



**Universidad**  
Zaragoza



Facultad de Ciencias  
**Universidad Zaragoza**

# Trabajo fin de grado

“Fórmulas para el cálculo de la potencia de lentes intraoculares a implantar en cirugía de catarata”

Autora

Marina Varela García

Directores

Enrique Mínguez Muro

Jesús María Castillo Laguarda

Facultad de Ciencias / Óptica y Optometría

2020

# ÍNDICE

1	RESUMEN.....	2
2	JUSTIFICACIÓN .....	3
3	INTRODUCCIÓN.....	4
3.1	EVOLUCIÓN DE LA CIRUGÍA DE CATARATA.....	4
4	CÁLCULO DE LIO.....	6
4.1	MEDIDAS PREOPERATORIAS .....	6
4.1.1	BIOMETRÍA OCULAR.....	7
4.1.2	QUERATOMETRÍA OCULAR.....	10
4.1.3	PROFUNDIDAD DE CÁMARA.....	11
4.1.4	MEDIDA BLANCO-BLANCO .....	12
4.1.5	ESPESOR CRISTALINO .....	12
4.2	LENTE INTRAOCULARES .....	12
4.2.1	SEGÚN SUS CARACTERÍSTICAS ÓPTICAS .....	12
4.2.2	SEGÚN DISEÑO Y FORMA .....	15
4.2.3	SEGÚN EL MATERIAL.....	16
4.3	FÓRMULAS PARA EL CÁLCULO DE LIO .....	16
4.3.1	FÓRMULAS TEÓRICAS DE 1ª GENERACIÓN .....	18
4.3.2	FÓRMULAS TEÓRICAS DE 2ª GENERACIÓN .....	19
4.3.3	FÓRMULAS EMPÍRICAS.....	19
4.3.4	FÓRMULAS DE 3ª GENERACIÓN .....	20
4.3.5	FÓRMULAS DE 4ª GENERACIÓN .....	22
5	CONCLUSIONES.....	25
6	BIBLIOGRAFÍA.....	26
7	ANEXOS.....	31
7.1	ANEXO I: CONSTANTES DE LA LIO.....	31
7.2	ANEXO II: TABLA I .....	33

## 1 RESUMEN

Actualmente, la cirugía de extracción de la catarata es la intervención quirúrgica oftalmológica más común junto con la cirugía refractiva. El número de casos está en crecimiento debido al aumento de la esperanza de vida.

**Objetivo:** El objetivo de este trabajo consiste en revisar las diferentes fórmulas que existen, desde los inicios hasta la actualidad, para estudiar su comportamiento y fiabilidad en el cálculo de la potencia de la lente intraocular a implantar en cirugía de catarata, con diferentes datos biométricos.

**Métodos:** Para llevar a cabo la investigación se ha realizado una revisión sistemática de artículos científicos relacionados con el medio, consultando las bases de datos de Pubmed, Alcorze y el repositorio Zaguán.

**Conclusión:** Las fórmulas para el cálculo de LIO han ido avanzando a lo largo del tiempo y siguen desarrollándose para conseguir una mejor predicción de la potencia de la LIO, y así conseguir en la cirugía de catarata un resultado final de completa emetropía, dotando al paciente de una mejor calidad visual y de vida.

**Palabras clave:** cirugía de catarata, biometría óptica, lente intraocular, fórmulas cálculo LIO.

## 2 JUSTIFICACIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud, la OMS, la catarata es la primera causa de ceguera evitable en el mundo, y la segunda causa de disminución de la visión, después de los errores refractivos no corregidos.<sup>(1)</sup> En los países desarrollados es la patología más operada. Su prevalencia es cada vez mayor ya que sigue aumentando la esperanza de vida y, por lo tanto, el envejecimiento de la población.<sup>(2)</sup>

En nuestro medio, la intervención quirúrgica oftalmológica más común es la cirugía de catarata e implante de lente intraocular (LIO). Debido a la necesidad de una mejor calidad visual la oftalmología y sus técnicas quirúrgicas han ido evolucionando en este campo. La extracción del cristalino puede abordarse por diferentes métodos, en nuestro medio la técnica más habitual es la facoemulsificación, en la que se deshace el cristalino por medio de un emisor de ultrasonidos. Se aspira y se reemplaza por una lente intraocular artificial.<sup>(3)</sup>

Para que el paciente tenga el mejor resultado posible, la cirugía de catarata sigue evolucionando, para que cada vez las incisiones sean más pequeñas, se reduzcan las complicaciones y las recuperaciones sean más rápidas.

En la actualidad la extracción de la catarata se ha convertido en una cirugía en la que también se busca un resultado refractivo. No sólo se pretende recuperar la visión, sino que también se persigue disminuir la dependencia del paciente de la compensación óptica postoperatoria. Es preciso realizar correctamente el cálculo de la LIO a implantar para que, junto con el proceso quirúrgico, el resultado sea exitoso.<sup>(4)</sup>

Por ello el papel de Óptico Optometrista es conocer todas las técnicas y fórmulas para el cálculo de las lentes intraoculares para obtener el mejor resultado posible.

### 3 INTRODUCCIÓN

Por catarata entendemos la opacificación del cristalino, lo que impide el paso de la luz provocando la pérdida parcial o total de la visión. La mayoría de las cataratas están asociadas a la edad.<sup>(5)</sup> Por el envejecimiento, los procesos oxidativos que afectan al organismo también actúan sobre el cristalino, que con el tiempo va perdiendo su elasticidad y capacidad de enfoque (presbicia) y posteriormente su transparencia (catarata). Es por esto, que más del 50% de los mayores de 65 años estén afectados por esta patología.<sup>(6)</sup>

También puede aparecer por otros factores como condicionantes genéticos, traumatismos, enfermedades oculares como la alta miopía o la uveítis, por enfermedades como la diabetes, o por el consumo de algunos fármacos como los corticoides.<sup>(6)</sup> Además, existen las cataratas congénitas en las que ya están presentes en el nacimiento, o se desarrollan durante los primeros años de vida.<sup>(7)</sup>

Hasta el momento no existe ninguna terapia que evite el desarrollo o la progresión de las cataratas, el único tratamiento efectivo es la extracción quirúrgica del cristalino opacificado.<sup>(8)</sup>

#### 3.1 EVOLUCIÓN DE LA CIRUGÍA DE CATARATA

El término catarata es conocido desde la antigüedad, proviene del griego *υπόχυσις* (kataráktēs), que significa caída de agua. Los latinos lo llamaban *suffusio*, lo definían como una extravasación y coagulación de los humores que se encontraban detrás del iris. Los árabes lo llamaban *agua blanca*.<sup>(9)</sup>

El caso de catarata documentado más antiguo es conocido por el descubrimiento de una estatua egipcia, de entre el 2457 y 2467 a.C., en la que se representa al sacerdote *Ka-āper* en la que se puede observar un reflejo pupilar blanco en el ojo izquierdo. (ilustración 1)<sup>(9)</sup>



*Ilustración 1. Detalle del reflejo pupilar blanco en el ojo izquierdo que indica una catarata*



*Ilustración 2. Pintura mural en la tumba del maestro constructor Ipwy en Tebas (alrededor de 1200 a.c.). Un oculista trata el ojo de un trabajador.*

En una pintura mural de El maestro constructor Ipwy en Tebas, de 1200 a.C., se ve a un oculista que trata el ojo de un artesano, la escena podría interpretarse como una cirugía de cataratas, la primera datada. (ilustración 2)

La mayor evolución de la cirugía de catarata fue en la segunda mitad del siglo XX., aunque su historia se remonta casi 4 siglos atrás, inicialmente con las técnicas básicas del abatimiento, y más tarde la extracción de la catarata.

La técnica de abatimiento de la catarata consistía en introducir por el limbo inferior una lanceta afilada hasta la cámara anterior y con una espátula roma, se abatía el cristalino hasta que caía en la cavidad vítrea, fuera del eje de visión.

Es posible que esta técnica se realizara hace miles de años ya que, en la tumba del cirujano faraónico más antiguo conocido, *Skar*, se encontraron escritos en las paredes, así como 30 utensilios quirúrgicos de bronce, incluyendo algunas lancetas, con más de 4.000 años de antigüedad, lo que indicaban que ya se ejercía en el antiguo Egipto.

Esta técnica fue utilizada a lo largo de la historia, fue desde la India a Alejandría, y de ahí a Grecia y Roma. Para los casos en el que el abatimiento no se podía aplicar, se recomendaba hacer una incisión en la cápsula anterior del cristalino para propiciar la reabsorción de la catarata. Esta técnica fue denominada discisión. Por su simplicidad, fue un procedimiento utilizado hasta el siglo XVIII y aún en la actualidad se utiliza en Yemen y otras partes de África. A pesar de que ha sido muy utilizado, es un método poco efectivo y peligroso, además los pacientes no recuperan la visión.

El cirujano francés Jacques Daivel practicó por primera vez, en 1747, una extracción extracapsular de la catarata, técnica de rápida ejecución que consistía en una gran incisión en la córnea inferior, después, a través de la pupila, se rasgaba la cápsula anterior del cristalino y, mediante presión digital, se extirpaba el cristalino. Por último, se restablecía la pupila en su sitio y se vendaba el ojo.<sup>(10)</sup>

En 1748, el cirujano Georg Joseph Beer, llevó a cabo la extracción intracapsular del cristalino, consistente en la extracción del cristalino junto con la cápsula posterior por medio de una incisión en la córnea superior. Con esta técnica la recuperación era mucho más rápida y el postoperatorio mejor, y se evitaba la opacificación de la cápsula posterior. Por su complejidad no se implantó hasta el siglo XIX.<sup>(11)</sup>

Durante años hubo discusiones sobre cuál de los dos procedimientos, extracción intracapsular o la extracapsular, era el más adecuado. Aun así, el problema que quedaba por resolver era que debido a la afaquia que se creaba, el paciente debía llevar gafas de unas 12 dioptrías toda su vida.

En la segunda mitad del siglo XX, a partir de los estudios del oftalmólogo Harold Ridley concibe la idea de sustituir el cristalino cataratoso. Ridley atendió a un piloto herido de guerra de la segunda guerra mundial con fragmentos del cristal del avión en los ojos. El material utilizado para los aviones era polimetacrilato (PMMA) y pudo observar que los fragmentos de cristal retenidos eran muy bien tolerados por los tejidos oculares y no provocaban ninguna reacción inflamatoria. Esto le inspiró a fabricar con este material las primeras LIOs. El 29 de noviembre de 1949 implantó con éxito la primera LIO de PMMA. Fue implantada entre el iris y el remanente de la cápsula posterior. Así quedó constituida la *primera generación de LIO*.<sup>(9,12)</sup>

En 1963, el oftalmólogo neoyorkino Charles D. Kelman<sup>(13)</sup>, introdujo la técnica de la faoemulsificación inspirado por la sonda ultrasónica de su dentista, con las que se realizaban

las limpiezas dentales.<sup>(14)</sup> Este método consiste en emulsionar el núcleo del cristalino mediante una sonda de ondas ultrasónicas producidas por una aguja que vibra a alta frecuencia, para poder aspirarlo a través de una pequeña incisión corneal, escleral o limbar, de unos 2-3mm actualmente, y así eliminar las cataratas.<sup>(15)</sup> Este procedimiento tiene como ventajas que, disminuye el astigmatismo postoperatorio, tiene una recuperación visual más rápida y la estabilidad de la herida operatoria es mejor.<sup>(16)</sup> Es la técnica más común en los países desarrollados y se realiza bajo anestesia local.<sup>(3)</sup>

Actualmente, se utilizan lentes plegables que pueden implantarse a través de una incisión de tan sólo 2mm o incluso inferior. Se realiza mediante cirugía ambulatoria y la recuperación es casi inmediata, la tasa de éxito está por encima del 90%.<sup>(17)</sup>

Las lentes intraoculares y las técnicas para su implantación se han convertido en una disciplina dentro de la oftalmología, la "implantología". Se utilizan tanto para corregir la afaquia, como para compensar los defectos clásicos de la refracción. Contamos con modelos de lentes rígidas (fabricadas con PMMA) o plegables (materiales acrílicos o siliconas). Su óptica puede ser monofocal, multifocal o tórica y además se diseñan LIOs con otras características peculiares: acomodativas, o pseudoacomodativas para el tratamiento de la presbicia, basadas en el telescopio de Galileo para las maculopatías. Cada vez se utilizan más como sistema de compensación óptica y de ahí la importancia de contar con métodos precisos que nos permitan determinar cuáles deben ser sus características.

Lo último en cirugía de catarata es utilizar el láser de femtosegundo para hacer las incisiones, la capsulorrexis y la fractura del núcleo. Pero lo demás se hace con ultrasonido. Tiene como ventaja que los cortes son altamente reproducibles.<sup>(18)</sup>

El objetivo es avanzar en esta técnica y conseguir que las cirugías sean cada vez menos invasivas, incisiones más pequeñas y disminuir las complicaciones.

## 4 CÁLCULO DE LIO

Para que un paciente, tras la cirugía de catarata, quede con la refracción postoperatoria deseada, teniendo en cuenta que no haya habido ningún problema en la cirugía y que la lente se haya implantado en el lugar adecuado, es necesario que las medidas preoperatorias sean exactas y que la fórmula elegida para el cálculo de la potencia de la LIO sea la precisa para ese paciente en concreto. Para el cálculo de la LIO se seguirían los siguientes pasos: medidas preoperatorias, cálculo de LIO y comprobación de resultados.<sup>(19,20)</sup>

### 4.1 MEDIDAS PREOPERATORIAS

Las medidas preoperatorias más importantes para el cálculo de la LIO son la queratometría (K) y la longitud axial (LA), que pueden medirse con el biómetro. Como la LIO va a formar parte del sistema óptico ocular junto con la córnea, es importante saber qué potencia tiene esta, para que funcionen correctamente en conjunto, es decir, para que focalicen en la retina.

Además, para saber dónde implantar la lente necesitamos saber la distancia entre la lente y la córnea, que se puede medir también con el biómetro.

#### 4.1.1 BIOMETRÍA OCULAR

Es una técnica de medida que permite conocer las dimensiones de determinadas partes del globo ocular.

El biómetro ocular mide las distancias entre las superficies oculares internas: la distancia entre córnea y cristalino (amplitud de cámara anterior), espesor del cristalino, la amplitud de cámara vítrea y la longitud axial.

Estas distancias pueden medirse mediante ultrasonidos, con el biómetro ultrasónico, o con luz, con el biómetro óptico. En ambos casos el principio básico es el mismo, se envían ondas (sonoras o luminosas) al interior del ojo y se analizan sus ecos o reflejos para deducir las distancias buscadas.<sup>(20)</sup>

##### 4.1.1.1 BIOMETRÍA ULTRASÓNICA

El biómetro ultrasónico mide la longitud axial, definida como la distancia desde el epitelio corneal a la membrana limitante interna. Durante años el más usado fue el "Gold standard" hasta que fue desbancado por la nueva tecnología óptica.<sup>(21)</sup>

El rango de audición del oído humano es entre 20Hz y 20KHz. Por debajo de los 20Hz son los infrasonidos y por encima de los 20KHz los ultrasonidos, que son las ondas que se usan en la biometría ultrasónica para medir las distancias intraoculares.

Cuando un conjunto de ondas de ultrasonido incide en un tejido, por ejemplo, la córnea humana, parte del haz es transmitido, parte reflejado y parte de la energía sonora se pierde en dispersión y absorción. Cuando el conjunto de ondas pasa de un medio a otro con diferente índice de refracción, por la propiedad de la reflexión, es posible la localización de esa superficie, registrándose una onda-pico o eco (deflexión). La parte del conjunto de ondas transmitido medirá la siguiente superficie más profunda, por esto es importante la capacidad de penetración del sonido en el tejido, que depende principalmente de la frecuencia. A mayor frecuencia menor penetración del sonido, pero mayor resolución, y viceversa. Las ondas para biometría ocular trabajan en torno a los 8-10MHz, a partir de ahí, según la necesidad se puede ir variando.<sup>(19,20)</sup>

En una ecografía en modo A, el ecograma es una imagen lineal con picos, ya que sólo se recogen los ecos que se reciben en la misma dirección de incidencia de propagación del ultrasonido. Mientras que, en una ecografía en modo B, se recogen los ecos de un plano de medida, así que obtenemos una imagen bidimensional. En el caso de la cirugía de cataratas, para el cálculo de la LIO, se suele utilizar la biometría en modo A.<sup>(21)</sup>

El sonido viaja a distinta velocidad dependiendo de la densidad del medio en el que se transmite, siendo mayor en los medios más densos. La velocidad media en el cuerpo humano es de 1,555m/s, pero en el ojo, los diferentes tejidos tienen diferentes velocidades. Las velocidades en los tejidos oculares son: córnea y cristalino, 1,641m/s, humor acuoso y humor vítreo, 1,532m/s, y 1.550m/s la retina. Normalmente se aplica una velocidad media de 1,550m/s si es un ojo fájico, o 1,532m/s si es afájico.<sup>(19,20)</sup>

Para calcular el espacio que ha recorrido el ultrasonido se utiliza una de las fórmulas fundamentales de la física:  $espacio = velocidad \times tiempo$  ; teniendo en cuenta que la onda hace recorrido de ida y vuelta:  $espacio = velocidad \times tiempo/2$

La formación de los ecos puede verse afectada principalmente por la ganancia y el ángulo de incidencia. La ganancia es un parámetro variable que corresponde al grado de amplificación de los ecos. A mayor ganancia, mayor amplitud, mayor sensibilidad y mayores serán los ecos, pero la medida será menos exacta ya que la resolución es peor. El ángulo de incidencia es muy importante, ya que cuando sea perpendicular la sonda al ápex corneal, es decir, cuando el ángulo de incidencia coincida con el eje visual, la amplitud será máxima. Al aumentar el ángulo de incidencia la amplitud del eco se va reduciendo.<sup>(19,20)</sup>

Existen dos tipos de biometría ultrasónica, de contacto y de inmersión. Las dos técnicas utilizan los mismos principios, en la biometría de contacto, el ultrasonido pasa directamente de la sonda a la córnea y la de inmersión el sonido viaja desde la sonda a la córnea a través de un medio acuoso y no requiere contacto sonda-córnea. Cada una produce un ecograma diferente, en el de contacto se obtienen 4 ecos (córnea, superficie anterior y posterior del cristalino y la retina) y en el de inmersión se obtienen 5 ecos (el primero es la interfase sonda-líquido seguido de los 4 anteriores). Pudiendo así conocer la distancia entre estas superficies y, por tanto, la longitud axial que es la suma de todas. Para llevar a cabo esta medición es necesario anestesiarse la superficie de la córnea.<sup>(19,20)</sup>

#### 4.1.1.2 BIOMETRÍA ÓPTICA

El biómetro óptico mide la longitud axial tomando esta como la distancia entre el epitelio corneal y el epitelio pigmentario de la retina.<sup>(21)</sup>

Esta biometría está basada en los principios de la interferometría óptica de coherencia parcial. Se emplea una fuente de luz, en vez de ondas sonoras. La luz puede interferir produciendo patrones de interferencia, pero sólo si es luz coherente, por esto se utiliza luz láser. Esta técnica se basa en la proyección de luz de coherencia parcial en el globo ocular y la medición de la reflexión de los haces sobre las distintas superficies oculares. Para que las medidas no sean sensibles a los movimientos longitudinales del ojo se utiliza la córnea como superficie de referencia. Dependiendo del instrumento, están basados en diferentes técnicas de interferometría.

##### 4.1.1.2.1 Interferometría parcialmente coherente (PCI)

Zeiss utilizó esta técnica en su primer biómetro óptico IOLMaster (Carl Zeiss Meditec)<sup>(22)</sup>, tras una evolución en sus modelos, presentó el IOLMaster 500, que fue considerado Gold Standard durante años.<sup>(23)</sup> Este biómetro está basado en interferometría óptica parcialmente coherente. El instrumento emite un haz de luz láser diodo de 780nm, atraviesa un divisor de haz que genera dos haces de luz, cada uno toma un camino óptico diferente, uno atraviesa los medios intraoculares y el otro es reflejado en la primera interfase corneal, provocando así, entre los dos haces, interferencias constructivas que son interpretadas por el interferómetro como

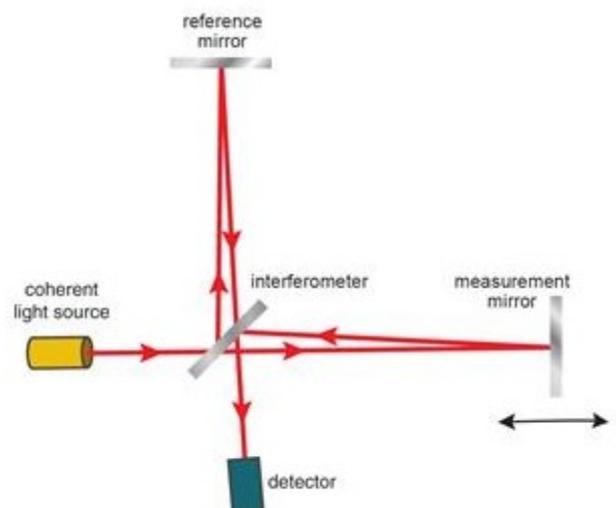


Ilustración 3. Trazado de rayos PCI

medidas de retraso físico entre diferentes interfases.

El IOLMaster 500® también mide la queratometría mediante el análisis de la reflexión de 6 LED posicionados en una circunferencia de 2.4mm de zona óptica central. También mide la profundidad de cámara anterior mediante una hendidura lateral.

Existen otros biómetros basados en esta técnica. El AL-Scan® utiliza un diodo superluminiscente de 830nm y también cuenta con queratómetro, que toma las medidas en los 2,4 y 3,3 mm centrales.<sup>(24)</sup>

#### 4.1.1.2.2 Interferometría óptica de baja coherencia (OLCI)

Esta técnica es la misma que la de coherencia parcial, pero usa una longitud de onda mayor, un diodo superluminiscente de 820-830nm, por lo que penetra mejor y se obtienen mejores resultados en medios con alteraciones de transparencia. También proporciona medidas de longitud axial, queratometría, profundidad de cámara anterior (ACD) y medida del diámetro corneal horizontal (blanco-blanco).

El biómetro Aladdin® utiliza esta técnica, es uno de los más utilizados. Incorpora un topógrafo corneal de reflexión de discos de plácido, realiza mediciones en los 3, 5 y 7 mm centrales. Para casos con irregularidad corneal, en vez de utilizar el topógrafo, utiliza 8 LEDs infrarrojos como queratómetro adicional.<sup>(25)</sup> La profundidad de cámara anterior la mide mediante un haz de luz horizontal para evitar interferencias en la medición por ptosis palpebral. También mide el diámetro corneal horizontal y la pupilometría.<sup>(26)</sup>

Tanto la interferometría parcialmente coherente como la de baja coherencia no detectan el cristalino, necesitan una luz adicional, lateral u horizontal, dependiendo del biómetro, para poder tomar las medidas de cámara anterior. Por esto mismo, tampoco pueden medir el grosor del cristalino.

#### 4.1.1.2.3 Reflectometría óptica de baja coherencia (OLCR)

El primer instrumento comercializado en usar esta tecnología es el Lenstar 900®, que utiliza un diodo superluminiscente de 820nm. Su principal ventaja es que ofrece una imagen parecida a la imagen ecográfica del biómetro de ultrasonidos en modo A, toma medidas de longitud axial, profundidad de cámara anterior y paquimetría corneal central. También puede medir el grosor del cristalino ya que sí lo detecta. La queratometría la realiza mediante dos anillos concéntricos con 32 LEDs, distribuidos en dos círculos de 1,65 y 2,30 mm de diámetro de zona óptica.<sup>(27)</sup>

También está basado en esta tecnología el Galilei G6® que, además, incluye topografía de plácido y dos cámaras Scheimpflug para topografía de elevación.

#### 4.1.1.2.4 Tomografía óptica de fuente de barrido (SS-OCT)

El biómetro IOLMaster 700®, de Zeiss, fue el primero en utilizar esa tecnología. Utiliza un láser de 1055nm como fuente de luz, obteniendo una mejor penetrabilidad en tejidos con menor dispersión de luz intraocular. Es posible saber si el paciente está fijando correctamente con la fóvea en el momento de la toma de la medida, ya que, mediante 6 cortes de OCT en los 360°, se obtienen imágenes del polo anterior y del área de la retina con la que está fijando el paciente. Gracias a las imágenes de polo anterior, proporciona medidas de profundidad de cámara medida desde el epitelio corneal, paquimetría corneal central, profundidad de cámara anterior desde el endotelio corneal hasta la cápsula anterior del cristalino, blanco-blanco, y

grosor del cristalino. Para la medición de la queratometría, el IOLMaster 700®, hace uso de la técnica de queratometría telecéntrica que presenta 19 puntos LED de 950nm en un radio de 1,5; 2,5 y 3,5mm, siendo la medida de 2,5 la utilizada para calcular la queratometría simulada postoperatoria en el cálculo de la lente. Esta tecnología es aún más precisa y evita posibles errores del especialista, ya que es posible obtener mediciones fiables independientemente de la distancia de enfoque. También es posible valorar el ángulo kappa y la posibilidad de que no sea un paciente idóneo para la implantación de una LIO multifocal en caso de un descentramiento excesivo.<sup>(28)</sup>

#### 4.1.1.3 COMPARACIÓN

La biometría óptica no precisa de contacto con la córnea, por lo que es más segura. Se puede realizar sin anestesia y sin midriasis, evitando así, distorsiones y errores que puedan producirse por la presión corneal en la biometría ultrasónica. Es una prueba de alta precisión, pero en casos en los que los medios están opacificados, como, por ejemplo, en hemorragias vítreas, cataratas o leucomas corneales, puede resultar más útil la biometría ultrasónica.<sup>(20,29)</sup>

La fijación es mucho más precisa en la biometría óptica, ya que el paciente fija un punto, mientras que, en la ultrasónica, el diodo de fijación se convierte en una mancha debido a la cercanía al ojo, por lo que es menos precisa. Esto supone un problema, sobre todo, en altas miopías con presencia de estafiloma posterior. Si el estafiloma está localizado en la mácula, puede que los ecos no provengan de la mácula, sino de un lugar posterior, dando lugar a una medida más larga que la de córnea a fovea, por lo que la potencia de la LIO será menor y el paciente quedará hipermetrope.<sup>(20)</sup>

La biometría ultrasónica mide la LA como la distancia entre la córnea y la primera capa de la retina, la membrana limitante interna. De la membrana limitante interna a la capa de fotorreceptores hay unas 200micras, por lo que, al calcular la LIO, se suman a la LA en las fórmulas. Pero hay diferencias entre cada persona por lo que esto puede ser una fuente de error.<sup>(29,30)</sup>

La biometría óptica mide la LA como la distancia entre la córnea y la membrana de Bruch, que está justo debajo de la capa de fotorreceptores, por lo que es una medida más precisa de la longitud óptica del ojo, evitando el problema de las variaciones individuales.<sup>(29,30)</sup>

#### 4.1.2 QUERATOMETRÍA OCULAR

La queratometría es la medida del radio de curvatura, medido en milímetros, equivalente a la potencia de los meridianos principales de la superficie anterior de la córnea, K1 y K2, medidos en dioptrías; siendo K el valor medio de ambas. Para que la medida de la potencia sea más exacta, el valor de K debe ser el valor medio de los 3mm centrales (queratómetros manuales). Es muy importante que la medida se tome correctamente ya que un error de 1,00 dioptría induce una desviación de 1,00 dioptría en el cálculo de la lente intraocular; un error de 0,1mm en el cálculo del radio corneal supondría un error de 0,50D en la refracción postoperatoria.

Aunque la córnea consta de dos superficies, anterior y posterior, el queratómetro mide solamente la superficie anterior, asemeja la córnea a un menisco esférico de una sola superficie. El queratómetro toma esta superficie como si fuera un espejo convexo, proyecta una imagen de tamaño conocido y analizando el tamaño de la imagen reflejada, calcula el radio del espejo que genera ese aumento. Como sólo se puede calcular el radio de la cara

anterior de la córnea, lo que obtenemos es una aproximación. Para ello se usa un índice de refracción ficticio, llamado índice de refracción queratométrico,  $n_k=1,3374$ , que tiene en cuenta que la superficie corneal posterior tiene aproximadamente 1,2mm menos de radio de curvatura.<sup>(29,30)</sup>

Una vez se obtiene el valor dióptrico de la potencia corneal mediante la queratometría, podemos calcular fácilmente la cantidad de astigmatismo corneal, restando la potencia dióptrica de los dos meridianos principales (Fórmula 1). Así, obtenemos la medida del astigmatismo corneal correspondiente a los 3mm centrales.<sup>(21)</sup>

$$\text{Astigmatismo corneal} = \frac{1,3375 - 1}{R1} - \frac{1,3375 - 1}{R2}$$

*Ecuación 1. Fórmula del astigmatismo corneal según la diferencia de potencia de ambos meridianos. R1 y R2 son los radios correspondientes a los meridianos de mayor y menor curvatura.*

Como hemos dicho, los queratómetros aproximan la córnea a un perfil esférico, con el mismo radio en todo el perfil corneal, pero, en realidad, la córnea humana es una superficie esférica prolata, el área central es más curva y se va aplanando hacia la periferia. Aunque la mayoría de los queratómetros miden los 3mm centrales, hoy en día, gracias a las diferentes técnicas de imagen estudio de la superficie y geometría corneal, es posible tomar mediciones en toda su extensión.<sup>(21)</sup>

La cara posterior de la córnea induce, en la mayoría de los casos, un astigmatismo contra la regla de  $\pm 0,22D$ . Esto compensa una parte del astigmatismo inducido por la cara anterior de la córnea, que suele ser 3 veces mayor que el de cara posterior.<sup>(31,32)</sup> Para medir el astigmatismo corneal de la cara posterior es necesario utilizar un topógrafo especializado que incorpore cámara de Scheimpflug como, por ejemplo, el Pentacam o el Galilei.

Además, es necesario tener en cuenta el astigmatismo inducido por la incisión quirúrgica. El meridiano donde se realiza la incisión se aplanan. El promedio de los cirujanos es de una inducción astigmática de 0,38D, con una incisión principal corneal de 2,2mm.<sup>(33)</sup>

Esta prueba debe hacerse antes de la biometría, ya que, si fuera necesario usar biometría de contacto, la sonda del ecógrafo podría alterar la regularidad de la superficie corneal.<sup>(29)</sup>

Es muy importante conocer el astigmatismo corneal y los cambios que sufre la potencia queratométrica del paciente, midiendo la variación de sus valores en el momento preoperatorio y postoperatorio, para que, junto con la correcta elección de la LIO, el paciente obtenga una completa mejora de la agudeza visual sin compensación óptica postquirúrgica. En estos cálculos se ha de tener en cuenta el astigmatismo inducido quirúrgicamente, relacionado directamente con la arquitectura, tamaño y posición de las incisiones y la edad del paciente.<sup>(21)</sup>

#### 4.1.3 PROFUNDIDAD DE CÁMARA

La cámara anterior (ACD) es el espacio físico que queda delimitado entre la cara posterior de la córnea, el iris y la cara anterior del cristalino, y está rellena de humor acuoso. Podemos obtener esta medida con el biómetro.

Este factor es uno de los que menos influye en el cálculo de la lente, ya que, un error de 0,1mm en el cálculo produce un error refractivo de 0,1D en el cálculo de la LIO.<sup>(4)</sup>

#### 4.1.4 MEDIDA BLANCO-BLANCO

Es la medida de la distancia que existe desde el limbo corneal temporal al limbo nasal. Para que sea más fácil tomar esta medida, se mide la distancia desde el inicio del iris nasal al temporal en dirección horizontal.<sup>(34)</sup>

#### 4.1.5 ESPESOR CRISTALINO

Los biómetros modernos que incorporan tomografía de coherencia óptica (OCT) o usan reflectometría de baja coherencia óptica, como el IOLMaster 700, el Lenstar LS900 o el Aladdin, pueden medir el espesor del cristalino. En los casos en los que no sea posible acceder a estos aparatos se puede seguir la siguiente regla para su estimación: Espesor del cristalino=  $3,00 + (0,1 \times \text{la edad del paciente})$ .

La mayoría de los biómetros ultrasónicos sí que hacen esta medida expresada como “lens”, utilizando la fórmula de Holladay II.<sup>(35)</sup>

## 4.2 LENTES INTRAOCULARES

Una LIO es una lente artificial, de material sintético (normalmente de silicona o acrílico) que se implanta en el ojo con el fin de mejorar algún problema de refracción o, en la mayoría de los casos, se usan para sustituir el cristalino extraído en la cirugía de catarata. También hay lentes intraoculares áfacas.

La calidad de la visión no sólo va a depender del poder dióptrico de la lente, también de otros factores como su diseño, la localización, la forma, las características del material, etc. De todo esto depende la elección de la mejor LIO para cada paciente. Hoy en día, existe gran variedad de tipos de LIOs para poder adaptarse a las necesidades visuales de cada paciente. Todas las LIOs están formadas por la zona óptica y los hápticos, a cada lado de la lente, para su sujeción.<sup>(36-38)</sup>

Las lentes utilizadas para la corrección de la afaquia se implantan habitualmente en la cámara posterior, en el saco cristalino. Esta ubicación ha demostrado ser la más segura y mejor tolerada, además de ser la más fisiológica, ya que adopta la misma posición que el cristalino natural. Cuando existe algún problema relacionado con la estabilidad o la integridad del saco cristalino, hay que recurrir a otras localizaciones: lentes de cámara anterior de soporte angular o de soporte iridiano, o lentes de cámara posterior fijadas a esclera o ancladas posteriormente al iris.<sup>(39,40)</sup>

### 4.2.1 SEGÚN SUS CARACTERÍSTICAS ÓPTICAS

Existen varios tipos de LIO en función del error refractivo que corrigen:

#### 4.2.1.1 MONOFOCALES

Este tipo de lente corrige a una única distancia, tienen un único foco de enfoque nítido. Es importante saber cuál es la distancia favorita del paciente, normalmente visión lejana, ya que sólo estará corregido para esa distancia, para las demás distancias, visión intermedia y cercana, necesitará adición externa, gafa o lente de contacto.

Estas lentes pueden ser tóricas para pacientes con astigmatismo. Son la mejor opción para personas que no quieren prescindir de las gafas.



Ilustración 4. Focales en función del tipo de LIO

#### 4.2.1.2 ACOMODATIVAS

Este tipo de LIOs puede corregir a varias distancias. Se colocan en el surco ciliar y se basan en la acomodación del ojo y los músculos ciliares. Al contraerse el músculo ciliar, las fibras zonulares se relajan, permitiendo así que la óptica de la lente se mueva hacia delante, aumentando su potencia dióptrica para enfocar distancias cercanas. El poder dióptrico puede variar cambiando su posición, cambiando de forma o curvatura, o cambiando su índice de refracción.

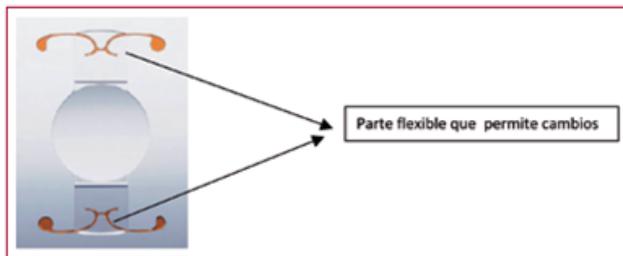


Ilustración 5. Estructura LIO acomodativa

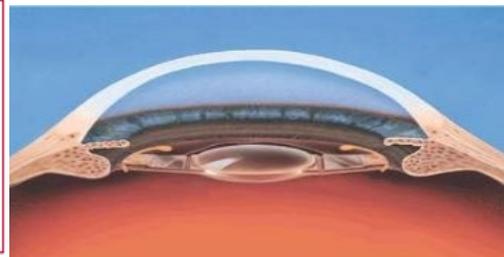


Ilustración 6. Posición dentro del ojo LIO acomodativa

Tiene varios inconvenientes. Con el tiempo, el movimiento disminuye, por lo que se va perdiendo esa acomodación artificial. Además, por su posición, el roce con la córnea, por el movimiento de la lente, afecta a las células endoteliales. Actualmente se utilizan poco, ya que se obtienen mejores resultados con las multifocales.<sup>(41)</sup>

#### 4.2.1.3 MULTIFOCALES Y BIFOCALES

Las LIOs multifocales proporcionan buena visión en varios focos, por lo que se resuelve el problema de la dependencia de las gafas. Las más comunes son las bifocales, que proporcionan buena visión de lejos y de cerca. Pero existen otros modelos de multifocales como las trifocales, que corrigen visión lejana, intermedia y cercana, y la de focal extendida, que corrigen todas las distancias entre visión lejana y visión intermedia, y ligeramente en visión próxima. Según la forma en la que se utiliza la luz cuando atraviesa la superficie de la lente, existen diferentes tipos:

#### 4.2.1.4 REFRACTIVAS

Presentan en la superficie anterior dos o más zonas esféricas de distintos radios, en forma de anillos concéntricos, con dos índices de refracción diferentes, consiguiendo así, dos potencias

diferentes, una para cerca y otra para lejos. Los anillos se alternan entre visión lejana y visión próxima, siendo el anillo central para visión lejana y el segundo anillo para visión cercana.

Requiere un perfecto centrado para obtener una buena visión, además, dependen del tamaño de la pupila, no son aconsejables para pacientes con pupilas pequeñas, por lo que son pupilodependientes y muy susceptibles al descentramiento. No presentan problemas por visión de halos.

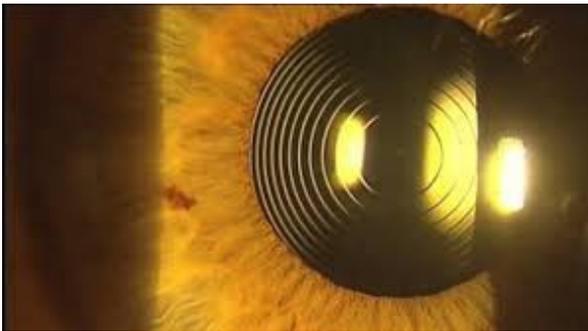


Ilustración 8. Implante LIO refractiva

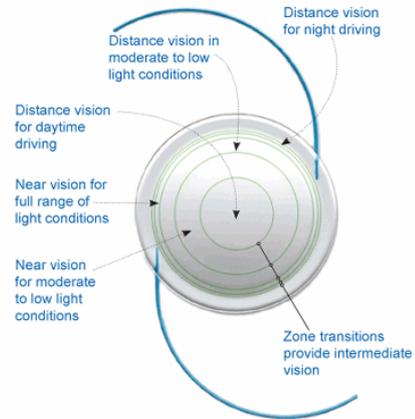


Ilustración 7. Estructura LIO refractiva

#### 4.2.1.5 DIFRACTIVAS

Presentan anillos difractivos tallados, con el mismo índice de refracción, lo que provoca una densidad óptica discontinua, de manera que, cuando la luz llega a un escalón, cambia su dirección, dividiéndose en dos focos, visión lejana y próxima, o en tres focos, visión lejana, intermedia y próxima, en el caso de las trifocales. Cuanto mayor sea el tamaño del escalón, mayor será la diferencia de potencia entre ambos.

Las LIOs difractivas pueden clasificarse en apodizadas y no apodizadas. En las no apodizadas, los escalones tienen una altura uniforme desde el centro hacia la periferia, por lo que la luz se distribuye por igual en ambos puntos focales, con independencia del tamaño pupilar, pero pueden presentar problemas de halos y una disminución de sensibilidad al contraste. Las apodizadas tienen un descenso gradual de la altura de los escalones difractivos, desde el centro hacia la periferia, para crear una transición más suave. En midriasis la luz se enfoca más en el punto para lejos, por lo que son más pupilodependientes, pero disminuyen los problemas de halos que presentan las no apodizadas. Son las LIOs multifocales que se implantan con más frecuencia.

Las LIO con profundidad de foco extendido son difractivas también, y proporcionan visión cercana mediante corrección de las aberraciones acromáticas y esféricas.

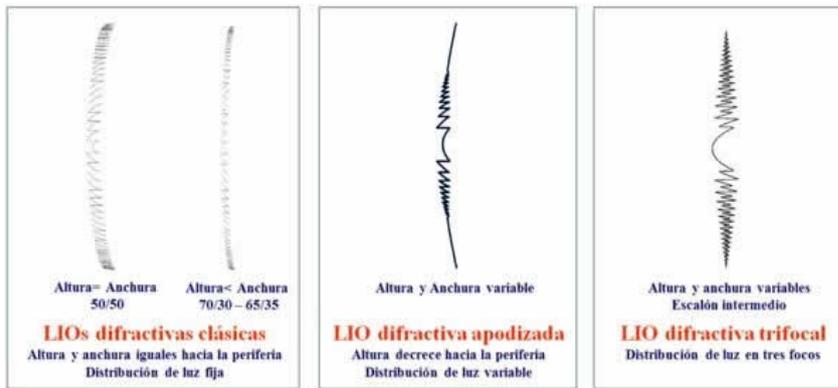


Ilustración 9. Perfiles LIOs difractivas

## HÍBRIDAS

Para una mejor visión se combina las mejores propiedades de las lentes difractivas y de las refractivas, y así, minimizar los inconvenientes. Priorizan la visión de lejos con buenas condiciones de iluminación. Están diseñadas para minimizar los halos y el deslumbramiento.

### 4.2.1.6 VARIFOCALES

Estas LIOs tienen un segmento inferior más pequeño con adición para cerca y una zona más amplia para visión lejana. Según las necesidades visuales del paciente la adición varía entre +1,50 y +3,00D.<sup>(41)</sup>

### 4.2.2 SEGÚN DISEÑO Y FORMA

El diseño de la lente tiene como objetivo minimizar lo máximo posible las aberraciones ópticas. El diseño depende de la constante A, que se explica en el Anexo I, valor que viene facilitado por el fabricante.

Podemos distinguir por su forma las lentes plano-convexas, las convexo-planas, las biconvexas o las lentes multifocales esféricas, las esféricas y las tóricas.

Las lentes **plano-convexas** presentan la superficie anterior plana y la posterior convexa, concentrándose en esta el poder dióptrico, lo que permite disminuir la aberración esférica natural del ojo. Se aconseja en pacientes diabéticos en los que se prevé una intervención de cirugía vitreoretiniana.

Las lentes **convexo-planas** concentran su poder dióptrico en la superficie anterior, que es convexa, la posterior es plana. Son las que mejor calidad de imagen ofrecen.

Las **biconvexas** presentan curvatura en las dos superficies, teniendo mayor curvatura la superficie posterior con una relación 3/1, imitando al cristalino.

Las lentes **esféricas** producen aberración esférica, por lo que no es posible corregir la aberración esférica natural del ojo, de hecho, la incrementa, ya que la córnea tiene aberración esférica positiva y el cristalino, al que la LIO reemplaza, negativa. Debido a la óptica de la lente, los rayos que pasan cerca del eje óptico, es decir, los rayos paraxiales, enfocan más lejos que los rayos que pasan por la periferia de la lente. La calidad visual depende de la iluminación y

del tamaño pupilar, ya que con buena iluminación y, por tanto, una pupila pequeña, solo entran los rayos centrales. Son recomendables para pacientes sometidos previamente a cirugías refractivas corneales.

Las lentes **asféricas** solucionan el problema de la aberración esférica y mejoran la calidad visual en condiciones nocturnas. Su diseño permite reducir el espesor central de la lente y que todos los rayos enfoquen en un mismo punto.

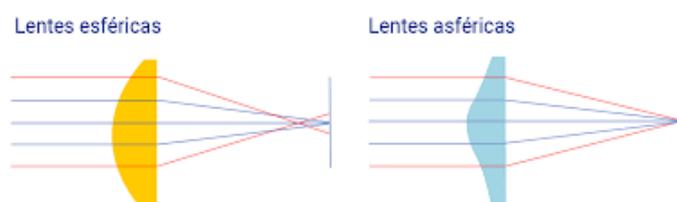


Ilustración 10. Focalización en lente esférica y asférica

### **Filtro amarillo**

Con el paso del tiempo, el cristalino va perdiendo transparencia y adquiere un tono amarillento. Estudios apoyan que este cambio de tonalidad ocurre con el fin de proteger a la retina, filtrando la luz azul e impidiendo que pase luz ultravioleta, causante de enfermedades como la degeneración macular. Aunque otros estudios siguen afirmando que simplemente es un hecho relacionado con el envejecimiento del cristalino. Por esta razón, algunos fabricantes han desarrollado un tipo de lente que incorpora un filtro amarillo.

### 4.2.3 SEGÚN EL MATERIAL

La primera lente intraocular fue rígida, fabricada con un material plástico rígido llamado PMMA (polimetacrilato). En la actualidad, las lentes son más flexibles y blandas, las más utilizadas están compuestas por diversos tipos de siliconas y acrílicos, lo que permite realizar incisiones muy pequeñas, ya que se pueden introducir plegadas y una vez dentro adquieren su forma final. También existen lentes ultradelgadas que se introducen enrolladas y son de hidrogel.

## 4.3 FÓRMULAS PARA EL CÁLCULO DE LIO

Como se ha explicado anteriormente, hace más de 70 años, se realizaban operaciones de catarata, extrayendo el cristalino y dejando al paciente en afaquia, teniendo, necesariamente, que llevar una corrección óptica para conseguir una buena agudeza visual. Pero, más tarde, se consiguió sustituir el cristalino por una lente artificial. Ridley fue el primer cirujano que implantó una lente intraocular en 1949. Esto supuso un gran avance ya que los pacientes conseguían una imagen retiniana similar al tamaño fisiológico lo que proporciona una corrección óptica más adecuada. Además, los liberaba de las lentes que debían llevar en afaquia para toda la vida.

En los inicios de la implantología, las LIOs que se utilizaban tenían una potencia dióptrica estándar, pronto se observó que los pacientes miopes quedaban hipocorregidos y los hipermetropes hipercorregidos, lo que posteriormente se conocería como “sorpresa refractiva”, una disparidad entre la refracción postoperatoria esperada y la alcanzada. Para evitar este problema se empezaron a desarrollar fórmulas biométricas basadas en la longitud

axial y en la queratometría.<sup>(42)</sup> Existen dos tipos de fórmulas, teóricas, en las cuales se aplica geometría óptica en ojo esquemático, y empíricas, que analizan los resultados de la refracción postoperatoria de múltiples intervenciones y los relaciona con la longitud axial y la queratometría. Ambas son válidas para calcular el poder dióptrico de la LIO.

Binkhorst propuso la utilización de factores de corrección en función de la refracción preoperatoria, aumentando la potencia en hipermetropes y restando en miopes<sup>(43)</sup> pero resultaron completamente ineficaces, obteniendo importantes sorpresas refractivas postoperatorias.<sup>(44)</sup>

A su vez, a finales de los años 60, en 1967, Fyodorov fue el primero en desarrollar la primera fórmula teórica para el cálculo de la potencia de la LIO.<sup>(45)</sup> Muchos autores, como Colenbrander o Binkhorst<sup>(46,47)</sup> realizaron aportaciones al estudio, surgiendo varias fórmulas parecidas, todas ellas se basaron en la misma ecuación fundamental. (Ecuación 2. Fórmula de Fyodorov)

Más tarde, en la década de los 80, de la mano de Sanders, Retzlaff y Kraft (SRK)<sup>(48)</sup>, nació una nueva generación de fórmulas de regresión, empíricas y basadas en el análisis retrospectivo o regresión de los resultados de la refracción postoperatoria obtenida tras múltiples intervenciones de implante de LIO. Fueron todo un éxito ya que obtenían mejores resultados que las fórmulas teóricas anteriores y, además, eran más simples.<sup>(49,50)</sup>

En la década de los 90 empezaron a desarrollarse fórmulas teórico-empíricas, como la SRK/T<sup>(51)</sup>, la Holladay<sup>(52)</sup>, la Hoffer-Q<sup>(53)</sup> y la Oslen<sup>(54)</sup>. Estas son las fórmulas de tercera generación. Mediante el uso de variables como la longitud axial, y la queratometría, se intentaba mejorar el cálculo de la posición efectiva de la lente o ELP (effective lens position), o sea, la posición de la lente intraocular con respecto a la córnea, siendo la única variable que no es posible medir preoperatoriamente, y que debe estimarse con la fórmula. Es de suponer que cuantas más variables predictivas se utilicen en la fórmula para el cálculo de la ELP mayor precisión se logrará obtener. Por esto, a finales del siglo XX, Holladay desarrolló la fórmula Holladay II<sup>(55)</sup>, que combinaba 7 variables, longitud axial, queratometría, diámetro corneal horizontal, profundidad de cámara anterior, grosor del cristalino, refracción preoperatoria y edad. Con esta fórmula se pretendía dar una solución más precisa a los casos con ojos con longitudes axiales más cortas o largas. Estas fórmulas con más de dos variables predictivas son las denominadas fórmulas de cuarta generación.

Hoy en día, en pleno siglo XXI, además de la importancia del papel del cirujano realizando una buena ejecución de la técnica de facoemulsificación, el papel del óptico-optometrista es de gran importancia, realizando medidas biométricas y queratométricas lo más acertadas posibles, además de conseguir la combinación correcta de la constante de la lente intraocular y la aplicación de la fórmula más adecuada. Se debe tener en cuenta situaciones especiales como la queratoplastia, las cataratas congénitas pediátricas, los implantes secundarios, el recambio de lentes, los ojos vitrectomizados y otras situaciones en las que se requieren cálculos más complejos. Actualmente, debido a la alta demanda de cirugía refractiva, cada vez más pacientes de catarata han sido previamente intervenidos de cirugía refractiva, en estos casos es más difícil lograr la emetropía ya que la estructura corneal se encuentra modificada. Esto ha supuesto un nuevo reto en el desarrollo de nuevas fórmulas biométricas.

#### 4.3.1 FÓRMULAS TEÓRICAS DE 1ª GENERACIÓN

Como ya se ha indicado, Fyodorov fue el primero en desarrollar la primera fórmula teórica para el cálculo de la potencia de la LIO, tomando en cuenta la longitud axial y la queratometría, y considerando el índice de refracción corneal y la posición efectiva de la lente constantes. La fórmula resulta de la aplicación de los principios de la óptica fisiológica al sistema óptico del ojo.

$$P = \frac{1336}{ALX - ELP} - \frac{1336}{\frac{1000}{\frac{1000}{RX} - dv} - K - ELP}$$

Ecuación 2. Fórmula de Fyodorov<sup>(56)</sup>

**P:** Potencia de la LIO  
**ALX:** Longitud axial  
**K:** Queratometría media  
**ELP:** Posición efectiva de la lente  
**dv:** distancia de vértice corneal  
**RX:** Refracción postoperatoria deseada

El cálculo de la posición efectiva de la lente, ELP, ha sido el factor principal en la mejora de las fórmulas biométricas, como mejora predictiva, en los últimos años. En las fórmulas de primera generación consideraban este parámetro como una constante independiente de cualquier otro parámetro ocular. El valor de la constante ELP viene dado por el fabricante en función de las características físicas y geométricas de la lente. En 1995, la FDA (Food and Drug Administration) cambió su denominación por constante ACD para evitar confusión.<sup>(57)</sup>

En los años 70, se implantaban LIOs de fijación iridiana, por lo que coincidía la distancia desde el vértice corneal al plano del iris, es decir, la profundidad de cámara anterior, con la posición efectiva de la lente (ELP), es decir, la distancia del vértice corneal al plano principal de la LIO. Por esta razón, la ELP (ACD para las fórmulas de primera generación) tuvo un valor inicial de 4mm que fue aumentando conforme las LIO empezaron a implantarse en el sulcus, a 4,5mm, y más tarde en el saco capsular, a 5,25mm.

Las fórmulas de primera generación son adaptaciones de la fórmula de Binkhorst<sup>(58)</sup>. Varios autores propusieron fórmulas parecidas que, para ojos con valores biométricos normales, sugerían valores similares en la potencia de la LIO.

Hay que tener en cuenta que los valores biométricos normales son 22<AL<26 mm, por debajo serían ojos cortos y por encima largos.

<b>BINKHORST</b>	$P = \frac{n - kL}{(L - ACD_{postop}) \left(1 - \frac{ACD_{postop}k}{n}\right)}$	<b>n=4/3 Binkhorst</b> $ACD_{preop} = \frac{L}{23.45} ACD_{preop}$
<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 HEIJDE</b>	$P = \frac{n}{L - ACD_{postop}} - \frac{1}{\frac{1}{k} - \frac{ACD_{postop}}{n}}$	Se considera el índice de refracción n=1.336

<b>COLENBRANDER</b>	$P = \frac{1.336}{L - ACD_{postop} - 0.05} - \frac{k}{\frac{1.336}{k} - ACD_{postop} - 0.05}$	Se considera el índice de refracción n=1.336
<b>SHAMMAS</b>	$P = \frac{n}{L_e - ACD_{postop}} - \frac{nk}{1.0125n - ACD_{postop}k}$	$L_e = 0.9L + 2.3$ $ACD_{postop} = ACD_{postop} + 0.05$
<b>THIJSEN</b>	$P = \frac{n}{L - ACD_{postop} - t \frac{n}{n_i}} - \frac{n}{\frac{n}{k} - ACD_{postop} - t}$	t: espesor de la LIO t <sub>i</sub> : índice de refracción de la LIO

Ecuación 3. Fórmulas de 1ª Generación<sup>(59)</sup>

#### 4.3.2 FÓRMULAS TEÓRICAS DE 2ª GENERACIÓN

Como las fórmulas de primera generación consideraban la ELP constante para todos los ojos, independientemente de los parámetros biométricos, surgió la necesidad de modificar la ELP en función de la longitud axial, así, los ojos más largos tendrían una ACD mayor, y, por lo tanto, una ELP mayor, y lo mismo pasaría de forma opuesta con los ojos más cortos. Binkhorst<sup>(58)</sup> fue quien introdujo este cambio en 1981. Esto mejoraba la capacidad predictiva, pero se seguían produciendo errores refractivos no deseados en ojos con una longitud axial fuera del rango normal. Este autor consideraba que la LA media era de 23,45mm y trasladaba su variación al cálculo de la ELP. Si la LA era un 10% mayor que la LA media (25,79mm), aumentaba un 10% la ELP (4,95mm). Además, sugiere que el índice de refracción corneal sea 4/3 del comúnmente usado, 1,375, pasando a ser 1,3333.

Hoffer<sup>(53)</sup> presentó también una fórmula en la que tenía relación directa la posición de la LIO y la LA.

Shammas hizo modificaciones en la fórmula de Colenbrander, primero propone un índice de refracción de la córnea de 1,3333, además, introduce un factor de corrección de LA, aumentando la LA 0,10mm por cada milímetro por debajo de 23mm, o los disminuye si es por encima de los 23mm.<sup>(60)</sup>

Al mismo tiempo se desarrollaron las fórmulas empíricas, mucho más simples y sencillas, que fueron más usadas.

#### 4.3.3 FÓRMULAS EMPÍRICAS

Estas fórmulas fueron conseguidas gracias al estudio retrospectivo de una serie de casos con intervenciones de cirugía de catarata. En 1980, Sanders, Retzlaff y Kraff crearon la fórmula empírica SRK.

$$P = A - 2,5xLA - 0,9xKm$$

Ecuación 4. Fórmula SRK empírica<sup>(48)</sup>

**P:** Potencia de la LIO  
**LA:** Longitud axial  
**Km:** Queratometría media

En esta fórmula los factores más importantes en la predicción de la potencia de la LIO son la longitud axial y la queratometría. Por ello, aunque fue un éxito por su sencillez y fiabilidad en los casos con longitudes axiales normales, seguía existiendo el mismo problema para los ojos cortos y largos. Entonces, los propios autores realizaron ciertas modificaciones hasta llegar a la siguiente evolución de la fórmula, la SRK II.<sup>(51)</sup>

$$P = A + \alpha(L) - 0,9k - 2,5L$$

Con:

$$\begin{cases} \alpha(L < 20) = 3 \\ \alpha(20 < L < 21) = 2 \end{cases} \quad \begin{cases} \alpha(21 < L < 22) = 1 \\ \alpha(22 < L < 24,5) = 0 \\ \alpha(24,5 < L) = -0,5 \end{cases}$$

**P:** Potencia de la LIO  
**A:** constante específica de la lente  
**L:** Longitud axial

Ecuación 5. Fórmula SRK II<sup>(61)</sup>

Aunque el ajuste de esta fórmula fue para evitar los errores en ojos cortos y largos, como las fórmulas se crearon en función de datos refractivos postoperatorios, su precisión refractiva estaba condicionada por la mayor prevalencia de ojos normales en la base de datos, siendo poco fiable su capacidad predictiva en los casos con longitudes axiales extremas.

#### 4.3.4 FÓRMULAS DE 3ª GENERACIÓN

Son las fórmulas más usadas en la actualidad. La posición efectiva de la lente se calcula a partir de la longitud axial y la queratometría.

Holladay<sup>(52)</sup> modificó la fórmula de Binkhorst<sup>(58)</sup> para introducir una relación directa entre la curvatura de la córnea y la posición de la LIO, además de la longitud axial. También añade la distancia del plano del iris a la LIO, lo que se denominó "factor cirujano" (SF) específica de cada lente, para calcular la distancia prevista desde la córnea al plano del iris, es decir, el valor de la profundidad de la cámara anterior.

<b>HOLLADAY</b>	$P = \frac{1.0125n - k(L + 0.2)}{(L + 0.2 - ACD_{postop}) \left( 1.0125 - \frac{ACD_{postop}k}{n} \right)}$	<b>SF=0.9704ACD<sub>postop</sub>-3.595</b>
	$ACD_{postop} = SF + 0.56 + r - \sqrt{r^2 \frac{g^2}{4}}$	$r = \frac{337.5}{k}$ if $\frac{337.5}{k} < 7mm$ 7mm de otra manera $g = 0.533L$ if $L < 25.326mm$ 13.5mm de otra manera

Ecuación 6. Fórmula Holladay<sup>(52)</sup>

Los autores de la SRK también ajustaron su fórmula modificando la Holladay I, introduciendo la constante A y optimizando empíricamente el factor grosor retiniano, el índice de refracción corneal y la ELP. A esta fórmula teórica la denominaron SRK/T.<sup>(51)</sup> Aunque es una fórmula teórica, está optimizada empíricamente mediante regresión lineal.

<b>SRK/T</b>	$P = \frac{1.0135n - kL_{opt}}{(L_{opt} - ACD_{postop}) \left( 1.0135 - \frac{ACD_{postop}k}{n} \right)}$	<b>If L ≤ 24.2mm L<sub>c</sub>=L</b>
	$ACD_{postop} = SF + 0.56 + r - \sqrt{r^2 \frac{g^2}{4}}$	If L > 24.2mm L <sub>c</sub> = -3.446 + 1.715L - 0.0237L <sup>2</sup> L <sub>opt</sub> = 0.657 + 0.98L

Ecuación 7 Fórmula SKR/T<sup>(51)</sup>

La ELP se calcula, mediante la altura corneal, que es la distancia de la córnea al plano del iris, con la siguiente fórmula:

$$ELP = H + Offset$$

Ecuación 6. Fórmula para calcular la ELP

**ELP:** posición efectiva de la lente  
**H:** altura corneal  
**Offset:** suma de la distancia plano del iris-plano de la LIO + espesor corneal

Hoffer<sup>(53)</sup> desarrolló una fórmula para predecir la ELP, en vez de utilizar la altura corneal, utilizó la tangente de la potencia corneal, obteniendo, así, una relación entre la ELP y la longitud axial y la queratometría no lineal, sino definida por una curva tangente. La fórmula se denominó Hoffer Q.

<b>HOFFER-Q</b>	$P = \frac{1.336}{L - ACD_{postop} - 0.05} \frac{k + R}{1 - 0.749 \cdot 10^{-6}(ACD_{postop} + 0.05)(k + R)}$	M=1 G=28 if L≤23mm -1
	$ACD_{postop} = pACD + 0.3(L - 23.5) + \tan^2 k + 0.1M(23.5 - L)^2 \tan(0.1(G - A)^2) - 0.94166$	pACD= ACD personalizada
	If ACD <sub>post</sub> >6.5mm → ACD <sub>post</sub> =6.5mm If ACD <sub>post</sub> <2.5mm → ACD <sub>post</sub> =2.5mm	R=R <sub>x</sub> /(1*0.012R <sub>x</sub> ) con R <sub>x</sub> como corrección

Ecuación 7. Fórmula Hoffer-Q<sup>(53)</sup>

#### 4.3.4.1 CAPACIDAD PREDICTIVA Y LIMITACIONES

El objetivo de estas fórmulas es lograr la emetropía final, es necesario analizar el comportamiento de la potencia de la LIO en función de la longitud axial y la queratometría, para poder valorar su capacidad predictiva. Gracias a diferentes estudios de comparación<sup>(62)</sup> (Anexo II: Tabla I) de los resultados, con las fórmulas Holladay I, SRK/T y Hoffer-Q, en ojos de diferentes longitudes axiales, con la misma LIO y, por consiguiente, la misma constante A proporcionada por el fabricante, se pudo observar las siguientes diferencias:

Podemos sacar las siguientes conclusiones: en ojos cortos la fórmula Hoffer-Q calcula la LIO más potente y la SRK/T la menos potente, y de manera opuesta sucede con ojo largos, SRK/T calcula la LIO más potente y la Hoffer-Q la menos potente. La fórmula Holladay I se mantiene en un punto intermedio.<sup>(62)</sup>

Como la predicción de la ELP mediante la AL y K es lineal, a menor longitud axial menor valor de ELP, y viceversa, lo que produce una predicción de la posición de la LIO más adelante de su posición real. Por esto, las fórmulas de tercera generación en ojos cortos presentan, generalmente, hipermetropías residuales.<sup>(55)</sup>

Aunque está demostrado que las fórmulas de tercera generación son más precisas que las de segunda generación, no está demostrado que tengan una capacidad predictiva mayor. Aun así, parece que algunas fórmulas tienen mejor comportamiento según la longitud axial.<sup>(53)</sup> Gracias a la experiencia acumulada por los cirujanos, hoy en día se considera la siguiente relación en cirugía de catarata.<sup>(52)</sup>

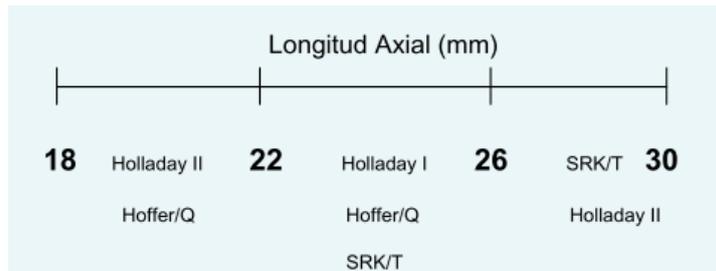


Ilustración 11. Mejor comportamiento de las fórmulas según la longitud axial del ojo.

#### 4.3.5 FÓRMULAS DE 4ª GENERACIÓN

Las fórmulas de cuarta generación son aquellas que utilizan más de dos factores para el cálculo de la capacidad predictiva de la ELP. Las más conocidas son las de Haigis, útil para el cálculo de la LIO tras una cirugía refractiva, y Holladay II indicada para ojos con longitudes axiales extremas, y para la implantación de dobles implantes piggy-back primarios (implante de dos lentes intraoculares indicada para corregir principalmente hipermetropías altas, además de queratocono o astigmatismo).<sup>(63)</sup>

Fue Olsen<sup>(54)</sup>, en 1990, el primero que, para estimar la mejor posición postoperatoria, introdujo algoritmos utilizando la ACD preoperatoria y otros factores. En 1995 desarrolló una fórmula de regresión lineal con hasta cuatro factores predictores, además de la queratometría y la longitud axial, añadió la ACD preoperatoria y el grosor del cristalino, estos dos últimos medidos con el biómetro ultrasónico.

Olsen estableció que la ELP estaba definida por una ecuación de regresión en la que se incluía la altura corneal utilizada previamente en las ecuaciones de Holladay y SRK/T.

<b>OLSEN (1991)</b>	$ACD_{postop} = ACD_{postop} - 3.62 + 0.25ACD_{postop} + 0.12L$	<b>ACD<sub>postop</sub> = ADC postoperatoria para un tipo particular de LIO</b>
<b>OLSEN (1995)</b>	$ACD_{postop} = ACD_{postop} + 0.5ACD_{postop} + 0.1L + 0.15 \left( \frac{331.5}{k} - \sqrt{\left( \frac{331.5}{k} \right)^2 + 0.2T - 5.38} \right)$	ACD <sub>postop</sub> = ADC postoperatoria para un tipo particular de LIO T = espesor de lente (4.5mm)
<b>OLSEN (2004)</b>	$P = \frac{n - kL_{cor}}{(L_{cor} - ACD_{postop}) \left( 1 - \frac{ACD_{postop}k}{n} \right)}$ $ACD_{postop} = ACD_{postop} + 0.33ACD_{postop} + 0.1L + 0.3T - 5.18 + 0.12 \left( \max \left( \frac{331.5}{k} * 6.6 \right) - \sqrt{\left( \max \left( \frac{331.5}{k} * 6.6 \right)^2 - 6.6^2} \right)} \right)$	ACD <sub>postop</sub> = ADC postoperatoria para un tipo particular de LIO L <sub>cor</sub> = 0.9883L + 0.2989

Ecuación 8. Evolución de las fórmulas de Olsen<sup>(64)</sup>

Si abreviamos la última:

$$ACD_{post} = ACD_{constante} + 0,12H + 0,33ACD_{preop} + 0,3L + 0,1LA - 5,18$$

Ecuación 9. Fórmula de Olsen<sup>(64)</sup>

ACD constante: está determinada para cada tipo de LIO mediante un estudio retrospectivo de una serie de casos. ACD preop: distancia córnea – superficie anterior del cristalino. L: grosor del cristalino. H: altura corneal. LA: longitud axial

En 1996, Holladay desarrolló la fórmula Holladay II, ya que se demostró que la Holladay no era tan precisa como la Hoffer Q en ojos cortos. Para estimar la ELP utilizó siete parámetros, la longitud axial, la queratometría, la ACD, el diámetro corneal, el grosor del cristalino, la refracción preoperatoria y la edad. La importancia de cada uno de los parámetros es variable, de mayor a menor importancia: longitud axial y queratometría (76%), diámetro corneal horizontal (18%), profundidad de cámara anterior (8%), grosor cristaliniano (7%) y edad (1%).<sup>(65)</sup>

Holladay recomienda su uso para ojos con parámetros fuera de los rangos normales. En esta fórmula se reserva el autor el derecho de uso y venta, está disponible en el software Holladay IOL Consultant™.<sup>(65)</sup>

Su mejora de precisión en el cálculo de la lente era sólo para ojos muy cortos, aunque no es mejor que la Hoffer Q.<sup>(66)</sup>

También forma parte de esta generación la fórmula de Haigis<sup>(67)</sup>, que se aleja de los métodos tradicionales, utiliza tres medidas preoperatorias, la longitud axial, la queratometría y la profundidad de cámara anterior. Respecto a la constante de la lente, Haigis afirma que no se puede definir una lente con una sola constante, por lo que propuso utilizar tres constantes para definir un determinado modelo de LIO.

La fórmula calcula la ELP postoperatoria prevista de la siguiente forma:

$$ELP = a_0 + a_1ACD + a_2AL \longrightarrow a_0 = 0,62467 \text{ constante } A - 72,434$$

*Ecuación 10. ELP postoperatoria Haigis*

Donde ACD es la profundidad de cámara anterior preoperatoria; AL es la longitud axial;  $a_0$  es una constante específica de la LIO optimizada y proporcionada por el fabricante;  $a_1$  es una constante relacionada con la medida preoperatoria de la ACD;  $a_2$  es una constante específica de la LIO relacionada con la medida preoperatoria de la longitud axial. Los factores  $a_1$  y  $a_2$ , son valores que se derivan por regresión del análisis de múltiples casos, utilizando datos de muchos cirujanos (SF), muchos ojos con características diferentes (LA) y muchos tipos de lentes (A).

Esta fórmula tiene la particularidad de que puede ser utilizada para el cálculo de la lente intraocular después de cirugía refractiva corneal, ya que para el cálculo de la ELP no es necesario el valor de la queratometría.<sup>(68)</sup>

Esta fórmula tiene como ventajas la flexibilidad matemática que tiene gracias a las tres constantes, su precisión en ojos con parámetros extremos, su incorporación en los softwares de los biómetros más actuales y la inclusión de las constantes proporcionadas por el fabricante, además es de libre acceso.<sup>(69)</sup>

Hoy en día, es la Barrett Universal II la fórmula aceptada por los cirujanos como una de las más precisas. La fórmula se basa en un modelo de ojo teórico conservando la relación de la LA y la

K con la profundidad de cámara anterior. Es posible que se consiga mayor precisión gracias a la incorporación de la posición del plano principal de la LIO en la fórmula, pero la derivación real de la fórmula no se ha publicado.<sup>(70)</sup> Según diversos estudios, la fórmula de Barret es más precisa en comparación con SRK/T, Holladay I, Hoffer Q, Haigis y Holladay II.<sup>(55,71)</sup> Lo más destacable es que logra mantener esa precisión en un gran espectro de LA, especialmente en ojos muy largos, y ACD. Esta fórmula tiene la menor sorpresa refractiva de las anteriormente nombradas. La fórmula de Barrett se ha seguido desarrollando, creando distintas variables para diferentes situaciones, como la Barrett Torics calculator v 1.05, para la corrección de astigmatismo corneal en LIO tóricas, la Barrett True K Formula v 1.05 y Barrett True-K Toric Calculator v 1.05, para ojos operados de cirugía refractiva previa LASIK/PRK/RK miope o hipermetrópe con o sin astigmatismo corneal, y la Barrett RX Formula v 1.05, para LIO de recambio y LIO piggy-back basadas en la refracción después de la cirugía de cataratas.<sup>(72)</sup>

Actualmente, todavía se siguen haciendo modificaciones de las fórmulas para mejorar la precisión de la potencia de la LIO. El método más novedoso es la calculadora de función radial de Hill (RBF)<sup>(73)</sup>. Para predecir la potencia de la LIO utiliza inteligencia artificial y análisis de regresión de una gran base de datos de cientos de miles de resultados postquirúrgicos reales (big data). Este método no es realmente una fórmula, sino un algoritmo de inteligencia artificial que va evolucionando conforme se van añadiendo más y más resultados postquirúrgicos a la base de datos, mejorando así la predicción de la potencia de la LIO. Gracias a esto, ya se ha conseguido la Hill-RBF 2.0.

La fórmula de Ladas introduce otro nuevo enfoque para el cálculo de LIO. Como ya se ha mencionado, las diferentes fórmulas funcionan mejor para ciertas LA, esta fórmula combina las partes más precisas de cada fórmula creando la fórmula de Ladas a partir de todas las demás. Dependiendo de los datos de la LA y la K, esta fórmula elige entre las demás, la más idónea.<sup>(74)</sup>

Otra manera de clasificar las fórmulas, según el Dr. Koch, es según la manera de calcular la potencia de la LIO. Existen de regresión, como la SRK/T. De vergencia, basadas en la óptica normal, las más utilizadas son la Holladay y Holladay II, la Hoffer-Q, la SKR/T, la Haigis, y las fórmulas de Barrett. Las fórmulas basadas en la vergencia pueden clasificarse según el número de variables que incluyan. Las que utilizan la mayoría de los médicos son la Holladay I, SRK/T y Hoffer-Q, que utilizan sólo dos variables, Haigis, que utiliza tres, Barrett, utiliza cinco, y Holladay II que utiliza siete. Otra categoría son las fórmulas basadas en la inteligencia artificial, que actualmente solo está la Hill RBF. Y por último las fórmulas basadas en el trazado de rayos, como la Olsen.<sup>(75)</sup>

La ventaja de una fórmula basada en el trazado de rayos sobre una basada en la vergencia es que tiene en cuenta las asfericidades y otras aberraciones de la córnea y el implante de la lente. Las fórmulas de vergencia utilizan un valor promedio para estos factores. Según Koch, las fórmulas de trazado de rayos aún no han alcanzado todo su potencial debido a que todavía dependen de una estimación precisa de la posición efectiva de la lente, a pesar de ello este enfoque es muy prometedor para el futuro.<sup>(75)</sup>

## 5 CONCLUSIONES

1. En la actualidad, no existe ninguna terapia que evite el desarrollo o la progresión de las cataratas, el único tratamiento eficaz es la extracción quirúrgica del cristalino opacificado.
2. Actualmente, la técnica más habitual para la extracción del cristalino es la facoemulsificación, debido a que es la más segura y rápida, y proporciona mejores resultados.
3. El objetivo actual de la cirugía de cataratas no es sólo la sustitución del cristalino, sino lograr un resultado final de emetropía, sin necesidad de compensación óptica complementaria tras la cirugía, consiguiendo así, una mejor calidad visual y de vida para el paciente.
4. Para una mayor satisfacción del paciente, debemos tener en cuenta la corrección del astigmatismo, incluyendo la evaluación preoperatoria de la curvatura anterior y posterior de la córnea y teniendo en cuenta el astigmatismo inducido por la incisión principal quirúrgica.
5. Es muy importante la correcta toma de medidas de longitud axial y queratometría, ya que un error de 1mm conlleva un error de 0,10D, y con el uso de fórmulas con estudio retrospectivo conlleva a un error aún mayor en ojos con longitudes axiales extremas.
6. Para longitudes axiales normales de 22,5 a 24,5mm la mayoría de las fórmulas dan buenos resultados con discrepancias mínimas.
7. Las diferentes fórmulas funcionan mejor para determinados valores de LA. Siendo mejor para ojos con LA entre 18-22mm las fórmulas de Holladay II y Hoffer Q, para ojos con LA entre 22-26mm las fórmulas de Holladay II, Hoffer Q y SRK/T, y para LA entre 26-30mm las fórmulas de SRK/T y Holladay II.
8. Las fórmulas de cálculo del poder dióptrico de LIO se siguen desarrollando para predecir mejor la potencia de LIO, intentando, principalmente, predecir la ELP. Los nuevos métodos de cálculo de potencia de LIO están aplicando inteligencia artificial con big data para conseguir una mejor predicción de esta.

## 6 BIBLIOGRAFÍA

1. OMS. Ceguera y discapacidad visual. 2018.
2. Mura JJ. Cirugía actual de la catarata. *Rev Médica Clínica las Condes*. 2010;21(6):912–9.
3. Welch G, Cruz M, Escalona M de J, Fundora V. Facioemulsificación en la cirugía de catarata. *Rev Cuba Med Mil*. 2017;46(3):244–55.
4. Iribarne Y, Ortega J, Sedó S, Fossas M, Martínez P, Vendrell C. Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares. *Ann d’oftalmologia òrgan les Soc d’Oftalmologia Catalunya, Val i Balear*. 2003;11(3):152–65.
5. Nizami AA, Gulani AC. *Cataract*. StatPearls. StatPearls Publishing; 2020.
6. Rebolleda G. *Cristalino y cataratas*. Elsevier; 2009. (Curso de ciencias básicas y clínicas: Sección 11, 2008-2009).
7. *Cataratas*. CareNotes. Truven Health Analytics Inc.; 2019.
8. Touhami S, Bodaghi B. *Cataratas*. EMC - Tratado Med. 2018 Jun;22(4):1–9.
9. Ascaso FJ, Huerva V. *The History of Cataract Surgery*. Croatia, Europe: IntechOpen; 2013.
10. Nieves M, Asorey A, Santos E, García J. History of cataract surgery (I): From destruction to removal. *Arch Soc Esp Oftalmol*. 2015 Jan 1;90(1):e3–5.
11. Nieves M, Asorey A, Santos E, García J. Historia de la cirugía de cataratas (II): desde la extracción del cristalino hasta la facioemulsificación. *Arch Soc Esp Oftalmol*. 2015 Mar 1;90(3):e22–4.
12. Balbona R, Balbona C. Evolución histórica en la implantación de lentes intraoculares. *Cent Prov Inf Ciencias Médicas*. 2003;25(1):52–9.
13. Kelman CD. Phaco-Emulsification and Aspiration: A New Technique of Cataract Removal: A Preliminary Report. *Am J Ophthalmol*. 2018 Jul 1; 191
14. Rivero DR, Perera YM, Pérez E, Veitía ZA, MéndezAM, Vidal M. New technologies in phacoemulsification cataract surgery. *Rev Cuba Oftalmol*. 2013;26(1):157–69.
15. Hoffman RS, Fine IH, Packer M. New phacoemulsification technology. *Current Opinion in Ophthalmology*. *Curr Opin Ophthalmol*; 2005; 16:38–43.
16. González A, Ortega L, Pérez E. Astigmatismo inducido en la cirugía de catarata por técnica de facioemulsificación. *Rev Cuba Oftalmol*. 2011;24(1):30–9.
17. Gupo Franja. *EVOLUCIÓN DE LA CIRUGÍA DE CATARATA*. Franja Ocul. 2019.
18. Roberts HW, Day AC, O’Brart DPS. Femtosecond laser–assisted cataract surgery: A review. *European Journal of Ophthalmology*. SAGE Publications Ltd; 2020; 30(3):417–29.
19. Garzón N, Muñoz M, Poyales F. Cálculo de la potencia de lentes intraoculares. *Gac Opt*. 2008;425:22–4.
20. Calavache JA. *Manual de Biometría Ocular y Cálculo de Lentes Intraoculares*. saera, editor. España; 2017.
21. Calvo JA. *Método de cálculo de potencia de lentes intraoculares con manejo del*

- astigmatismo corneal: validación del método bicilíndrico. Spain, Europe: Universidad Complutense de Madrid; 2018.
22. Findl O, Drexler W, Menapace R, Heinzl H, Hitzenberger CK, Fercher AF. Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg.* 2001 Jun;27(6):861–7.
  23. Bhatt AB, Scheffler AC, Feuer WJ, Yoo SH, Murray TG. Comparison of predictions made by the intraocular lens master and ultrasound biometry. *Archives of Ophthalmology. Arch Ophthalmol;* 2008;126(7):929–33.
  24. Kaswin G, Rousseau A, Mgarrech M, Barreau E, Labetoulle M. Biometry and intraocular lens power calculation results with a new optical biometry device: Comparison with the gold standard. *J Cataract Refract Surg.* 2014;40(4):593–600.
  25. Calvo JA, Portero A, Arias A. Efficiency and measurements agreement between swept-source OCT and low-coherence interferometry biometry systems. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2018 Mar 1;256(3):559–66.
  26. McAlinden C, Gao R, Yu A, Wang X, Yang J, Yu Y, et al. Repeatability and agreement of ocular biometry measurements: Aladdin versus Lenstar. *Br J Ophthalmol.* 2017 Sep 1;101(9):1223–9.
  27. Hernández IM, Silva JRH, Torres MR, Rodríguez YR, Freire JDA, Vargas AB. Evaluación del equipo de interferometría óptica de coherencia parcial Lenstar en la biometría ocular. 2010; 23(2):665-77.
  28. Shajari M, Sonntag R, Ramsauer M, Kreutzer T, Vounotrypidis E, Kohnen T, et al. Evaluation of total corneal power measurements with a new optical biometer. *J Cataract Refract Surg.* 2020 May 1;46(5):675–81.
  29. Alió J, Rodríguez JL. Buscando la excelencia en la cirugía de catarata. Barcelona: GLOSA S.L.; 2006.
  30. Prado A, Nava NG. Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares ¿Cómo evitar la sorpresa refractiva? *Rev Mex Oftalmol.* 2009;83(5):272–80.
  31. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. *J Cataract Refract Surg.* 2012 Dec;38(12):2080–7.
  32. Mohammadi SF, Khorrami-Nejad M, Hamidirad M. Posterior corneal astigmatism: A review article. *Clinical Optometry. Dove Medical Press Ltd.;* 2019;11:85–96.
  33. Masket S, Wang L, Belani S. Induced astigmatism with 2.2- and 3.0-mm coaxial phacoemulsification incisions. *J Refract Surg.* 2009 Jan;25(1):21–4.
  34. Bergmanson JPG, Martinez JG. Size does matter: what is the corneo-limbal diameter?. *Clinical and Experimental Optometry. Blackwell Publishing Ltd;* 2017;100(5):522–8.
  35. Srivannaboon S, Chirapapaisan C, Chirapapaisan N, Lertsuwanroj B, Chongchareon M. Accuracy of Holladay 2 formula using IOLMaster parameters in the absence of lens thickness value. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol.* 2013 Nov;251(11):2563–7.
  36. Boyd K. Intraocular Implants (IOLs) - American Academy of Ophthalmology. American Academy of Ophthalmology. 2019.
  37. Boyd K. IOL Implants: Lens Replacement After Cataracts - American Academy of

- Ophthalmology. American Academy of Ophthalmology. 2019.
38. Blázquez V. Innovaciones en cirugía de catarata. Gaceta de optometría y óptica oftálmica. 2013; (481):62–9.
  39. Polo V, Larrosa JM. Apuntes de la asignatura: Patología y Farmacología ocular. Grado en Óptica y Optometría. Universidad de Zaragoza. 2016.
  40. Polo V, Ares J. Apuntes de la asignatura: Actuación optométrica en cirugía ocular. Grado en Óptica y Optometría. Universidad de Zaragoza. 2016.
  41. Yanoff M, Duker J. Ophthalmology. 5th ed. s.l.: Elsevier Health Sciences; 2020.
  42. Juan V, Martín R, Pérez I, Herreras JM. Influencia de la longitud axial en el resultado refractivo tras cirugía de catarata. Arch Soc Esp Ophthalmol. 2010 Apr 1;85(4):144–8.
  43. Binkhorst RD. Pitfalls in the determination of intraocular lens power without ultrasound. Ophthalmic Surg. 1976;7(3):69–82.
  44. Shammas HJ. The 9 Diopter Surprise Revisited.. J Cataract Refract Surg; 1988; 14(5):580.
  45. FYODOROV, SN. Estimation of optical power of the intraocular lens. Vestn Oftalmol. 1967;80:27–31.
  46. Worst JGF, Massaro RG, Ludwig HHH. The introduction of an artificial lens into the eye using binkhorst's technique. Ophthalmologica. 1972;164(5):387–91.
  47. Sanders D, Retzlaff J, Kraff M, Kratz R, Gills J, Levine R, et al. Comparison of the accuracy of the Binkhorst, Colenbrander, and SRK(TM) implant power prediction formulas. Am Intra-Ocular Implant Soc J. 1981;7(4):337–40.
  48. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. Am Intra-Ocular Implant Soc J. 1980;6(2):148–52.
  49. Menezo JL, Chaques V, Harto M. The SRK regression formula in calculating the dioptric power of intraocular lenses. Br J Ophthalmol. 1984;68(4):235–7.
  50. Liang YS, Chi TC, Chen TT, Chan YC. Analysis of intraocular lens power calculation. Am Intra-Ocular Implant Soc J. 1985;11(3):268–71.
  51. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg. 1990;16(3):333–40.
  52. Holladay JT, Musgrove KH, Prager TC, Lewis JW, Chandler TY, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg. 1988;14(1):17–24.
  53. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. J Cataract Refract Surg. 1993;19(6):700–12.
  54. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. Acta Ophthalmol Scand. 2007 Aug;85(5):472–85.
  55. Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas. Ophthalmology. 2018 Feb 1;125(2):169–78.
  56. Remy G. The Fyodorov-Bouchaud formula and Liouville conformal field theory. Duke Math J. 2020 Jan 15;169(1):177–211.
  57. Castro FJ. Análisis de factores biometricos relacionados con el cálculo de la potencia de

- LIOs monofocales en cirugía de catarata, medidos mediante reflectometría de baja coherencia óptica. Tesis doctoral. Universidad de Zaragoza; 2016.
58. Binkhorst CD. Intraocular lens power. *Trans Sect Ophthalmol Am Acad Ophthalmol Otolaryngol.* 1976;81(1):OP70-9.
  59. Gobin L, Rozema J, Tassignon M. Review of IOL power calculation: a theoretical analysis of proposed formulas. Belgium, Europe. 2009.
  60. Shammas HJF. Axial length measurement and its relation to intraocular lens power calculations. *Am Intra-Ocular Implant Soc J.* 1982;8(4):346-9.
  61. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II™ formula and other second generation formulas. *J Cataract Refract Surg.* 1988;14(2):136-41.
  62. Gómez FJ. Comparación de fórmulas biométricas en el cálculo de lentes intraoculares mediante el uso de biometría óptica. Tesis de Maestría. Universitat Politècnica de Catalunya; 2013.
  63. Milanés AR, Molina K, González A. Piggy Back primario: una alternativa en la cirugía de pacientes portadores de hipermetropías elevadas. Presentación de un caso. *Medisur.* 2014;12(3):495-500.
  64. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand.* 2007 Aug;85(5):472-85.
  65. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg.* 1997;23(9):1356-70.
  66. Holladay IOL Consultant Software. [www.hicsoap.com](http://www.hicsoap.com). 2015.
  67. Langenbucher A, Haigis W, Seitz B. Difficult lens power calculations. *Current Opinion in Ophthalmology.* *Curr Opin Ophthalmol;* 2004;15(1):1-9.
  68. Haigis W. IOL calculation for high ametropia. *Ophthalmologe.* 2008;105(11):999-1004.
  69. Castellví J. Cálculo de la potencia de lentes intraoculares en casos complejos: Intraocular lens power calculation in complex cases. *Annals d'oftalmologia: òrgan de les Societats d'Oftalmologia de Catalunya, Valencia i Balears.* 2012;20(5):4.
  70. Xia T, Martinez CE, Tsai LM. Update on Intraocular Lens Formulas and Calculations. *Asia-Pacific J Ophthalmol (Philadelphia, Pa).* 2020 May 1;9(3):186-93.
  71. Cooke DL, Cooke TL. Comparison of 9 intraocular lens power calculation formulas. *J Cataract Refract Surg.* 2016;42(8):1157-64.
  72. Veitía ZA, Pla M, Hernández I, Pérez E, Hormigó IF. Utilidad de las fórmulas Barrett Suite para el cálculo de lentes intraoculares. *Rev Cuba Oftalmol.* 2019 Jan;32(1):1-12.
  73. Muniz H, Tai Ax, Sampson SJ, Wade M, Farid M, Garg S. Accuracy of Intraocular Lens Power Calculation Using Anterior Chamber Depth From Two Devices With Barrett Universal II Formula. *J Ophthalmol.* 2019;2019.
  74. Ladas JG, Siddiqui AA, Devgan U, Jun AS. A 3-D super surface combining modern intraocular lens formulas to generate a super formula and maximize accuracy. *JAMA Ophthalmol.* 2015 Dec 1;133(12):1431-6.
  75. Suárez Sánchez R. Fórmulas la potencia de los lentes intraoculares: 10 preguntas. *OftalmologalDía.com.* 2018.

76. Schröder S, Leydolt C, Menapace R, Eppig T, Langenbacher A. Determination of personalized IOL-constants for the haigis formula under consideration of measurement precision. PLoS One. 2016 Jul 1;11(7):e0158988.
77. Haigis W. Influence of axial length on IOL constants. Acta Clin Croat . 2012 Dec;51 Suppl 1:59–64.

## 7 ANEXOS

### 7.1 ANEXO I: CONSTANTES DE LA LIO

Es necesario un valor de referencia, para cada modelo de LIO, para todas las fórmulas de cálculo de potencia de LIO, ya que esta depende de factores como la posición de lente, el perfil de superficie óptica o su índice de refracción, entre otros. La constante de LIO es un dato necesario para calcular la potencia final de la LIO que se va a implantar.

En cada fórmula, los distintos autores describen diferentes constantes que, en realidad, son equivalentes, de hecho, existen ecuaciones que permiten la conversión entre ellas.

Las tres constantes de LIO más importantes son:

- Constante A

Es una constante que se introduce por primera vez con la fórmula SRK. Es un dato proporcionado por el fabricante, no representa ninguna distancia dentro del ojo, es simplemente un factor sumatorio empírico que depende únicamente del modelo de la LIO, en función de característica de la lente como, por ejemplo, el material, su índice de refracción o su geometría óptica. Es una constante individualizada para cada LIO, representa los factores que pueden influir en el resultado refractivo. Una lente etiquetada con una potencia dióptrica, aunque se utilice en ojos idénticos, no proporcionará el mismo resultado refractivo postoperatorio. La constante A cambia conforme cambia la potencia, el mismo valor numérico y con el mismo signo.<sup>(76,77)</sup>

- Constante SF

Constante Surgeon Factor, o Factor cirujano. Fue propuesta por Holladay en su primera fórmula, comprende la distancia entre el plano anterior del iris y el plano anterior de la LIO. Este valor es constante para cada tipo de LIO y cirujano en función de la técnica utilizada.

- Constante Offset

Es introducida en la fórmula SKR/T, corresponde al SF de Holladay, la distancia del plano anterior del iris al plano principal de la lente, pero sin diferenciar entre cirujano y técnica utilizada. Está definido por:

$$Offset = ACD - 3.336$$

- Constantes  $a_0$ ,  $a_1$  y  $a_2$

Estas constantes las utiliza Haigis para a fórmula de 4ª generación, la constante  $a_0$  se basa en la propia constante A de la lente proporcionada por el fabricante. Las constantes  $a_1$  y  $a_2$  se pueden personalizar en función de la ACD y la LA, sino se personalizan toman los siguientes valores:  $a_1=0.4$  y  $a_2=0.1$ , así, la fórmula pierde precisión.<sup>(76,77)</sup>

<b>TIPOS DE CONSTANTES</b>		
<b>Fórmula</b>	<b>Constante LIO</b>	<b>Fórmulas de conversión</b>
<b>SRK II</b>	<b>A</b>	<b>ACD: <math>(0,5663 A - 65,600 + 3,595) / 0,9704</math></b>
<b>SRK/T</b>	<b>A</b>	<b>A: <math>(0,9704 ACD + 65,600 - 3,595) / 0,5663</math></b>
<b>Holladay 1</b>	<b>SF</b>	<b>SF: <math>ACD 0,9704 - 3,595</math></b>
<b>Hoffer Q</b>	<b>pACD</b>	<b>ACD: <math>(SF + 3,595) / 0,9704</math></b>
<b>Holladay 2</b>	<b>ACD</b>	<b>A0: <math>ACD - 3,687</math></b>
<b>Haigis</b>	<b>a0, a1, a2</b>	

*Ilustración 12. Constantes de LIO y Fórmulas de conversión*

## 7.2 ANEXO II: TABLA I

ALX (mm)	Hoffer-Q			Holladay I			SRK/T		
20	34,10	36,31	31,87	33,39	35,50	31,23	32,44	34,29	30,58
21	29,81	32,11	27,47	29,38	31,53	27,17	28,70	30,59	26,78
22	25,97	28,37	23,51	25,72	27,92	23,45	25,27	27,21	23,29
23	22,44	24,95	19,88	22,35	24,60	20,02	22,10	24,10	20,07
24	19,15	21,76	16,47	19,23	21,54	16,84	19,17	21,22	17,07
25	16,04	18,74	13,25	16,33	18,70	13,85	16,19	18,33	13,98
26	13,08	15,88	10,19	13,22	15,68	10,62	13,32	15,56	10,97
28	7,55	10,53	4,45	7,47	10,10	4,66	8,02	10,50	5,35
30	2,48	5,60	-0,77	2,65	5,41	-0,32	3,23	5,97	0,11
Cte. A=118	K=43	K=41	K=45	K=43	K=41	K=45	K=43	K=41	K=45