



**Universidad  
Zaragoza**



# GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

## **TRABAJO FIN DE GRADO:**

“Biometría y cálculo de lentes intraoculares”

Presentado por Sara González Lahuerta

Tutelado por María Isabel Fuertes Lázaro y Galadriel Giménez Calvo

Zaragoza 2016

## RESUMEN

El cálculo de la lente intraocular (LIO) post cirugía refractiva es uno de los grandes desafíos actuales para los cirujanos de segmento anterior. Tras millones de procedimientos quirúrgicos refractivos corneales realizados en todo el mundo desde los años 80, el número de ojos que requieren un cálculo de potencia de LIO, aumenta considerablemente.

**Objetivo:** Investigar si las fórmulas de cálculo de lente intraocular que tienen en cuenta la queratometría real en ojos con cirugía refractiva son más eficaces para predecir la potencia de la lente a implantar que aquellas que sólo consideran la curvatura de la cara anterior.

**Métodos:** se seleccionaron 20 ojos de entre los pacientes que iban a ser intervenidos de cirugía de catarata en el Hospital Nuestra Señora de Gracia de Zaragoza, los cuales se habían sometido a una cirugía refractiva previa. Todos ellos fueron sometidos a un examen oftalmológico completo. Se evaluaron con el biómetro IOL Master®500 de Zeiss, con el Autoqueratorefractómetro KR 8900 de Topcon y con el topógrafo Oculus Pentacam®. Además, después de la cirugía de cataratas, se les realizó una refracción subjetiva completa. Tras analizar la distribución de las variables de estudio, se aplicó el test de Wilcoxon para comparar las queratometrías obtenidas y las potencias de las LIOs calculadas mediante las fórmulas Shammas, Haigis-L, Potvin-Hill Pentacam y Barrett true K no history, con la de la potencia de la lente que se le había implantado al paciente. Posteriormente, se compararon los valores de estas potencias por grupos de longitud axial. Se aceptó un nivel de confianza mínimo del 95%.

**Resultado:** Las medidas de las queratometrías medias obtenidas con los tres instrumentos presentaron diferencias estadísticamente significativas con la aportada por el topógrafo Pentacam® a 4 mm del vértice corneal. La fórmula que más se aproximó al valor de la LIO implantada al paciente fue la Potvin-Hill Pentacam seguida de Barrett true K no history. Al repetir el estudio por grupos de longitud axial, se comprobó que lo anterior se seguía manteniendo para ojos largos y muy largos; sin embargo para ojos extremadamente largos la elección de la fórmula pierde relevancia.

**Conclusión:** las queratometrías medias medidas con los tres instrumentos no pueden ser iguales, pues el único de los tres sistemas que mide también la cara posterior de la córnea es el Pentacam®. Esto influye a la hora de calcular la potencia de la lente intraocular, y la fórmula Potvin-Hill Pentacam, que emplea la queratometría real del ojo a 4 mm del vértice corneal, es la que más se aproxima a la potencia de la lente que se le había implantado al paciente.

**Palabras clave:** Biometría óptica, lente intraocular, catarata, cirugía refractiva

## ÍNDICE

1. Abreviaturas.....	3
2. Justificación.....	4
3. Hipótesis y objetivos.....	5
4. Introducción.....	6
4.1. La catarata.....	6
4.1.1 Definición.....	6
4.1.2. Clasificación.....	7
4.1.3. Cirugía de catarata.....	9
4.2. Cirugía refractiva corneal.....	10
4.2.1. LASIK.....	10
4.2.2. PRK.....	11
4.3. Biometría ocular.....	11
4.3.1. Biometría ultrasónica.....	11
4.3.2. Biometría óptica.....	12
4.4. Topografía corneal.....	13
4.4.1. Cámara Scheimpflug.....	13
4.5. Fórmulas: evolución histórica.....	14
5. Muestra, material y métodos.....	17
5.1. Diseño del estudio y selección de la muestra.....	17
5.2. Criterios de inclusión y exclusión.....	17
5.3. Lente intraocular implantada.....	18
5.4. Protocolo exploratorio.....	18
5.5. Recogida de datos y análisis de la muestra.....	20
6. Resultados.....	21
7. Discusión.....	23
8. Conclusiones.....	25
9. Bibliografía.....	26
10. Anexos.....	28
10.1. Anexo I: Desarrollo de las fórmulas de 1º, 2º, 3º y 4º generación.....	28

## 1. ABREVIATURAS

**AV:** agudeza visual

**ACD:** profundidad de cámara anterior

**ACD media:** profundidad de cámara anterior media

**ACDpreop:** profundidad de cámara anterior preoperatoria

**ACDpostop:** profundidad de cámara anterior postoperatoria

**CA:** cámara anterior

**D:** dioptrías

**Dv:** distancia al vértice corneal

**ELP:** posición efectiva de la lente

**K:** queratometría

**Km:** queratometría media

**Kpost:** queratometría postoperatoria

**LA:** longitud axial

**LA c:** longitud axial calculada

**LA opt:** longitud axial optimizada

**LASIK:** queratomileusis in situ con láser

**LIO:** lente intraocular

**n:** índice de la LIO

**P:** potencia de la LIO

**PRK:** queratometría fotorrefractiva

**R corr:** radio corneal corregido

**r meas:** radio corneal medio del IOL Master

**RX:** refracción postoperatoria deseada

**SD:** desviación estándar

**SF:** factor del cirujano

**Sim K:** queratometría simulada

## 2. JUSTIFICACIÓN

El aumento de la esperanza de vida de la población, la forma de vida y una mayor accesibilidad a las nuevas tecnologías, han incrementado la demanda de una calidad de visión muy superior a épocas pasadas. Todo ello ha provocado un incremento en la cirugía ocular.

La población actual está sometida a mayores esfuerzos visuales, lo que ha provocado un aumento de las ametropías (miopía, hipermetropía y astigmatismo). Estos defectos refractivos han traído consigo diferentes modos de corrección: por un lado el uso de gafas o lentes de contacto y, por otro, la cirugía refractiva.

Los métodos quirúrgicos de las cirugías refractivas han evolucionado, siendo cada vez más sofisticados. Pero es un hecho que, para corregir estas ametropías mediante las cirugías refractivas más frecuentes (LASIK, PRK...), la córnea es intervenida cambiando su morfología.

Cada vez es más frecuente programar una cirugía de cataratas a pacientes a los que previamente se les ha efectuado una cirugía refractiva. El problema que surge con estos pacientes es el de calcular una lente intraocular (LIO) de potencia adecuada para conseguir un grado de ametropía final postquirúrgico satisfactorio. El cálculo de la LIO en pacientes intervenidos de cirugía refractiva corneal es mucho más complejo de lo normal, pues además de tener longitudes axiales extremas, que ya complica de por sí el cálculo, se añaden otros factores relacionados con la cirugía previa que alteran la predictibilidad de las fórmulas existentes.<sup>[1]</sup>

Como optometristas, debemos conocer tanto las técnicas biométricas como las fórmulas de cálculo que van a ser decisivas para una cirugía exitosa. Estas medidas y estos cálculos toman más importancia en casos especiales, como los ojos con cirugía refractiva previa. Para lo cual es importante conocer las fórmulas de cálculo existentes y saber cuál es la más apropiada para este tipo de pacientes.

### 3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

#### HIPOTESIS

Las fórmulas para calcular la potencia de la lente intraocular a implantar en pacientes post cirugía refractiva que utilizan la queratometría total corneal, son más precisas que las fórmulas que la estiman a partir de la queratometría de la cara anterior de la córnea.

#### OBJETIVOS

1. Comparar la potencia de la lente intraocular implantada a pacientes post-cirugía refractiva con la calculada mediante las fórmulas Shammas, Haigis-L, Potvin- Hill Pentacam y Barrett true K no history, teniendo en cuenta el equivalente esférico del paciente tras la cirugía de cataratas.
2. Comparar la potencia de la lente intraocular implantada a pacientes post-cirugía refractiva con la calculada mediante las fórmulas Shammas, Haigis-L, Potvin- Hill Pentacam y Barrett true K no history, teniendo en cuenta el equivalente esférico del paciente tras la cirugía de cataratas por grupos de longitud axial.
3. Comparar la queratometría obtenida mediante el biómetro óptico IOL Master, con la obtenida mediante el autoqueratorefractómetro KR 8900 y con el topógrafo Pentacam.

## 4. INTRODUCCIÓN

### 4.1. LA CATARATA

#### 4.1.1. Definición

La catarata es la opacidad parcial o total del cristalino. El cristalino es una lente biconvexa, avascular y transparente, incluida en una cápsula, secretada por el epitelio del cristalino. Esta cápsula moldea el contenido del cristalino durante la acomodación, siendo más gruesa en la zona ecuatorial y más delgada en el polo posterior del mismo (fig.1). Un anillo de fibras zonulares, que se insertan en la región ecuatorial, mantiene suspendido el cristalino del cuerpo ciliar (fig.2.).

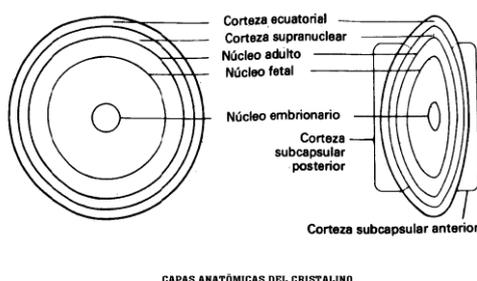


Fig.1. Esquema estructural del cristalino.

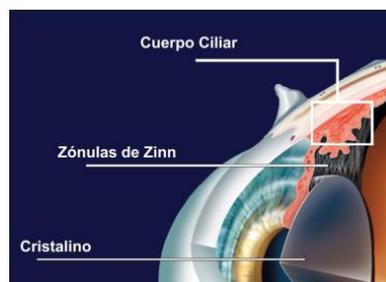


Fig.2. Visión anatómica de la sujeción del cristalino.

Las células de la región ecuatorial muestran actividad mitótica (hay una constante formación de células nuevas). Estas nuevas células epiteliales se alargan para formar fibras, que pierden sus orgánulos, lo que optimiza la transparencia del cristalino. Durante la vida se generan continuamente fibras subcapsulares, lo que hace que las capas más antiguas se vayan comprimiendo progresivamente hacia el centro del cristalino. De este modo, el cristalino crece, tanto en sentido anteroposterior, como ecuatorial, durante la vida.<sup>[2],[3]</sup>

Cualquier opacidad congénita o adquirida en la cápsula o el contenido del cristalino, independientemente de su efecto sobre la visión, es una catarata.

#### 4.1.2. Clasificación.

La mayoría de las cataratas son adquiridas, asociadas a la edad. Según su morfología, se pueden clasificar en:

- **Catarata subcapsular:** Podemos distinguir entre: catarata subcapsular anterior y posterior. La catarata subcapsular anterior está situada directamente por debajo de la cápsula del cristalino y se asocia con la maduración del epitelio del cristalino (fig.3). La catarata subcapsular posterior está situada justo enfrente de la cápsula posterior que, debido a su

localización, tiene un efecto más profundo sobre la visión (fig.4). Los pacientes pueden referir visión cercana afectada.

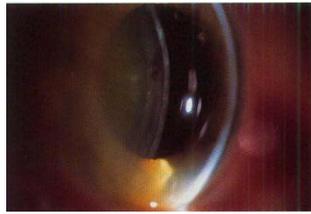


Fig.3. Catarata subcapsular anterior

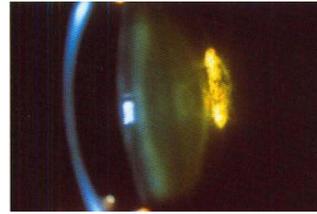


Fig.4. Catarata subcapsular posterior

- **Catarata nuclear:** el cristalino se va endureciendo progresivamente en la zona del núcleo formando así la catarata (fig.5). Suele asociarse con miopía, como resultado de un aumento del índice de refracción del núcleo del cristalino y también con una mayor alteración esférica. En consecuencia, algunos pacientes ancianos pueden ser capaces de leer de nuevo sin gafas.



Fig.5. Catarata nuclear incipiente



Fig.6. Catarata nuclear moderada



Fig.7. Catarata nuclear brunesciente

La catarata nuclear se caracteriza en sus estadios iniciales por un tono amarillento debido al depósito de pigmento urocromico (fig.6). Cuando está avanzada, el núcleo aparece marrón (una catarata brunesciente) (fig.7). Estas cataratas tienen una consistencia dura.

- **Catarata cortical:** puede afectar a la corteza anterior, posterior o ecuatorial. Las opacidades empiezan como hendiduras (fig.8) y vacuolas (fig.9) entre las fibras del cristalino debido a la hidratación de la corteza. La opacificación posterior da lugar a la formación de opacidades en forma de cuña o en radios de bicicleta, a menudo inicialmente en el cuadrante inferonasal. Tanto la catarata cortical como la subcapsular son blancas con la iluminación oblicua (fig.10) y aparecen negras, recortadas contra reflejo rojo, con la retroiluminación.



Fig.8. Hendiduras corticales



Fig.9. Vacuolas corticales



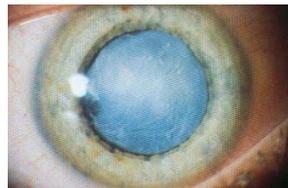
Fig.10. Catarata cortical avanzada

Según la madurez de la catarata, se pueden clasificar en:

- Catarata inmadura es aquella en la que el cristalino es parcialmente opaco.
- Catarata madura es aquella en la que el cristalino es completamente opaco (fig.11).
- Catarata hipermadura es aquella en la que la pérdida de agua ha dado lugar a la contracción de la catarata y a la aparición de arrugas en la cápsula anterior (fig.12).
- Catarata morgagniana es una catarata hipermadura en la que licuefacción total de la corteza ha permitido que el núcleo se hunda hacia abajo (fig.13).



**Fig.11.** Catarata madura



**Fig.12.** Catarata hipermadura con arrugas en la cápsula anterior



**Fig.13.** Catarata morgagniana

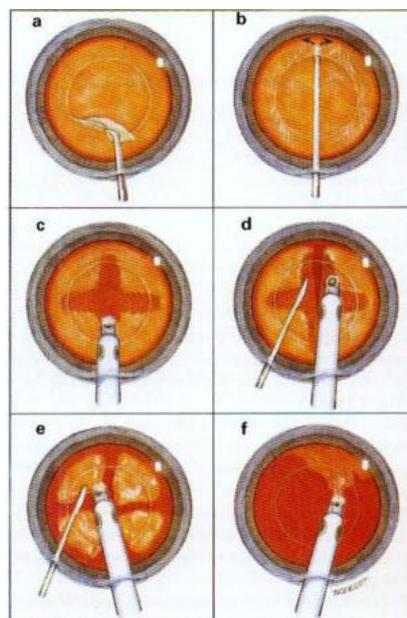
Además, existen cataratas producidas por traumatismos que suelen constituir la causa más frecuente de catarata unilateral en personas jóvenes. Pueden estar causadas por distintos tipos de lesiones: lesión penetrante directa del cristalino, radiaciones ionizantes de tumores oculares, radiación infrarroja (soplado de vidrio), ... Las cataratas también pueden estar inducidas por fármacos, como por ejemplo los corticoides, la clorpromazina, el busulfano (que se emplea en el tratamiento de la leucemia), la amiodarona (en el tratamiento de arritmias cardíacas), o el oro (usado para tratar a pacientes con artritis reumatoide).<sup>[2]</sup>

#### **4.1.3. Cirugía de Catarata.**

La catarata es la causa más frecuente de ceguera reversible en el mundo, y su único tratamiento efectivo es la cirugía. La mayor evolución de la cirugía de catarata tuvo lugar en la segunda mitad del siglo XX, aunque su historia se remonta casi 4 siglos atrás. La primera referencia escrita sobre la técnica de abatimiento de la catarata se encuentra en varios manuscritos hindúes, que datan del 600 a. C.<sup>[4]</sup>

La facoemulsificación (fig.14) se ha convertido en el método de elección de extracción de la catarata durante la última década. La técnica está cambiando constantemente y hay muchas variaciones. Habitualmente se realizan dos incisiones, una principal, de mayor tamaño, y una auxiliar, separadas entre sí por un ángulo recto.

Rellenando la cámara anterior con una sustancia viscoelástica se evita perder la forma del ojo. Se utiliza una pequeña aguja hueca, generalmente de titanio, unida a un cabezal que contiene un cristal piezoeléctrico, que vibra longitudinalmente a frecuencias ultrasónicas. El extremo se aplica al núcleo del cristalino y, a medida que el núcleo es emulsificado, un sistema de aspiración retira ese material emulsionado del ojo. Finalmente se inserta la LIO a través de la incisión principal. Normalmente, la herida se cura sin precisar sutura, debido a que se hacen incisiones muy pequeñas, lo que hace que la intervención sea más segura y se minimice la incidencia de complicaciones operatorias.<sup>[2]</sup>



**Fig.14.** Facoemulsificación.

## 4.2. CIRUGÍA REFRACTIVA CORNEAL

La cirugía refractiva incluye todos aquellos procedimientos quirúrgicos encaminados a corregir un defecto de graduación presente en el paciente, los llamados defectos de refracción, (miopía, hipermetropía, astigmatismo y/o la combinación de cualquiera de ellas). La cirugía refractiva corneal incluye una serie de técnicas cuyo objetivo básico es modificar la curvatura de la cara anterior de la córnea (hacerla más convexa o más cóncava) y compensar así el defecto de refracción.

Las técnicas que actúan sobre la superficie corneal permiten la corrección de los defectos refractivos leves o moderados. El método quirúrgico más conocido hoy en día es la queratomileusis in situ con láser (LASIK), seguido de la queratectomía fotorrefractiva (PRK). Desde la llegada del método LASIK, que es más versátil que la cirugía PRK, este último procedimiento se emplea cada vez con menos frecuencia y se reserva principalmente para los pacientes que no son candidatos a la cirugía LASIK, como ocurre con aquellos que tienen una córnea muy delgada.<sup>[2],[5]</sup>

### 4.2.1. LASIK.

La operación LASIK es actualmente el procedimiento refractivo más extendido de las operaciones láser de miopía. LASIK puede corregir aproximadamente una hipermetropía de hasta 4D, un astigmatismo de hasta 5D y una miopía de hasta 10D, dependiendo del espesor corneal del paciente. Para evitar la ectasia corneal debe conservarse una base corneal residual de 252nm de espesor después del corte y la ablación del tejido. Por lo

tanto, la cantidad de tejido extirpado y el tratamiento total están condicionados por el espesor de la córnea original.

El procedimiento quirúrgico del LASIK consiste en levantar una fina capa de tejido corneal mediante un microqueratomo automatizado para crear un flap (tapa de tejido corneal). El flap es levantado y doblado hacia atrás. Posteriormente, el láser excímer moldea el tejido de la córnea para corregir el defecto refractivo del paciente. Finalmente se coloca el flap en su posición original, pegándose el tejido corneal subyacente sin necesidad de puntos (fig. 15). [2]. [6]

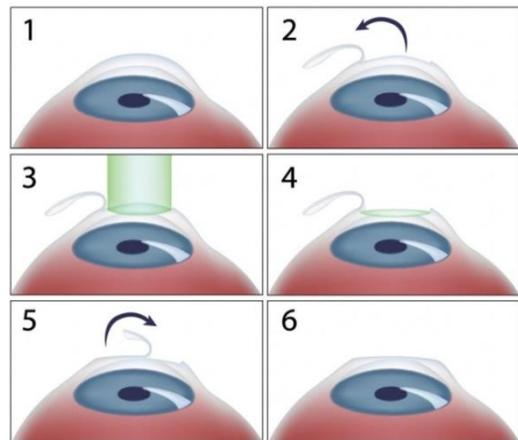


Fig.15.LASIK

#### 4.2.2. PRK.

La PRK es otro tipo de cirugía refractiva, realizada con láser excímer, que permite cortar con precisión el tejido corneal hasta una profundidad exacta con una mínima alteración del tejido de alrededor. En el tratamiento de la miopía se corta la superficie corneal anterior de forma que queda aplanada (10nm de ablación corrigen aproximadamente 1D de miopía). Para tratar la hipermetropía la ablación debe hacerse en la periferia de forma que el centro quede más alto. La PRK puede corregir una miopía de hasta 6D, un astigmatismo de hasta 3D y una hipermetropía baja. Generalmente, la recuperación completa tras la PRK es más lenta que con LASIK.

Durante el proceso quirúrgico se marca el eje visual, y se retira el epitelio corneal. El láser es aplicado para cortar en la cara de Bowman y el estroma anterior. La córnea suele curar en 48-78 horas después de la operación (fig. 16). [2]. [7]

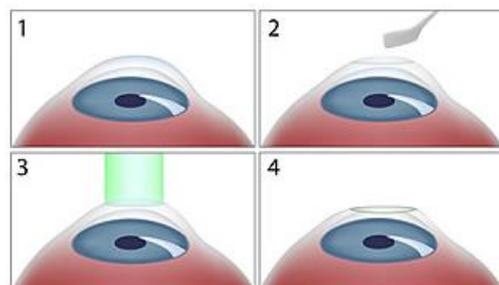


Fig.16.PRK

### 4.3. BIOMETRÍA OCULAR

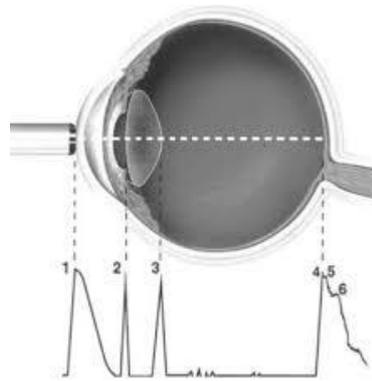
La biometría ocular es la disciplina que se encarga de la medida de los parámetros físicos del globo ocular. Estudia la longitud axial (LA) del ojo, siendo ésta la suma entre la profundidad de la cámara anterior (ACD), el espesor del cristalino y la cavidad vítrea. [7]

Existen dos modos de realizar la biometría: mediante ultrasonidos (biometría ultrasónica de contacto) o por interferometría (biometría óptica de no contacto). Tras

comparar ambos tipos de biometría, diversos estudios han concluido que el biómetro de no contacto (Zeiss IOL Master®) demuestra una mayor precisión que el biómetro de contacto.<sup>[9]</sup>

#### **4.3.1. Biometría ultrasónica**

En la biometría ultrasónica de contacto, el biómetro emite un haz de ultrasonidos que se envía al interior del ojo mediante una sonda. Este haz se propaga de manera uniforme a través de los tejidos oculares, sufriendo fenómenos de reflexión y refracción al pasar de un medio a otro. Cuando tiene lugar este paso entre dos medios de distintos índices de refracción se produce un registro onda-pico o deflexión (eco), que en el ojo humano normal corresponde el primero a la cara posterior de la córnea, seguido de la cara anterior del cristalino, cara posterior del cristalino y el último corresponde a retina. Al final, lo que obtenemos es una imagen bidimensional de las estructuras del ojo, cuya suma total de espacios es la LA (fig.17).<sup>[10]</sup>



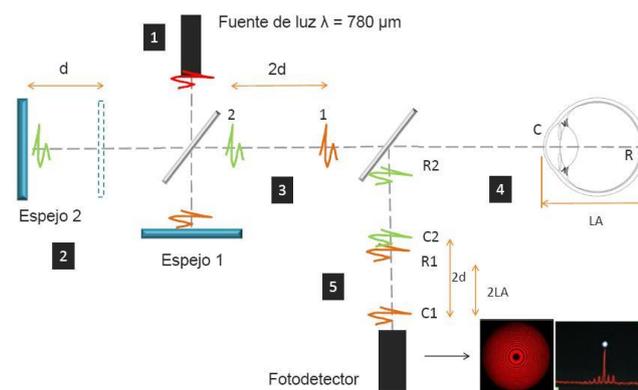
**Fig.17.**Esquema de los ecos obtenidos mediante el método de biometría ultrasónica de contacto.

#### **4.3.2. Biometría óptica**

La biometría óptica se basa en un sistema óptico denominado interferometría de coherencia parcial y no precisa de contacto con la córnea. El biómetro óptico emplea una fuente de luz con coherencia parcial y funciona como un interferómetro modificado de Michelson.

El instrumento emite un haz de luz infrarroja de 780 nm, que pasa por un divisor de haz, generando dos haces de luz de alta coherencia; uno se reflejará en un espejo (Espejo 1) y otro en un segundo espejo (Espejo 2). Estos dos haces son redireccionados hacia el ojo reflejándose en las estructuras oculares transparentes. Por último, son recogidos por un fotodetector que transformará la información, a partir de un software, en un ecograma (fig.18).

Mediante este esquema de funcionamiento las medidas no son sensibles a los movimientos longitudinales del ojo, que se produzcan durante el proceso de medida, por lo que se obtienen de forma precisa no sólo la medición de la LA, sino también otras mediciones oculares como la ACD, K o distancia blanco-blanco para ser usado en cirugías de catarata.



**Fig.18.** Esquema del funcionamiento del biómetro óptico.

En este tipo de biometría no existe contacto con el ojo del paciente y la curva de aprendizaje es mucho menor que en la ultrasónica. Esta prueba se puede realizar sin anestesia y sin midriasis, de tal modo que se evitan las distorsiones y los errores que pueden producirse por la presión corneal que se ejerce en la biometría ultrasónica de contacto. Al no haber contacto directo con la córnea no existe la posibilidad de transmitir enfermedades de un enfermo a otro ni de producir lesiones corneales.

Se trata de un instrumento de elevada precisión, pero que puede no resultar útil en casos donde los medios están opacificados (hemorragias vítreas, leucomas corneales, cataratas subscapulares posteriores...). En estos casos es necesario realizar una biometría ultrasónica.<sup>[10]. [11],</sup>

#### 4.4. TOPOGRAFÍA CORNEAL

El topógrafo corneal permite estudiar y detectar anomalías de la superficie corneal. Este sistema proyecta sobre la córnea la imagen de un disco compuesto por anillos concéntricos alternados blancos y negros (Disco de Placido). A su vez dos haces de luz son proyectados por una lámpara de hendidura. La imagen reflejada es capturada por una cámara, y analiza a través de programas computerizados, que permiten la representación de los resultados obtenidos en una amplia variedad de formatos, colores y escalas.<sup>[12]</sup>

Además de este método existen otras técnicas que proporcionan más información e incluyen una exploración más completa, como es el que integra la cámara de Scheimpflug.

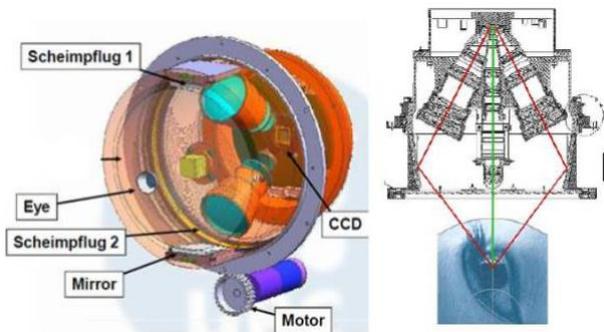
##### 4.4.1. Cámara Scheimpflug

La cámara Scheimpflug es una cámara rotacional que produce imágenes tridimensionales de alta resolución del polo anterior del ojo. Toma, sin necesidad de tener contacto con el ojo, hasta 50 imágenes en 2 segundos, desde la superficie anterior de la

córnea hasta la superficie posterior del cristalino. Cualquier movimiento del ojo es detectado por una segunda cámara y corregido durante el proceso. Para la obtención de imágenes tridimensionales se necesitan dos cámaras de Scheimpflug divergentes que, mediante unos espejos, permiten la convergencia de los rayos, lo que se traduce en una mayor precisión en el cálculo del espesor de las estructuras medidas (fig.19). Esta cámara es la base del funcionamiento del topógrafo Oculus Pentacam®.

Mediante este sistema se obtiene un mapa topográfico y paquimétrico completo, de toda la cara anterior y posterior de la córnea, de limbo a limbo.

El análisis de la cámara anterior del ojo incluye el cálculo del ángulo irido-corneal, volumen y profundidad de la cámara anterior, así como una función de medida manual de cualquier punto de la cámara anterior. [13],[14],[15]



**Fig.19.** Esquema de los elementos que componen el topógrafo Oculus Pentacam

#### 4.5. FÓRMULAS: EVOLUCIÓN HISTÓRICA

En las operaciones de catarata que se realizaban hace más de 50 años, se hacía una extracción intracapsular del cristalino, dejando al paciente en afaquia, siendo necesario una corrección óptica elevada para que pudiera desarrollar una vida normal. La técnica fue evolucionando hasta poder realizar extracciones extracapsulares cristalinas.

La sustitución del cristalino por la implantación de una LIO fue un paso iniciado por el cirujano Ridley, en 1949 [16],[17]. Este avance supuso un gran beneficio para los pacientes intervenidos de catarata, proporcionando una imagen retiniana similar al tamaño fisiológico real y consiguiendo liberar a los pacientes de llevar pesadas correcciones ópticas.

Al principio, todas las lentes implantadas eran de un valor estándar, pero pronto se vio que los pacientes miopes quedaban hipocorregidos y los hipermetropes hipercorregidos. Para solucionar este problema, se empezaron a desarrollar fórmulas biométricas basadas en la LA y en la queratometría.

Existen dos tipos de fórmulas: las teóricas, que aplican la geometría óptica a un ojo esquemático, sin considerar el análisis de las medidas clínicas del paciente, y las empíricas, que analizan los resultados de la refracción postoperatoria de múltiples intervenciones y los relaciona con la LA y la K.

Con el tiempo las fórmulas han ido evolucionando, obteniéndose fórmulas de primera, segunda, tercera y cuarta generación. (Ver su desarrollo en el anexo I).

## **5. MUESTRA, MATERIAL Y MÉTODOS**

### **5.1. DISEÑO DEL ESTUDIO Y SELECCIÓN DE LA MUESTRA.**

Para la realización de este estudio se seleccionó una muestra de sujetos a partir de los pacientes que iban a ser intervenidos de cirugía de cataratas en el Hospital Nuestra Señora de Gracia de Zaragoza durante el año de 2016.

El estudio siguió las directrices de la Declaración de Helsinki para investigaciones biomédicas en humanos. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado que había sido previamente aprobado por el Comité Ético de Investigaciones Clínicas de Aragón (CEICA), y recibieron las instrucciones que debían seguir antes y después de la intervención quirúrgica. La técnica quirúrgica consistiría en facoemulsificación con implante de LIO en cámara posterior.

### **5.2. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN.**

Los criterios de inclusión y exclusión que se aplicaron para este estudio fueron:

#### Criterios de inclusión.

- Personas de ambos sexos, mayores de 18 años.
- Obtención de la firma del consentimiento informado antes de realizar cualquier procedimiento del estudio.
- Catarata que justificara la disminución de agudeza visual.
- Agudeza visual corregida igual o inferior a 0.4.
- Pacientes con cirugía refractiva previa miópica (LASIK / PRK).
- Pacientes a los que se les fuera a implantar la LIO Tecnis ZCB00 de Abbott Medical Optics (AMO).

#### Criterios de exclusión.

- Ceguera absoluta.
- Ninguna posibilidad de mejora de su agudeza visual
- Criterios exclusivamente refractivos o estéticos.
- Pacientes con catarata avanzada que no pudieran ser explorados mediante el biómetro óptico IOL Master.
- Aquellos pacientes que fueran a recibir cirugía de catarata combinada con otro procedimiento.
- Presencia de anomalías o patologías corneales.

- Presencia de anomalías o patologías con afectación del globo ocular o sus anejos.
- Presencia de anomalías o patologías a nivel de retina.
- Falta de colaboración para realizar las pruebas.

### 5.3. LENTE INTRAOCULAR IMPLANTADA.

La LIO que se implantó en los pacientes del estudio, fue la Tecnis ZCB00 de Abbot Medical Optics (AMO). La Lente ZCB00 es una lente intraocular monofocal de acrílico hidrofóbico esférico anterior, con filtro UV, diseñado con wavefront y construido en un torno como monobloque, con sistema ProTEC 306° en óptica Biconvexa y hápticas de borde cuadrado. Hápticas en C, desplazadas anteriormente respecto de la óptica. En conjunto la óptica y háptica establecen 3 puntos de fijación con el saco capsular. Características:<sup>[18],[19]</sup>

- Longitud total= 13.00 mm
- Longitud de óptica = 6 mm
- Rango dióptrico: +5.00 a +34.00 dioptrías. (incremento de 0.50D)
- Constante A = 118.8
- Constante IOL Master:
  - Haigis a0 = -1.302 a1= 0.210 a2 = 0.251
  - SRK-T A-const = 119.3
  - Holladay1 SF = 2.02

Se consideraron sólo pacientes a los que se les fuera a implantar esta lente para evitar las diferencias en los resultados postoperatorios obtenidos se debieran al modelo de lente implantada.

### 5.4. PROTOCOLO EXPLORATORIO.

Las pruebas que se incluyeron en el protocolo exploratorio del estudio fueron las siguientes:

#### Primera visita:

1. Firma del consentimiento informado.
2. Historia clínica y anamnesis general: Nombre y apellidos, sexo, fecha de nacimiento, enfermedades generales y tratamientos sistémicos previos o actuales.
3. Historia clínica oftalmológica: cirugías previas, traumatismos, tratamientos médicos oftalmológicos que hubieran llevado o llevaran en ese momento.
4. Exploración oftalmológica:

- Exploración general ocular con lámpara de hendidura BQ 900 (Haag-Streit). Exploración del segmento anterior mediante biomicroscopia óptica en la que se observó el estado de la catarata usando diferentes técnicas de exploración: sección óptica (barrido, en posición primaria de mirada y posiciones estáticas) y retroiluminación en cristalino.
- Autoqueratorefractómetro KR 8900 de Topcon. Medición de la refracción objetiva del paciente y la queratometría en los 3 mm centrales.
- Biometría IOL Master® 500 de Zeiss. Es un biómetro óptico, usado para calcular la potencia de la LIO. Ofrece diferentes fórmulas y modelos de lentes para elegir la más apropiada para cada paciente. Entre las fórmulas que emplea están la SRK-T, Haigis-L, Holladay 1 y Hoffer-Q. Para poder calcular la potencia de la LIO a implantar y el equivalente esférico que se espera obtener tras la cirugía necesita medir: la LA hasta el epitelio pigmentario de la retina, la ACD, el espesor del cristalino, la paquimetría (espesor de la córnea), la profundidad de cámara posterior, la distancia blanco-blanco y la queratometría de la cara anterior de la córnea.
- Pentacam® de Oculus. Es una cámara con un sistema de rotación basada en la tecnología Scheimpflug para realizar análisis de segmentos anteriores. Captura el grosor de la córnea y toma datos de topografía y elevación de la cara anterior y posterior de la córnea.
- Refracción subjetiva para visión lejana con test de optotipos Snellen.
- Refracción subjetiva en visión próxima.
- IOL CAL: es una aplicación de la Sociedad Americana de Catarata y Cirugía Refractiva (ASCRS), que proporciona una orientación a cerca de los diferentes métodos de cálculo de LIO. Se trata de una herramienta de uso gratuito utilizada por oftalmólogos de todo el mundo.<sup>[17]</sup>

### Segunda visita:

Pasado un mes desde la operación, a los pacientes se les realizó una segunda visita, en la que se llevaron a cabo las siguientes pruebas:

1. Autoqueratorefractómetro KR 8900 de Topcon.

2. Exploración general ocular con lámpara de hendidura BQ 900 (Haag-Streit). Exploración del segmento anterior mediante biomicroscopía óptica, en la que se verificó si la LIO había sido implantada correctamente.
3. Refracción subjetiva en lejos con test de optotipos Snellen y toma de AV.
4. Refracción subjetiva en visión próxima y toma de AV.

Las variables que se tuvieron en cuenta en cada prueba para realizar el estudio fueron:

- Autoqueratorefractómetro: refracción para obtener el equivalente esférico antes y después de la cirugía de catarata y la queratometría para obtener la queratometría media.
- IOL Master: LA para separar a los pacientes en grupos, queratometría para obtener la queratometría media, ACD para obtener la potencia de la LIO.
- Pentacam: queratometría para obtener la queratometría media y el valor TNP\_Apex\_Zone\_40, que se trata de la queratometría en la zona de 4 mm centrada en el vértice corneal.
- IOL CAL: la potencia de la LIO con las fórmulas Shammas, Haigis-L, Potvin-Hill Pentacam y Barrett true K no history

## 5.5. RECOGIDA DE DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa SPSS (versión 20.0, IBM Corporation, Somers, EEUU), tras exportar la base de datos creada en Microsoft Excel (Microsoft Office 2011, Microsoft Corporation, Seattle, EEUU).

### Estadística descriptiva:

Para describir las características de los sujetos incluidos en el estudio, así como los parámetros obtenidos en las diferentes pruebas, se utilizaron la media y la desviación estándar.

### Estadística analítica:

Se comprobó el ajuste a la normalidad de las variables a estudio mediante el test de Shapiro-Wilk.

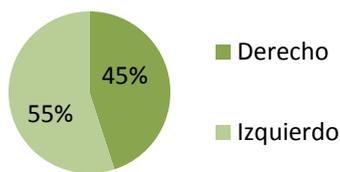
Mediante el test de Wilcoxon para muestras pareadas se comprobó si las queratometrías medias obtenidas con los diferentes instrumentos eran similares y se estudió qué fórmula se acercaba más a la potencia de la LIO implantada para obtener el equivalente esférico resultante de la operación.

El test de correlación de Pearson nos permitió estudiar cómo se relacionaban las variables incluidas en el estudio. Se consideraron diferencias estadísticamente significativas cuando la p fue menor de 0,05.

## 6. RESULTADOS

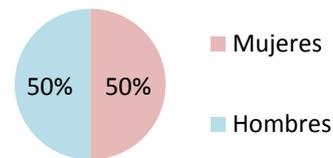
Se analizaron un total de 20 ojos, de los cuales 9 correspondieron a ojo derecho (45%) y 11 a ojo izquierdo (55%) (Gráfico 1). De los pacientes analizados la mitad eran mujeres y la otra mitad hombres (Gráfico 2). La edad media de los sujetos del estudio fue de  $61,65 \pm 7,929$  años, siendo la edad máxima 78 y la mínima 43.

### Ojos



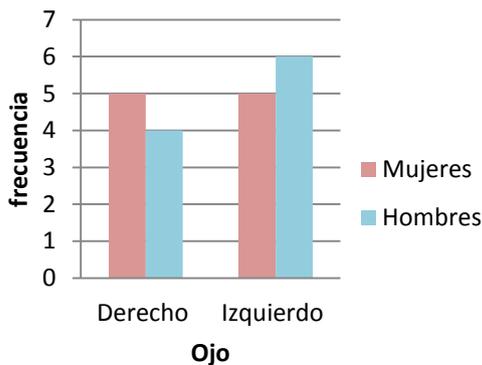
**Gráfico 1.** Distribución por frecuencias de ojos izquierdos y derechos.

### Sexo

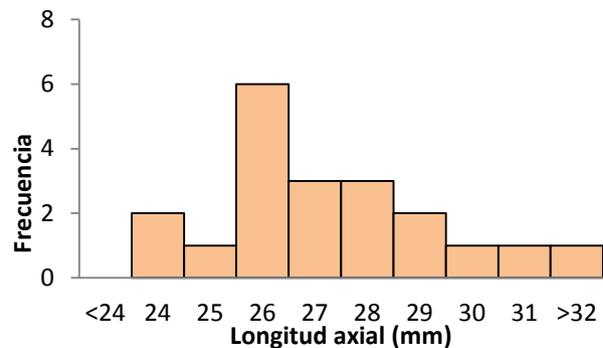


**Gráfico 2.** Distribución por frecuencias de ojos mujeres y hombres.

Dentro del grupo de las mujeres la mitad de los ojos fueron ojos derechos y la otra mitad izquierdos. En el grupo de los hombres 4 de los ojos correspondieron a ojos derechos y 6 a ojos izquierdos (Gráfico 3)



**Gráfico 3.** Distribución por frecuencias de ojos izquierdos y derechos respecto al sexo.



**Gráfico 4.** Distribución por frecuencias de LA.

En el gráfico 4 se muestra la distribución de frecuencias de LA. Como era de esperar, se encontraron valores muy altos, por tratarse de ojos largos (pacientes miopes). La LA media fue de  $27,75 \pm 2,33$  mm, siendo la LA máxima de 34.29 mm y la mínima de 24.72 mm.

Debido a que se trataba de una muestra pequeña, se comprobó que esta se ajustaba a la normalidad mediante el test de Shapiro-Wilk.

En la tabla 1 se muestran los valores medios y las desviaciones estándar (SD) para la potencia de la LIO implantada, y las potencias propuestas a partir de las fórmulas de Shammas, Haigis-L, Potvin-Hill Pentacam y Barrett true K no history.

	Potencia LIO	Shammas	Haigis-L	Potvin-Hill Pentacam	Barrett true K no history
Media (D) ± SD	19.10±3.86	19.65±4.25	19.92±4.33	18.91±3.55	19.96±4.09
P-valor	-	<b>0.009</b>	<b>0.001</b>	0.392	0.163

**Tabla 1.** Estadística descriptiva y analítica. Medidas de la P de la LIO con las diferentes fórmulas.

Para comparar los datos obtenidos con las diferentes fórmulas y la potencia de la LIO implantada, se usó el Test de Wilcoxon para muestras pareadas, que permitió concluir que hay diferencias estadísticamente significativas al calcular la potencia de la LIO con las fórmulas de Shammas y Haigis-L ( $p < 0.05$ ). La fórmula Potvin-Hill Pentacam fue la que más se acercó al resultado de la potencia de la LIO que llevaba el paciente para el equivalente esférico residual.

Se realizó una distribución de datos por el valor de la LA de los pacientes, obteniendo los siguientes grupos:

- Grupo 1: LA < 26 mm pertenecen 3 sujetos de estudio (ojos largos).
- Grupo 2:  $26 \text{ mm} \leq \text{LA} \leq 28 \text{ mm}$  pertenecen 9 sujetos de estudio (ojos muy largos).
- Grupo 3: LA > 28 mm pertenecen 8 sujetos de estudio (ojos extremadamente largos).

Con estos grupos se comparó de nuevo (como en el caso anterior) el valor de la potencia de la LIO que se había implantado al paciente, con la calculada mediante las cuatro fórmulas (Shammas, Haigis-L, Potvin-Hill Pentacam y Barrett true K no history) por grupos de LA (tabla 2).

	Grupo	Potencia LIO	Shammas	Haigis-L	Potvin-Hill Pentacam	Barrett true K no history
Media (D) ± SD	1	21.33±1.75	22.02±1.76	22.30±1.58	21.31±1.59	21.68±1.45
	2	21.22±3.23	21.96±3.44	22.37±3.60	20.90±2.56	21.39±2.93
	3	15.87±2.79	16.16±3.58	16.27±3.17	15.77±2.66	17.70±5.04

<b>P-valor</b>	1	-	<b>0.019</b>	<b>0.021</b>	0.940	0.307
	2	-	<b>0.025</b>	<b>0.002</b>	0.356	0.564
	3	-	0.462	0.329	0.807	0.243

**Tabla 2.** Estadística descriptiva y analítica. Medidas de la P de la LIO con las diferentes fórmulas y por grupo de LA.

Comparando los datos obtenidos por grupos de LA, se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las potencias obtenidas mediante las fórmulas de Shammas y Haigis-L y la potencia de la LIO portada por el paciente en los grupos 1 y 2. Sin embargo en el grupo 3 (ojos extremadamente largos), no se encontraron diferencias significativas entre la potencia de la LIO del paciente y la propuesta por las cuatro fórmulas. Las mejores similitudes se presentaron para la fórmula Potvin-Hill Pentacam.

Finalmente estudiamos la Km obtenida con 3 sistemas. La Km obtenida con el autorrefractómetro fue de 38.99 mm con una SD de 1.82. El valor máximo de Km fue 42.75 mm y el mínimo 35.38 mm. Los resultados obtenidos de esta Km con el IOL Master presentan una media de 38.54 mm con una SD de 2.48; el valor máximo fue de 43.05 mm y el mínimo 33.62 mm. Por otro lado, la Km obtenida con el Pentacam fue de 38.06 mm, una SD de 2.89, una Km máxima de 43.05 mm y una Km mínima de 31.20 mm. Además el Pentacam permite obtener una queratometría medida en la zona a 4 mm del vértice corneal (TNP Apex 4 mm Zone) que presentó un valor medio de 37.02 mm con una SD de 2.6; el valor máximo de 41.60 mm y un mínimo de 31.40 mm (Tabla 3).

<b>Km</b>	<b>Autorrefractómetro</b>	<b>IOL Master</b>	<b>Pentacam</b>	<b>TNP Apex 4 mm Zone</b>
<b>Media (D) ± SD</b>	38.99±1.82	38.54±2.48	38.06±2.89	37.02±2.61
<b>Máximo (D)</b>	42.75	43.05	43.05	41.60
<b>Mínimo (D)</b>	35.38	33.62	32.20	31.40
<b>P-valor Autorrefractómetro</b>	-	0.252	0.166	<b>0.00</b>
<b>P-valor IOL Master</b>	0.252	-	<b>0.033</b>	<b>0.00</b>
<b>P-valor Pentacam</b>	0.166	<b>0.033</b>	-	<b>0.00</b>

**Tabla 3.** Estadística descriptiva y analítica. Medidas de Km para Autorrefractómetro, IOL Master y Pentacam.

Para buscar diferencias significativas entre las Km obtenidas mediante los tres instrumentos, se empleó el Test de Wilcoxon para muestras pareadas, que permitió concluir que las Km medidas en el autorrefractómetro, el IOL Master y el Pentacam presentan diferencias significativas con respecto a la queratometría medida a 4 mm del vértice corneal (TNP Apex 4 mm Zone). Se encontró similitud en las Km del IOL Master y el Pentacam con respecto al autorrefractómetro, sin embargo se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas comparando las Km del Pentacam y el IOL Master.

## 7. DISCUSIÓN

El mayor problema observado en la literatura consultada sobre el cálculo del poder dióptrico de la LIO en pacientes con cirugía refractiva corneal previa es el pequeño número de pacientes incluidos en los estudios <sup>[20] [21] [22] [23]</sup>, problema que también hemos encontrado en el nuestro, debido a que no todos los pacientes atendidos en consulta presentaban una cirugía refractiva previa (LASIK / PRK). En nuestro caso, además, excluimos también a aquellos pacientes que, aunque si presentaban la característica anterior, no se les había implantado el modelo de LIO Tecnis ZCB00, para evitar que la variabilidad en los resultados obtenidos pudiera deberse al modelo de lente implantada.

Un estudio sobre el tema realizado por Hany H et al. <sup>[24]</sup>, estudió las queratometrías medidas por diferentes instrumentos utilizados para calcular la potencia de la LIO en pacientes con cirugía refractiva previa. Las medidas de la queratometría tomada con IOL Master resultaron ser inferiores a las medidas por los instrumentos convencionales, lo que influyó en las fórmulas de cálculo de LIO, dando lugar a refracciones postoperatorias hipermetrópicas. En nuestro caso, los resultados más bajos fueron los medidos por Oculus Pentacam en la zona a 4 mm del vértice corneal (TNP Apex 4 mm Zone). En este mismo estudio de Hany H et al. <sup>[24]</sup> se obtuvo que la fórmula Shammas presentó el mejor resultado de refracción final. La fórmula Haigis-L del IOL Master, reportó datos menos precisos que la fórmula Shammas. Estos resultados se asemejan a los obtenidos en nuestro estudio, aunque comparado con otras fórmulas (Potvin-Hill Pentacam y Barrett true K no history), donde estas últimas obtuvieron los resultados más próximos a los del paciente.

El principal objetivo que nos planteamos en nuestro estudio fue evaluar qué fórmula de las empleadas para el cálculo de LIO en pacientes con cirugía refractiva previa, predecía mejor la potencia de la LIO a implantar. Para ello empleamos las fórmulas más actuales: Shammas, Haigis-L, Potvin-Hill Pentacam y Barrett true K no history, de las cuales la Potvin-Hill Pentacam resultó ser la que más se aproximó a la potencia de la LIO implantada a los pacientes, teniendo en cuenta el error refractivo final que les había quedado tras la cirugía. En un estudio realizado por Wang L et al. <sup>[26]</sup> en el que se compararon los nuevos

métodos de cálculo de la potencia de la LIO en ojos con cirugía refractiva corneal previa, se obtuvo que con la fórmula Potvin-Hill Pentacam se producían los errores refractivos más pequeños tras la cirugía, en comparación con las obtenidas mediante la fórmula Shammas y muy parecidos a la fórmula Haigis-L. Estos resultados son muy semejantes a los obtenidos en nuestro estudio.

A la vista de los resultados obtenidos podemos ver que en este tipo de pacientes cobra especial importancia la elección de la fórmula con la que calcular la potencia de la LIO a implantar. Según la fórmula empleada, la queratometría tenida en cuenta es distinta, ya que muchos instrumentos miden sólo la queratometría de la cara anterior de la córnea. El Pentacam es un instrumento que mide tanto la cara anterior como la posterior de la córnea, dando lugar así a valores de espesor corneal reales <sup>[27]</sup>. Por ello la fórmula que mejor predictibilidad ha presentado en nuestro estudio fue la Potvin-Hill Pentacam, seguida de Barrett true K no history.

Era un resultado esperado, pues sabemos que la fórmula Potvin-Hill Pentacam usa la queratometría corneal real, obtenida mediante Oculus Pentacam en la zona a 4 mm del vértice corneal (TNP Apex 4 mm zone) <sup>[27]</sup>. Este aparato mide tanto la cara anterior de la córnea como la posterior, resultando ser un instrumento más completo y muy útil, especialmente en pacientes que se han sometido a cirugía refractiva previa.

Esto también se ha puesto de manifiesto al comparar la queratometría media obtenida con el Oculus Pentacam, el autoqueratorrefractómetro y el IOL Master. Dado que las dos últimas miden sólo la cara anterior de la córnea pero no la posterior, se comete un error de simulación en pacientes a los que se les ha realizado una cirugía refractiva previa, que no ocurre con el Oculus Pentacam.

Al volver a comparar qué fórmula predecía mejor la potencia de la LIO por grupos de LA, los resultados fueron similares. Para ojos de LA hasta 28 mm (inclusive) se vuelve a evidenciar que la fórmula de Potvin-Hill Pentacam es la que más se acerca al valor de LIO implantada. Sin embargo en el grupo de ojos extremadamente largos (LA>28 mm) la predictibilidad de las fórmulas empleadas resultó ser similar, por lo que la elección de una fórmula u otra no tiene tanta relevancia.

## 8. CONCLUSIONES

1. Al comparar la potencia de la lente intraocular implantada a pacientes con cirugía refractiva previa con la calculada mediante las fórmulas, Shammas, Haigis-L, Potvin-Hill Pentacam y Barrett true K no history, la que más se acerca a la potencia de la lente intraocular implantada es la fórmula de Potvin-Hill Pentacam.
2. Realizando el mismo análisis por grupos de longitud axial, para ojos largos ( $LA < 26$  mm) y ojos muy largos ( $26 \text{ mm} \leq LA \leq 28 \text{ mm}$ ) la fórmula Potvin-Hill Pentacam resulta ser la más exacta, mientras que para ojos extremadamente largos ( $LA > 28$  mm) no hay diferenciación en usar una de las cuatro fórmulas.
3. Comparando las queratometrías obtenidas mediante el biómetro óptico IOL Master, el autorrefractómetro KR 8900, y el topógrafo Pentacam, las queratometrías obtenidas con IOL Master y autorrefractómetro son similares, mientras que las obtenidas con IOL Master y Pentacam difieren entre sí. Además la queratometría aportada por Pentacam a 4 mm del vértice corneal, usada para la fórmula Potvin-Hill Pentacam, difiere significativamente de las queratometrías obtenidas con el autorrefractómetro, el IOL Master y el mismo Pentacam.

## 9. BIBLIOGRAFIA

1. Mesa Gutiérrez JC, Porta Monnet J, Cabiró Badimón I, Amías Lamana V, Rouras López A. Cálculo biométrico tras cirugía refractiva. Laboratorios Thea 2007; 37.
2. Kanski, Jack J. Oftalmología Clínica. Quinta edición. España: Elsevier, 2006.
3. Kierstan Boyd, Elena M Jimenez MD. ¿Qué son las cataratas? [en línea]. American Academy of Ophthalmology, 2014 [Consulta: 15 agosto 2016]. Disponible en: <http://www.aao.org/salud-ocular/enfermedades/que-son-las-cataratas>
4. Nieves Moreno M, Asorey García A, Santos Bueso E, García Sánchez J. Historia de la cirugía de catarata (I): desde el abatimiento hasta la extracción. Madrid, España, 2015; 90.
5. Instituto oftalmológico Fernández-Vega. Cirugía refractiva. [en línea]. Instituto oftalmológico Fernández-Vega, 2016 [Consulta: 13 octubre 2016]. Disponible en: <http://www.fernandez-vega.com/cirurgia-refractiva>
6. American Academy of Ophthalmology. LASIK-Cirugía Ocular con Láser. [en línea]. American Academy of Ophthalmology, 2015. [consulta: 17 agosto 2016]. Disponible en: <http://www.aao.org/salud-ocular/tratamientos/lasik-cirurgia-ocular-con-laser>
7. Admira Visión. Cirugía refractiva con láser Excimer. Técnica PRK. [en línea]. España, Admira visión, 2016 [Consulta: 16 agosto 2016]. Disponible en: [http://www.admiravision.es/es/tratamiento/cirurgia-refractiva-PRK#.V9lp9\\_mLQdU](http://www.admiravision.es/es/tratamiento/cirurgia-refractiva-PRK#.V9lp9_mLQdU)
8. Villada Casaponsa JR, Javaloy Estañ J, Granados Centeno JM, Lledó Pérez C, Villada Warrington T, Muñoz Ruiz G, Acebal Bernal M. Medidas biométricas e introducción al cálculo de la lente intraocular. España: Que vayan ellos; 2007.
9. Verhulst E, Vrijghem JC. Accuracy of intraocular lens power calculation using the Zeiss IOL Master. A prospective study. Bull SocBelgeOphthalmol 2001; 281:61-5.
10. Zeiss. User manual IOL Master with advanced Technology. Software Version 5.4 [en línea]. Zeiss. [Consulta: 23 agosto 2016]. Disponible en: [http://www.doctor-hill.com/physicians/docs/iolmaster\\_5-4.pdf](http://www.doctor-hill.com/physicians/docs/iolmaster_5-4.pdf)
11. Garzón Jiménez N, Muñoz Mendoza M, Poyales Galán F. "Cálculo de la potencia de lentes intraoculares". Gaceta óptica, nº 425, 2008, p. 22-25.
12. Garzón Jiménez N, Poyales Galán F. "ORBSCAN: Mapas topográficos". Gaceta óptica, nº 420, 2007, p. 24-28.
13. Morcillo Laiz R; Muñoz Negrete F; Durán Poveda S. La cámara Scheimpflug rotacional Pentacam. [en línea]. Madrid, España. [consulta: 29 agosto 2016]. Disponible en: <http://www.oftalmo.com/studium/studium2006/stud06-4/06d-04.htm>
14. Centro oftalmológico de diagnóstico. Pentacam [en línea]. Buenos Aires, Argentina, Centro oftalmológico de diagnóstico. [consulta 29 agosto 2016]. Disponible en: <http://www.codnegri.com.ar/tecnologia-pentacam.php>
15. Bing qin MD, David Huang MD, Alpas Patel MD, Brand H Feldman MD, Kenneth J, Hoffer MD. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery [en línea]. American Academy of Ophthalmology, 2014. [Consulta: 30 agosto 2016]. Disponible en: [http://eyewiki.aao.org/Intraocular\\_lens\\_power\\_calculation\\_after\\_corneal\\_refractive\\_surgery#Pentacam](http://eyewiki.aao.org/Intraocular_lens_power_calculation_after_corneal_refractive_surgery#Pentacam)
16. Iribarne Y, Ortega Usobiaga J, Sedó S, Fossas M, Martínez Lehmann P, Vendrell C. "Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares". Annals d'Oftalmología, nº 11, 2003, p. 152-165.
17. Alió J, Rodríguez Prats JL. Buscando la excelencia en la cirugía de la catarata. Alicante, España: Glosa, S.L. 2006.

18. SM MEDICAL. Lente intraocular Acrílico Hidrofóbico Asférico Monopieza AMO TECNIS-1 (ZCB00) [en línea]. Chile, SM MEDICAL. [consulta: 10 septiembre 2016]. Disponible en: <http://smmedical.cl/lente-intraocular-acrilico-hidrofobico-amo-tecnis-1-zcb00/>
19. ULIB. User Group for Laser Interference Biometry [en línea]. [Consulta: 10 septiembre 2016]. Disponible en: <http://www.ocusoft.de/ulib/c1.htm>
20. Masket S, SE Masket. Fórmula de regresión simple para ajuste de la potencia de la lente intraocular en los ojos que requieren cirugía de catarata después de la fotoablación láser éxcimer. *J Cataract Refract Surg.* 2006; 32: 430-4
21. Latkany AR, AR Chokshi, altavoz MG, J Abramson, Soloway BD, Yu G. Los cálculos de lentes intraoculares después de la cirugía refractiva. *J Cataract Refract Surg.* 2005; 31: 562-70.
22. Shammas HJ, Shammas MC. No-history method of intraocular lens power calculation for cataract surgery after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg.* 2007; 33: 31-6
23. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: double-K method. *J Cataract Refract Surg.* 2003; 29: 2063-8
24. Hany A Helaly, Mohammad El-Hifnawy, Mohamed Shafik Shaheen, Amro Abou El-Kheir. Accuracy Of Corneal Power Measurements For Intraocular Lens Power Calculation After Myopic Laser In situ Keratomileusis. *Alejandro, Egipto: Middle East AFR J Ophthalmol*, enero-marzo 2016; 23, p.122-128.
25. Un Abulafia, Colina NOS, Koch DD, Wang L, Barrett GD. Accuracy of the Barrett true K formula for intraocular lens power prediction after laser in situ keratomileusis or photorefractive keratectomy for myopia. *Estados Unidos: J. Cataract Refract surg*, 2016; 42: 363-9
26. Wang L, Tang M, Huang D, Weikert MP, Koch DD. Comparison of newer IOL power calculation methods for post-corneal refractive surgery eyes. *Ophthalmology.* 2015; 122: 2443-9
27. Acosta R, Hoffmeister L, Román R, Comas M, Castilla M, Castells X. "Revisión sistemática de estudios poblacionales de prevalencia de catarata Hospital del Mar-Esperança, Institut Municipal d'Assistència Sanitària (IMAS)". *Arch Soc. Esp Oftalmol.* Vol 81, nº9, 2006
28. ASCRS, ASOA Symposium & congress. Technicians & nurses program. [en línea]. San Diego, California, 17-21 abril 2015. [Consulta: 4 septiembre 2016]. Disponible en: [http://ascrs15.expoplanner.com/handouts\\_tn/000071\\_31470004\\_Waldron\\_UpdatePost-Refractive.pdf](http://ascrs15.expoplanner.com/handouts_tn/000071_31470004_Waldron_UpdatePost-Refractive.pdf)
29. Randall Noblitt. IOL Calculations after refractive surgery [en línea]. KATPO Annual Technician Seminar and Tech Bowl, Lexington, KY, February 27, 2016. [Consulta: 4 septiembre 2016]. Disponible en: [http://www.katpo.org/pdf/2016/2016\\_KATPO\\_HANDOUTS\\_IOL\\_Calculations\\_after\\_Refractive\\_Surgery.pdf](http://www.katpo.org/pdf/2016/2016_KATPO_HANDOUTS_IOL_Calculations_after_Refractive_Surgery.pdf)
30. Hany Helaly. IOL Power calculation After Myopic LASIK [en línea]. Alexandria University, 2012. [Consulta: 4 septiembre 2016]. Disponible en: <http://www.esoirs.com/files/ESOIRS2012-Presentations/003004.pdf>

## 10. ANEXOS

### ANEXO I. Desarrollo de las fórmulas de 1º, 2º y 3º generación.

#### Fórmulas teóricas de 1º generación y SRK.

En 1967, Fyodorov <sup>[16],[17]</sup> desarrolló la primera fórmula teórica para el cálculo de LIOs (fig.20), aplicando los principios de la óptica fisiológica al sistema óptico ocular obteniendo la siguiente fórmula:

$$P = \frac{1336}{LA - ELP} - \frac{1336}{\frac{\frac{1336}{\frac{1000}{RX} - dv} - Km} - ELP}}$$

**Fig.20. Fórmula de Fyodorov donde:**

*P: potencia de la LIO; Km: queratometría media; LA: longitud axial; ELP: posición efectiva de la lente; dv: distancia al vértice corneal; RX: refracción postoperatoria deseada.*

En la fórmula para calcular la potencia dióptrica de la lente que se implantaría en el ojo, tenía en cuenta la LA y la queratometría y consideraba constantes el índice de refracción corneal y la ACD.

En el año 1978, los autores Sanders, Retzlaff y Kraff crearon una fórmula empírica (SRK) (fig.21) basándose en el estudio retrospectivo de los resultados quirúrgicos de implantación de LIO.

$$P = A - BxLA - CxKm$$

**Fig. 21. Fórmula SRK empírica donde:**

*A, B, C son constantes propias de las lentes. P: potencia de la LIO; LA: longitud axial; Km: queratometría media.*

En LIOs de igual diseño, las constantes B y C toman valores comunes para todas ellas, sin embargo la constante A varía en función del tipo de lente empleada siendo mayor su valor cuanto más cerca de la retina se coloque la LIO. Así, la ecuación queda de la siguiente manera (fig.22).

$$P = A - 2.5LA - 0.9Km$$

**Fig.22. Fórmula SRK (1980).**

*A: constante de la lente; Km: queratometría media; LA: longitud axial; P: potencia de la LIO*

## Fórmulas teóricas de 2º generación Y SRK II.

El problema en las fórmulas teóricas anteriores es que consideraban la posición efectiva de la lente (ELP) constante, independientemente de la LA. Tras los resultados obtenidos con el uso de estas fórmulas en algunos pacientes (aquellos con ojos cortos o largos), los autores Hoffer y Binkhorst observaron que no quedaban correctamente corregidos. Dedujeron que el valor de la ACD se debería calcular en función de la LA (fig. 23).

$$ACD = (0.292 \times LA) - 2.93 \text{ (Hoffer)}$$

$$ACD = \left( \frac{LA}{23.45} \right) \times ACD_{preop} \text{ (Binkhorst)}$$

**Fig.23. Fórmulas Hoffer y Binkhorst donde:**

**LA:** longitud axial; **ACD:** profundidad de cámara anterior; **ACDpreop:** ACD preoperatoria

Por su parte, los autores de la fórmula empírica SRK observaron que su fórmula actuaba bien para ojos con LA estándar (22.5 mm < LA < 24.5 mm), pero que en los casos de ojos largos (LA > 24.5 mm) quedaban errores hipermetrópicos y en ojos cortos (LA < 22.5 mm) errores miópicos. Para corregir estas limitaciones, los autores propusieron que el valor de la constante A fuera variable en función de la LA, transformando esta fórmula en la SRK II (fig.24).<sup>[16],[17]</sup>

$$P = SRK + F$$

$$LA < 20 \text{ mm} : F=3$$

$$20 \text{ mm} < LA < 21 \text{ mm} : F=2$$

$$21 \text{ mm} < LA < 22 \text{ mm} : F=1$$

$$22 \text{ mm} < LA < 24.5 \text{ mm} : F=0$$

$$LA > 24.5 \text{ mm} : F= -0.5$$

**Fig.24. Fórmula SRK II.**

**P:** potencia de la LIO; **SRK:** fórmula SRK de 1º generación; **F:** constante; **LA:** longitud axial

## Fórmulas teóricas de 3º generación.

Las fórmulas de tercera generación son las más empleadas en la actualidad. Tratan de predecir la ELP en función de LA y la queratometría del sujeto.

En 1988, Holladay<sup>[16],[17]</sup> consideró que para poder calcular el valor de ACD postoperatoria debía relacionarse la LA con la altura de la cúpula corneal, relacionándose a

su vez con el radio de curvatura corneal, con el diámetro corneal y con un factor dependiente del cirujano (SF), que equivale a la distancia entre el plano del iridiano al plano principal de la LIO.

Conscientes de la importancia de la ELP, los autores de la SRK propusieron una nueva teoría de su fórmula. Sumaron la distancia entre la córnea y el plano del iris y la distancia entre el plano iridiano y el plano principal de la LIO para obtener el valor de la profundidad de CA, obteniendo la fórmula SRK-T.

La diferencia más destacable entre las distintas fórmulas de tercera generación y las anteriores es el algoritmo para el cálculo de la ELP de la LIO en el interior del ojo. Las fórmulas más destacadas de esta generación son la Holladay I (fig. 25), SRK-T (fig. 26), Hoffer Q (fig. 27) y Olsen (fig. 28).

$$P = \frac{1.0125n - Km * (LA + 0.2)}{(LA + 0.2 - ACDpostop) * \left(1.0125 - \frac{ACDpostop * Km}{n}\right)}$$

**Fig.25. Fórmula Holladay donde:**

*P: potencia de la LIO; Km: queratometría media; LA: longitud axial; ACDpostop: profundidad de cámara anterior postoperatoria; n: índice de la LIO.*

$$P = \frac{1.0135n - Km * LAopt}{(LAopt - ACDpostop) * \left(1.0135 - \frac{ACDpostop * Km}{n}\right)}$$

**Fig.26. Fórmula SRK-T donde:**

*P: potencia de la LIO; Km: queratometría media; LA: longitud axial; LAopt: LA optimizada; ACDpostop: profundidad de cámara anterior postoperatoria; n: índice de la LIO.*

$$P = \frac{1336}{LA - ACDpreop - 0.05} - \frac{Km + R}{1 - 0.749 * 10^{-6} * (ACDpreop + 0.05) * (Km + R)}$$

$$R = RX * (1 - 0.012RX)$$

**Fig.27. Fórmula Hoffer-Q donde:**

*P: potencia de la LIO; Km: queratometría media; LA: longitud axial; ACDpreop: profundidad de cámara anterior preoperatoria; n: índice de la LIO; R: refracción en córnea; RX: refracción en gafa.*

$$P = \frac{n - Km * LAcor}{(LAcor - ACDpostop) * \left(1 - \frac{ACDpostop * Km}{n}\right)}$$

**Fig.28. Fórmula Olsen 2004 donde:**

*P: potencia de la LIO; Km: queratometría media; LAcor: longitud axial corregida; ACDpostop: profundidad de cámara anterior postoperatoria; n: índice de la LIO.*

## Fórmulas teóricas de 4º generación

Las fórmulas de cuarta generación son las que han surgido más recientemente. Estas fórmulas emplean más de dos factores para predecir la ELP. Entre las fórmulas de 4º generación podemos destacar: Shammas, Haigis-L, Potvin-Hill Pentacam y Barrett true K no history. <sup>[16],[17]</sup>

### SHAMMAS

La fórmula Shammas se usa para calcular la potencia de la LIO en pacientes operados de cirugía refractiva miópica, ajustando previamente los valores de K, LA y ACD del paciente.

Shammas propone una fórmula obtenida por regresión lineal para convertir la K medida en un paciente intervenido de LASIK ó PRK (Kpost) en un equivalente de la K calculada por el método de la historia clínica (Kpost corr). Además de la queratometría del paciente también se ven afectadas la ACD y la LA, teniendo que corregirlas antes de introducirlas en la fórmula final. Las correcciones se obtienen de la siguiente manera (fig.29):

$$Kpost\ corr = 1.14 \times Kpost - 6.8$$

$$LAc = 0.9 * LA + 2.3$$

$$ACDpostop = ACDpreop + 0.05$$

**Fig.29. Correcciones de ACD, LA y Kpost para pacientes con Cirugía refractiva miópica.**

**K post corr:** queratometría postoperatoria corregida; **Kpost:** queratometría postoperatoria; **LA:** longitud axial; **LAc:** LA calculada; **ACDpostop:** profundidad de cámara anterior postoperatoria; **ACDpreop:** profundidad de cámara anterior postoperatoria.

Después estos parámetros corregidos son introducidos en la fórmula Shammas para hallar la potencia de la LIO a implantar (fig.30). <sup>[15],[17],[28],[29]</sup>

$$P = \frac{n}{LAc - ACDpostop} - \frac{n * Kpost\ corr}{1,0125 * n - ACDpostop * Kpost\ corr}$$

**Fig. 30. Fórmula Shammas.**

**P:** potencia de la LIO; **n:** índice de la LIO; **Kpost corr:** queratometría postoperatoria corregida; **LAc:** longitud axial calculada; **ACDpostop:** profundidad de cámara anterior postoperatoria.

### HAIGIS-L

Esta fórmula se usa tanto para el LASIK miópico como para el hipermetrópico. El algoritmo Haigis-L genera un radio corneal corregido (R corr) a partir del radio corneal medio (r meas) medido por el IOL Master (en mm). Del mismo modo calcula un ACD

postoperatorio ( $ACD_{postop}$ ) a partir de tres constantes para definir un determinado modelo de LIO (fig.31).<sup>[17],[28],[29],[30]</sup>

$$R \text{ corr} = 331,5 / (-5,1625 \times r \text{ meas} + 82,2603 - 0,35)$$

$$ACD_{postop} = a0 + a1 * ACD_{preop} + a2 * LA$$

**Fig.31. Fórmula de Haigis para obtener el radio corneal corregido y ACD postoperatorio.**

**R corr:** radio corneal corregido; **r meas:** radio corneal medio; **ACDpostop:** profundidad de cámara anterior postoperatoria; **ACD preop:** profundidad de cámara anterior preoperatoria; **LA:** longitud axial; **a0, a1, a2:** son constantes.

Finalmente se introduce en la fórmula Haigis para calcular la potencia de la LIO. La fórmula no se encuentra publicada, siendo posible hacer uso de ella en webs de cálculo de LIO como IOL CAL de la Sociedad Americana de Catarata y Cirugía Refractiva (ASCRS) o en algunos instrumentos como el IOL Master.

### **POTVIN-HILL PENTACAM**

Esta fórmula sólo se utiliza en aquellos pacientes en los que, antes de realizarles cirugía de catarata, se les ha sometido a una cirugía refractiva para la corrección de miopía (LASIK / PRK). Determina directamente la potencia corneal mediante la medición de ambas caras de la córnea (superficie anterior y posterior), mediante las cámaras de Scheimpflug giratorias del Pentacam®. Para calcular la potencia de K-post tras LASIK o PRK, se obtienen mejores resultados en la zona de 4 mm centrado en el vértice corneal (en Pentacam se refiere a ello como TNP\_Apex\_Zone\_40). Luego este dato se utiliza en la fórmula de Shammas como si fuera la Kpost corregida.<sup>[28],[29]</sup>

### **BARRETT TRUE K NO HISTORY**

Esta fórmula se emplea en casos donde anteriormente se hayan realizado una cirugía refractiva previa LASIK (miópico o hipermetrópico). Es una fórmula de reciente creación que se caracteriza por no utilizar ningún tipo de dato de la historia de la operación de cirugía refractiva del paciente.<sup>[28],[29]</sup> La fórmula no se encuentra publicada, pero si se puede hacer uso de ella en algunas webs de cálculo de LIO como IOL CAL de la Sociedad Americana de Catarata y Cirugía Refractiva (ASCRS).