL power calculation: a theoretical analysis of proposed formulas. *Oftalmología*. 2006;113(8):1271–82.
21. Mahdavi S, Holladay J. IOLMaster® 500 and Integration of the Holladay 2 Formula for Intraocular Lens Calculations. *European Ophthalmic Review*. 2011;05(02):134.
22. 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. 2016;142–9.
23. Retzlaff J, Sanders D, Kruff M. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 1990;16(3).
24. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 1993;19(6).
25. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 1992;18(2):125–9.

26. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand.* 2007;
27. Castro FJ. Fórmulas y estimación de la posición de la lente intraocular. In: J. Aramberri and F. Ribeiro, ed., *Cálculo de la lente intraocular*, 1st ed. Madrid: SECOIR. 2022;321.
28. Fogal BJ. Mejora de la precisión de los resultados de las lentes intraoculares: una evaluación de las determinaciones de longitud axial, queratometría y fórmulas de LIO. *Clínicas de Oftalmología de América del Norte.* 2006; Diciembre.
29. Petros Aristodemou NE, Knox Cartwright JM, Sparrow RLJ. Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry. *Journal of Cataract & Refractive Surgery.* 2011;37(1):63–71.
30. Donoso R, Mura JJ, López M, Papic A. Emotropización en cirugía de cataratas. Buscando la mejor fórmula de cálculo de potencia de LIO según la longitud de los ojos. *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología.* 2003;78(9):477–80.
31. Stacy Bang, Erica Edell, Qilu Yu, Kim Pratzler, Walter Stark. Accuracy of Intraocular Lens Calculations Using the IOLMaster in Eyes with Long Axial Length and a Comparison of Various Formulas. *Ophthalmology.* 2011;188(3):503–6.
32. Retzlaff J, Donald R, Sanders M, Manus C, Kraff M. Desarrollo de la fórmula de cálculo de potencia del implante de lente intraocular SRK/T. *Revista de Cataratas y Cirugía Refractiva.* 1993;19(6):700–12.
33. Kenneth J. Hoffer M.D. La fórmula Q de Hoffer: Una comparación de fórmulas teóricas y de regresión. *Revista de Cataratas y Cirugía Refractiva.* 1990.
34. Robert E, James P, Myra C. Resultado refractivo y visual de los casos de catarata hiperópica operados antes y después de la implementación de la fórmula Holladay II. *Revista de Oftalmología.* 1998;105(9):1759–64.
35. Xianfang Rong M. Cálculo de la potencia de la lente intraocular en ojos con miopía extrema: comparación de las fórmulas de Barrett Universal II, Haigis y Olsen. *Revista de Cataratas y Cirugía Refractiva.* 2019;45:732–7.
36. Wang L, Mahmoud AM, Anderson BL, Koch DD, Roberts CJ. Total corneal power estimation: ray tracing method versus gaussian optics formula. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2011;52(3):1716–22.
37. Bernales López O. Cálculo de lentes intraoculares. Trabajo de Fin de Grado de la Universidad de Terrassa. 2020.
38. Hernández Miranda I, Raúl Hernández S, Rio Torres M, Ruíz Rodríguez Y. Evaluación del equipo de interferometría óptica de coherencia parcial (Lenstar) en la biometría ocular. *Forum Sociológico.* 2020;(37):67–71.
39. Rodilla Trujillo M. Estudio del segmento anterior de ojos con queratocono con queratocono mediante el Oculus Pentacam HR. Trabajo Final de Grado en la Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa. 2013;
40. Matinez León P. Comparacion de los valores queratométricos de la superficie anterior de la córnea arrojados por el topografo corneal tome4 y el Pentacam Oculus. Trabajo de Fin de Grado en la Universidad de la Salle. 2008.
41. Iskander R, Brett D, Michael C, Franklin R. Refracción objetiva de aberraciones monocromáticas del frente de onda a través de polinomios de potencia de Zernike. *Óptica oftálmica y fisiológica.* 2007; 27:245–55.
42. Rodríguez K. Correlación lineal y análisis de regresión - Mapa conceptual. Universitat Oberta de Catalunya. 2004;
43. Swadique M, Nazia D, Mol S. Comparison of accuracy of SRK/T and Hoffer Q formula in short eye balls. *National Journal of Medical and Allied Sciences.* 2015; 14(1):56–61.
44. *Cataracts in adults: management.* National Institute for Health and Care Excellence (NICE). 2017; Octubre.

## 7. ANEXOS.

### ANEXO 1

#### FÓRMULAS EMPÍRICAS.

##### FÓRMULA EMPÍRICA SRK

$$P = A - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K$$

##### FÓRMULA EMPÍRICA SRK II

$$P = A - 2,5 \cdot AL - 0,9 \cdot K + C$$

- Si  $AL < 20 \text{ mm} \rightarrow C=3$
- Si  $AL \geq 20 \text{ mm}$  Y  $< 21 \text{ mm} \rightarrow C=2$
- Si  $AL \geq 21 \text{ mm}$  Y  $< 22 \text{ mm} \rightarrow C=1$
- Si  $AL \geq 22 \text{ mm}$  Y  $< 24,5 \text{ mm} \rightarrow C=0$
- Si  $AL \geq 25 \text{ mm} \rightarrow C = -0,5$

Figura 5. Fórmulas empíricas SRK y SRK II.

#### FÓRMULAS TEÓRICAS DE PRIMERA GENERACIÓN.

<b>BINKHORST</b>	$P = \frac{n - kL}{(L - ACD_{postop}) \left( 1 - \frac{ACD_{postop}^k}{n} \right)}$	$n=4/3$ Binkhorst $ACD_{preop} = \frac{L}{23.45} ACD_{preop}$
<b>FYODOROV</b>	$P = \frac{1.336 - kL}{(L - ACD_{postop}) \left( 1 - \frac{ACD_{postop}^k}{1.336} \right)}$	Se considera el índice de refracción $n=1.336$
<b>VAN DER HEIJE</b>	$P = \frac{n}{L - ACD_{postop}} - \frac{1}{\frac{1}{L} - \frac{ACD_{postop}}{n}}$	Se considera el índice de refracción $n=1.336$
<b>COLENBRANDER</b>	$P = \frac{1.336}{L - ACD_{postop} - 0.05} - \frac{1.336}{\frac{1.336}{k} - ACD_{postop} - 0.05}$	Se considera el índice de refracción $n=1.336$
<b>THIJSEN</b>	$P = \frac{n}{L - ACD_{postop} - t_{n_i}^n} - \frac{n}{\frac{n}{k} - ACD_{postop} - t}$	t: espesor de la LIO $t_i$ : índice de refracción de la LIO

Figura 6. Fórmulas teóricas de primera generación.